**Artigo original**

Flávio de Oliveira Pires<sup>1</sup>  
Adriano Eduardo Lima-Silva<sup>2</sup>  
Fernando Roberto de Oliveira<sup>2</sup>

## DIFERENÇAS ENTRE VARIÁVEIS DE IDENTIFICAÇÃO DOS LIMIARES VENTILATÓRIOS

### DIFFERENCES AMONG VARIABLES OF DETERMINATION OF VENTILATORY THRESHOLDS

#### RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a associação e sensibilidade das variáveis que identificam LV1 e LV2, utilizando método de análise visual e matemática. Vinte homens executaram teste em esteira rolante, com velocidade inicial entre 4 e 6 km.h<sup>-1</sup>, e incrementos de 1 km.h<sup>-1</sup> a cada minuto. A análise visual das curvas da VE, VE/VO<sub>2</sub>, VE/VCO<sub>2</sub>, FeO<sub>2</sub>, FeCO<sub>2</sub> e R foram utilizadas na identificação de LV1 e LV2. Os modelos V-slope e regressão linear múltipla determinaram matematicamente LV1 e LV2, respectivamente. No LV1, VE/VO<sub>2</sub> foi significativamente maior do que VE e V-slope, enquanto para LV2, não houve diferenças significativas entre as variáveis de identificação. Em LV1 não foram identificadas correlações significativas entre as variáveis, embora com um bom nível de sensibilidade (75%-95%); em LV2, VE e FeCO<sub>2</sub> apresentaram correlação significativa ( $r = -0,71$ ;  $p < 0,05$ ), mas apenas a FeCO<sub>2</sub> e VE/VCO<sub>2</sub> apresentaram nível de sensibilidade satisfatório (75% e 80% dos indivíduos, respectivamente). O método V-slope e regressão linear múltipla também apresentaram nível de sensibilidade satisfatório (75% e 90%, respectivamente). Nós concluímos que as diferentes variáveis ventilatórias podem não determinar os mesmos pontos, sugerindo dissociação entre elas, e não apresentar o mesmo nível de sensibilidade.

**Palavras-chave:** limiar ventilatório, análise visual, métodos matemáticos, trocas gasosas.

#### ABSTRACT

The objective of this study was to investigate the association and sensibility of variables that identify VT1 and VT2, employing the usage of both visual and mathematical methods. Twenty men underwent a progressive test on treadmill with initial velocity between 4 and 6 km.h<sup>-1</sup>, and increments of 1 km.h<sup>-1</sup> per minute. The visual curve analyses of VE, VE/VO<sub>2</sub>, VE/VCO<sub>2</sub>, FeO<sub>2</sub>, FeCO<sub>2</sub> and R were applied to VT1 and VT2 identification. The V-slope and multiple linear regressions mathematically determined VT1 and VT2, respectively. In VT1, VE/VO<sub>2</sub> was significantly higher than VE and V-slope methods, whereas in VT2 no significant differences were recognized. In VT1, no significant correlation was identified, despite the higher level of sensibility (75%-95%); In VT2, VE and FeCO<sub>2</sub> demonstrated significant correlation coefficient ( $r = -0.71$ ;  $p < 0.05$ ) but only FeCO<sub>2</sub> and VE/VCO<sub>2</sub> demonstrated satisfactory level of sensibility (75% and 80% of individuals, respectively). The V-slope method and multiple linear regressions also demonstrated satisfactory levels of sensibility (75% and 90%, respectively). We concluded that different ventilatory variables may not determine the same points, suggesting dissociation among them and either may not show the same sensibility level.

**Key words:** ventilatory threshold, visual analysis, mathematical models, gas exchange.

<sup>1</sup>Laboratório de Desempenho Esportivo (EEFE-USP).

<sup>2</sup>Laboratório de Pesquisa Morfo-Funcional (CEFID-UDESC).

## INTRODUÇÃO

As relações estabelecidas no início do século passado entre acidose metabólica, aumento das concentrações sanguíneas de lactato ([La]), e capacidade de realizar exercício, permitiram a formulação de pressupostos básicos acerca de alguns fenômenos fisiológicos<sup>1</sup>. Adicionalmente, a utilização de variáveis ventilatórias como marcadores metabólicos baseia-se em um modelo teórico que assume relação de causa e efeito entre o aumento das [La] e o incremento da ventilação (VE), principalmente durante exercícios de cargas progressivas<sup>2,3</sup>. Neste modelo, o aumento do tamponamento, realizado pelo  $\text{HCO}_3^-$  sobre os íons de  $\text{H}^+$  dissociados da molécula do ácido láctico, pode ser observado pela maior produção de  $\text{CO}_2$  e  $\text{H}_2\text{O}$ , com conseqüente ação sobre quimiorreceptores centrais e periféricos<sup>4</sup>. Como resultado, há um crescimento abrupto da VE, volume expirado de  $\text{CO}_2$  ( $\text{VCO}_2$ ) e razão de trocas respiratórias (R).

No entanto, alguns resultados indicam apenas uma relação casual entre estes fenômenos. Neste caso, a maior evidência foi apresentada por Hagberg et al.<sup>5</sup>, investigando indivíduos que não acumulam lactato, devido a ausência da enzima glicogênio fosforilase no músculo esquelético (síndrome de McArdle). Observou-se neste estudo, que os indivíduos analisados exibiram quebra de linearidade na curva da VE, semelhante aos indivíduos normais, sugerindo que as mudanças na VE são independentes do comportamento das [La]. Corroborando estes achados, Buono et al.<sup>6</sup> e Mateika e Duffin<sup>4</sup>, verificaram dissociação entre VE e [La], utilizando dois testes consecutivos, enquanto Yeh et al.<sup>7</sup> observaram que, apesar da existência de um limiar ventilatório, a concentração arterial e venosa de lactato não acompanhava esse fenômeno.

Apesar da controversa relação, os limiares ventilatórios vêm sendo um dos métodos mais empregados para detecção do nível de aptidão aeróbia e rendimento esportivo. Em geral, é possível identificar duas zonas de transição metabólica, denominadas aqui de primeiro e segundo limiar ventilatório (LV1 e LV2). Para a aproximação desses limiares, variáveis como VE, R, equivalentes ventilatórios de  $\text{O}_2$  e  $\text{CO}_2$  ( $\text{VE}/\text{VO}_2$  e  $\text{VE}/\text{VCO}_2$ ), e frações expiradas de  $\text{O}_2$  e  $\text{CO}_2$  ( $\text{FeO}_2$  e  $\text{FeCO}_2$ ), são

frequentemente utilizadas em associação, assumindo-se que estas discriminam os mesmos fenômenos fisiológicos e demarcam domínios metabólicos similares<sup>8</sup>.

Contudo, além destas variáveis não apresentarem o mesmo nível de sensibilidade<sup>2,9</sup>, a discordância entre os resultados de alguns estudos impõe sérias dúvidas sobre a sua utilização irrestrita para a identificação de LV1 e LV2. Enquanto Caiozzo et al.<sup>2</sup> recomendaram a utilização do equivalente  $\text{VE}/\text{VO}_2$  por apresentar maior coeficiente de correlação com o critério adotado, i.e limiar de lactato ( $r = 0,93$ ;  $p < 0,001$ ) e alto grau de reprodutibilidade, Meyer et al.<sup>9</sup> observaram baixo nível de reprodutibilidade e diferenças significativas nestes marcadores metabólicos, sendo estes resultados, dependentes do protocolo empregado<sup>10</sup>. Utilizando teste em esteira rolante com incremento de velocidade a cada três minutos, Pires et al.<sup>11</sup> encontraram LV1 e LV2 em cargas coincidentes, utilizando  $\text{VE}/\text{VO}_2$  e  $\text{VE}/\text{VCO}_2$ , respectivamente, para a determinação destes limiares. A discrepância entre o modelo teórico estabelecido e esses resultados incentiva a realização de novos estudos, a fim de verificar a consistência dos métodos empregados para identificação de LV1 e LV2.

Outra problemática envolvendo o fenômeno dos limiares ventilatórios está no método de identificação adotado para a aproximação de LV1 e LV2. Frequentemente, se utiliza a inspeção visual das variáveis ventilatórias em função da carga de trabalho e/ou tempo, porém, o alto grau de subjetividade e dependência da interpretação do avaliador são fatores limitantes deste método<sup>12,13</sup>. Por exemplo, apesar de não encontrarem diferenças entre os métodos visual e matemático na determinação dos limiares ventilatórios, Beaver et al.<sup>12</sup> observaram alto coeficiente de variação quando da utilização do método visual. Porém, estudo recente de Santos e Giannella<sup>14</sup> não encontrou diferenças nas intensidades dos LV identificados por métodos matemáticos ou por inspeção visual, com alto grau de associação entre eles ( $r = 0,93$ ).

Desta maneira, os aspectos abordados até aqui constituem potenciais influenciadores da generalização do modelo dos limiares ventilatórios, sugerindo a necessidade de estudos adicionais. Conseqüentemente, o presente estudo teve como objetivos verificar o

grau de associação e sensibilidade das variáveis ventilatórias utilizadas na identificação de LV1 e LV2, e comparar o método de identificação visual dos limiares ventilatórios com outros menos subjetivos, como os modelos matemáticos V-slope e regressão linear múltipla.

## PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

**Amostra:** vinte homens fisicamente ativos ( $28,9 \pm 3,8$  anos;  $80,6 \pm 13,8$  kg;  $176,4 \pm 6,8$  cm), foram selecionados para participar desse estudo. Outras características da amostra estão na tabela 1. Uma avaliação prévia constituída de anamnese, exame clínico e exame cardiológico, garantiu ausência de doenças que pudessem interferir nas variáveis utilizadas no estudo. Um formulário de consentimento informado foi assinado pelos indivíduos antes do início das avaliações. As informações desse estudo são derivadas da coleta de dados de outro trabalho desenvolvido em nosso laboratório, mas que ainda não foi publicado. O trabalho original foi aprovado pelo Comitê de Ética para estudos com humanos da Universidade do Estado de Santa Catarina (processo nº 6/2003).

**Protocolo:** os sujeitos executaram teste em esteira rolante da marca Sensormedics, com velocidade inicial entre 4 e 6 km.h<sup>-1</sup>, selecionada de acordo com o nível de aptidão física de cada indivíduo, identificado através de um questionário aplicado antes de iniciar o estudo, considerando modalidade esportiva, frequência, duração e intensidade de treinamento. Foi aceito como fisicamente ativo o indivíduo que apresentasse treinamento com frequência mínima de 2 vezes por semana, e duração mínima de uma hora por sessão. Após 4 minutos de aquecimento, a velocidade foi incrementada em 1 km.h<sup>-1</sup> a cada minuto até exaustão, com inclinação constante de 0%. Os indivíduos caminhavam até aproximadamente 7 km.h<sup>-1</sup>; acima dessa velocidade passavam a

correr. Apesar das diferenças na carga inicial, o tempo de duração do teste não foi diferente entre os sujeitos estudados.

**Análise das trocas gasosas:** os dados das trocas gasosas foram obtidos respiração a respiração com transmissão *on-line* para um software Sensormedics (Sensormedics Vmax series 29, Yorba Linda, Califórnia, USA). Um sensor de fluxo bidirecional foi utilizado para mensuração do volume de ar expirado (precisão de  $\pm 0,05$  L e espaço morto inferior a 100 ml do total). Uma seringa contendo uma concentração conhecida de ar (3 L) foi utilizada para calibração do volume antes do início de cada teste. As frações expiradas de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> foram analisadas através de sensor de zircônio e absorção de infravermelho, respectivamente. Os sensores apresentavam um tempo de resposta inferior a 130 milissegundos, com precisão de  $\pm 0,02\%$  para uma distância entre 16-26% de oxigênio e 0,0-4,10% de dióxido de carbono. Antes do início de cada teste, os sensores foram calibrados de forma automática utilizando cilindros de ar contendo concentrações conhecidas de oxigênio e dióxido de carbono (White Martins Praxair INC, São Paulo, Brasil). Os dados de ventilação (VE), corrigidos pela temperatura e pressão saturadas com vapor de água (BTPS); consumo de oxigênio (VO<sub>2</sub>); produção de dióxido de carbono (VCO<sub>2</sub>); fração expirada de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> (FeO<sub>2</sub> e FeCO<sub>2</sub>, respectivamente); foram arquivados para posterior análise.

As condições laboratoriais foram mantidas com temperatura entre 20° e 22° C e umidade relativa do ar entre 60% e 65%. Um aparelho de ar refrigerado foi utilizado para manter a temperatura constante. O teste não iniciava antes da temperatura ambiente atingir os valores citados acima. Os valores de frequência cardíaca foram registrados nos últimos cinco segundos de cada estágio, através de um freqüencímetro da marca Polar (Polar Training Advisor™ SW, Polar Electro OY, Finlândia).

**Tabela 1.** Características gerais da amostra (média  $\pm$  desvio padrão).

VEL <sub>máx</sub> (km.h <sup>-1</sup> )	VO <sub>2máx</sub> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	VE <sub>máx</sub> (L.min <sup>-1</sup> )	FeO <sub>2máx</sub> (%)	FeCO <sub>2máx</sub> (%)	R <sub>máx</sub> (unidade)
13,7 $\pm$ 1,6	39,9 $\pm$ 6,5	123,5 $\pm$ 16,6	17,4 $\pm$ 0,3	4,9 $\pm$ 0,4	1,20 $\pm$ 0,1

VEL<sub>máx</sub>: velocidade máxima atingida no teste; VO<sub>2máx</sub>: consumo máximo de oxigênio; VE<sub>máx</sub>: ventilação máxima; FeO<sub>2máx</sub>: fração expirada de O<sub>2</sub> máxima; FeCO<sub>2máx</sub>: fração expirada de CO<sub>2</sub> máxima; R<sub>máx</sub>: razão de trocas respiratórias máxima.

**Determinação de LV1 e LV2:** As variáveis ventilatórias (VE, VE/VO<sub>2</sub>, FeO<sub>2</sub>, R, VE/VCO<sub>2</sub> e FeCO<sub>2</sub>) foram plotadas separadamente em função do tempo, após conversão dos dados para médias de 20 segundos. LV1 e LV2, expressos em km.h<sup>-1</sup>, foram identificados por interpolação entre o tempo e sua velocidade correspondente, através da análise visual da curva das variáveis ventilatórias. A moda entre três avaliadores conhecedores dos fenômenos foi utilizada. Os coeficientes de correlação intraclasse (CCI), calculado a partir das identificações dos três avaliadores, variaram entre 0,56 a 0,98 (p<0,05), dependendo da variável analisada. Esses valores demonstram um bom grau de concordância entre os três. Enquanto VE, VE/VO<sub>2</sub>, FeO<sub>2</sub> e R foram utilizadas para a aproximação de LV1; VE, VE/VCO<sub>2</sub> e FeCO<sub>2</sub> foram utilizadas para aproximação de LV2. Para tanto, observou-se o seguinte comportamento de cada variável: VE: primeira e segunda quebra de linearidade da curva; VE/VO<sub>2</sub>, VE/VCO<sub>2</sub> e FeO<sub>2</sub>: último ponto no qual a partir deste, houve um aumento contínuo da curva; FeCO<sub>2</sub>: último ponto no qual a partir deste, a curva apresentou decréscimo contínuo; R: primeira quebra de linearidade da curva. A ordem de identificação foi escolhida aleatoriamente. A figura 1 apresenta os dados e as respectivas identificações de um sujeito representativo do grupo estudado.

Para atender os objetivos desta investigação, os limiares ventilatórios também foram determinados pelo modelo V-slope<sup>12</sup>, e através de equação de regressão linear múltipla<sup>13</sup>. O primeiro modelo foi aplicado estabelecendo inicialmente relação entre VCO<sub>2</sub> e VO<sub>2</sub>. Duas linhas de regressão linear foram criadas a partir dessa relação, sendo que a primeira apresentava obrigatoriamente

inclinação inferior a “1” e a segunda superior a “1”. O ponto de intersecção entre as duas retas foi utilizado para identificação matemática de LV1 (V-slope). O segundo modelo de regressão linear identificou LV2 no ponto de intersecção que melhor dividiu a curva da VE em dois segmentos, começando a partir de LV1. Para tanto, foi escolhida a equação que apresentava maior valor de R<sup>2</sup> e menor somatória de resíduos (regressão linear múltipla).

Análise estatística: após verificação da distribuição dos dados através do teste de Shapiro-Wilk's, utilizou-se ANOVA (one-way) para comparação entre as diferentes formas de identificação dos limiares ventilatórios, seguindo de post-hoc de Scheffe quando preciso. Para verificação de possíveis associações entre as variáveis, empregou-se o coeficiente de correlação de Pearson. Em todas as análises foi adotado um nível de significância inferior a 5% (p<0,05).

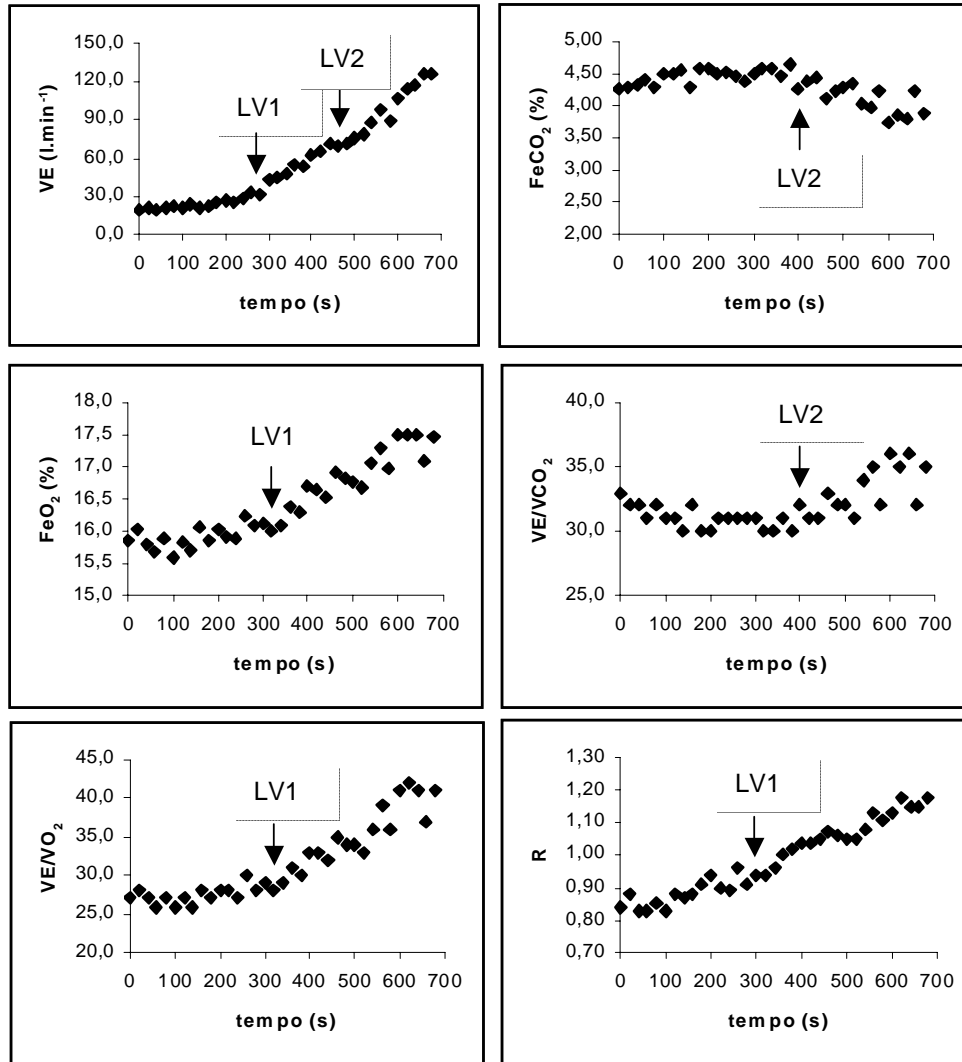
## RESULTADOS

O número de identificações em valores absolutos e relativos serviu como um indicador do nível de sensibilidade de cada variável e métodos utilizados. Para LV1, a variável de maior sensibilidade foi a VE (95% dos sujeitos), enquanto a FeO<sub>2</sub> foi efetiva em apenas 15 sujeitos (75%). O modelo matemático V-slope determinou LV1 em 15 indivíduos da amostra, totalizando também 75%. Enquanto a VE foi a variável menos sensível para a determinação de LV2 (45% da amostra), a FeCO<sub>2</sub> foi a variável mais sensível, totalizando 80% da amostra (16 sujeitos). O modelo de regressão linear múltipla identificou LV2 em 18 sujeitos (90%). A tabela 2 mostra o nível de sensibilidade para cada variável e método.

**Tabela 2.** Número de identificações (absoluto e relativo) das variáveis e métodos de identificação de LV1 e LV2. Os valores dentro dos parênteses representam o número de identificações relativas ao número total de sujeitos (n=20).

	VE/VO <sub>2</sub>	FeO <sub>2</sub>	R	V-slope	VE	VE/VCO <sub>2</sub>	FeCO <sub>2</sub>	R-linear
LV1	16 (80%)	15 (75%)	18 (90%)	15 (75%)	19 (95%)			
LV2					8 (45%)	15 (75%)	16 (80%)	18 (90%)

LV1: primeiro limiar ventilatório; LV2: segundo limiar ventilatório; VE/VO<sub>2</sub>: equivalente ventilatório de O<sub>2</sub>; VE/VCO<sub>2</sub>: equivalente ventilatório de CO<sub>2</sub>; FeO<sub>2</sub>: fração expirada de O<sub>2</sub>; FeCO<sub>2</sub>: fração expirada de CO<sub>2</sub>; VE: ventilação; R: razão de trocas respiratórias; V-slope: método matemático de identificação de LV1; R-linear: método matemático de identificação de LV2.



**Figura 1.** Exemplo de identificação pelo método visual do primeiro (LV1) e segundo (LV2) limiar ventilatório de um sujeito representativo do grupo estudado.

Apesar de não ter sido um objetivo inicial do estudo, o comportamento da curva do  $VO_2$  também foi investigado e posteriormente incluído na análise, para fornecer maior subsídio aos resultados e discussão. Nitidamente foi possível observar um desvio de linearidade na relação  $VO_2$ -tempo em 85% da amostra (17 sujeitos). A curva de um sujeito, representativo desse comportamento, está ilustrada na figura 2.

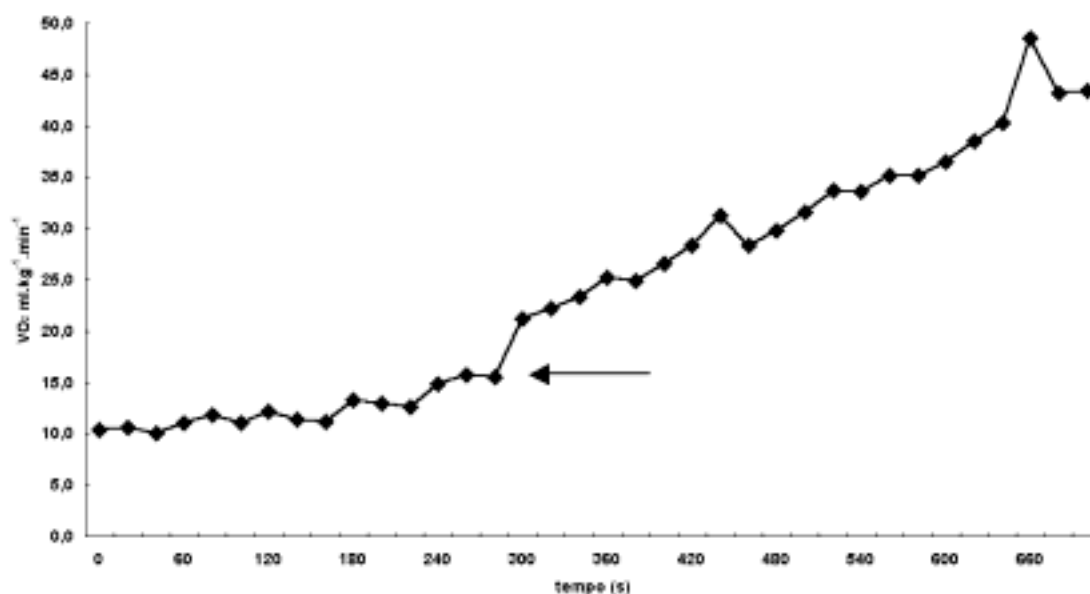
Para LV1, observou-se que o  $VE/VO_2$  foi significativamente maior do que o método V-slope e VE visual ( $p < 0,05$ ). Não foram encontrados níveis significantes de correlação entre as variáveis ventilatórias e/ou métodos de determinação de LV1. Porém, quando os valores de  $VO_2$  foram incluídos na análise,

observou-se correlações significativas entre  $VO_2$  e  $FeO_2$  ( $r = 0,60$ ;  $p < 0,05$ ), e entre  $VO_2$  e  $VE/VO_2$  ( $r = 0,51$ ;  $p < 0,05$ ).

Em LV2, não foram encontradas diferenças significantes entre nenhuma das formas de identificação. A única correlação significativa foi obtida entre VE e  $FeCO_2$  ( $r = -0,71$ ;  $p < 0,05$ ). A tabela 3 mostra a velocidade e percentual do  $VO_{2max}$  de LV1 e LV2, determinados por cada variável e método.

Os mesmos símbolos da tabela 2. Vel: velocidade. As comparações foram feitas apenas entre as variáveis que identificam o mesmo limiar. \* diferente de  $VE/VO_2$  ( $p < 0,05$ ).





**Figura 2.** Curva  $VO_2$ -tempo de um sujeito, demonstrando um desvio de linearidade na função (indicado pela seta).

**Tabela 3.** Velocidade e percentual do  $VO_{2máx}$  (média e desvio padrão) de LV1 e LV2 identificados pelas diferentes variáveis e métodos.

	VE/ $VO_2$	Fe $O_2$	R	V-slope	VE (LV1)	VE/ $VCO_2$	Fe $CO_2$	VE (LV2)	R-linear
Vel.(km.h <sup>-1</sup> )	8,0	7,5	7,4	6,6*	7,2*	10,1	10,1	11,4	10,3
S	1,0	0,9	1,0	1,5	0,7	1,0	1,0	1,5	3,0
% $VO_{2máx}$	57,0	51,3	52,3	43,5*	46,7*	77,9	76,9	83,7	74,4
S	5,2	4,5	5,3	6,0	3,9	4,1	4,6	6,5	9,2

## DISCUSSÃO

Para utilização de limiares ventilatórios nas rotinas laboratoriais, assumimos pressupostos formulados, basicamente, entre as décadas de 60 e 70 do século passado. Desde a elaboração do conceito de ponto de ótima eficiência ventilatória, estabelecido por Hollmann, em 1959<sup>15</sup>, diversos conflitos metodológicos e conceituais sobre o fenômeno tornaram-se evidentes. Os dados analisados aqui seguem esta linha.

Uma das maiores contribuições desta investigação está relacionada com as diferenças encontradas na intensidade de LV1, quando da utilização do VE/ $VO_2$  e da VE, teoricamente, marcadores de uma mesma zona de transição metabólica<sup>8</sup>. As justificativas para tais discordâncias podem estar relacionadas às alterações cinéticas destas variáveis durante o exercício, induzidas por fatores neurogênicos, hipóxia muscular<sup>2</sup> e/ou inércia das enzimas mitocondriais<sup>16</sup>. De fato,

dissociações entre as próprias variáveis ventilatórias foram observadas em protocolos que utilizaram testes consecutivos, entremeados por curto intervalo de recuperação<sup>4,6</sup>, ou durante protocolo progressivo intermitente, com incrementos de longa duração<sup>17</sup>.

Especificamente em nossos resultados, as divergências encontradas poderiam ser explicadas pela análise do comportamento do  $VO_2$ , pois observamos quebra de linearidade da curva do  $VO_2$  em função do tempo, coincidente com LV1 (figura 2), em 85% da amostra (17 sujeitos). Este fenômeno aconteceu em intensidades próximas da transição entre a caminhada e a corrida, podendo estar associado à magnitude do incremento, e/ou a maior massa muscular envolvida na corrida<sup>18</sup>. Pontuações de Pedersen et al.<sup>19</sup> auxiliam nesta justificativa, pois relacionaram a diferença entre  $VO_2$  medido acima de LV1 e  $VO_2$  predito (a partir de regressão linear entre as quatro primeiras intensidades, sendo todas abaixo do primeiro limiar de lactato)

à co-ativação isométrica dos músculos dos membros superiores, para maior estabilidade do tronco. Outra explicação poderia ser dada a partir da descrição feita por Margaria et al.<sup>20</sup>, em que a curva  $\text{VO}_2$ -velocidade é mais bem descrita por uma função linear, enquanto da caminhada, por uma função curvilínea. Uma última explicação poderia ser que, o comportamento do  $\text{VO}_2$  observado aqui pode ser atribuído ao adicional recrutamento das fibras de contração rápida dos músculos envolvidos no exercício<sup>21</sup>. Assim, as diferenças encontradas entre  $\text{VE}/\text{VO}_2$  e  $\text{VE}$  seriam consequência do aumento abrupto da curva do consumo de oxigênio, pois se observou quebra de linearidade nas curvas de  $\text{VE}$  e  $\text{VO}_2$  em cargas coincidentes, o que em última análise, poderia postergar o aumento abrupto e progressivo da  $\text{VE}/\text{VO}_2$ .

Seguindo a mesma linha de raciocínio, Hughson<sup>22</sup> e Pedersen et al.<sup>19</sup>, sugeriram que o comportamento do  $\text{VO}_2$  pode não ser linear ao longo de testes incrementais, propondo assim, outros ajustes de curva para esta variável. Nesses estudos, os autores notaram que os valores preditos por uma equação linear, gerada a partir de intensidades inferiores ao LV1, subestimaram significativamente os valores medidos nas intensidades acima de LV1. A explicação para estes resultados está em parte, baseada na maior participação do componente lento do  $\text{VO}_2$  nestas cargas de trabalho<sup>23</sup>, com a magnitude sendo dependente do protocolo utilizado<sup>10</sup>. Porém, a extrapolação desses achados para a presente investigação deve ser interpretada com cautela, já que os estudos citados utilizaram bicicleta ergométrica.

Em última análise, alguns destes resultados podem sugerir dissociação entre o acúmulo das [La] e a resposta de variáveis ventilatórias, durante exercício. Por exemplo, Yeh et al.<sup>7</sup> encontraram diferenças entre o LV1 determinado pelo  $\text{VE}/\text{VO}_2$  e o limiar de lactato identificado nas [La] fixas de 2,0 mmol.l<sup>-1</sup>, durante protocolo progressivo. Apesar das limitações quando da comparação entre o comportamento de uma variável ventilatória e um valor fixo de lactato sanguíneo, estes dados sugerem possíveis divergências entre as variáveis ventilatórias, pois teoricamente, a intensidade identificada pelo  $\text{VE}/\text{VO}_2$  é representativa do LV1<sup>8</sup>. Recentemente, Pires et al.<sup>11</sup> também encontraram divergências entre LV1 identificado pelo  $\text{VE}/\text{VO}_2$  e o primeiro limiar

de lactato identificado visualmente ou por [La] fixas. Como as [La] não foram mensuradas no presente estudo, as extrapolações acima mencionadas precisam ser realizadas com cautela.

Embora controverso, a literatura apresenta o  $\text{VE}/\text{VO}_2$  como a variável ventilatória mais associada ao primeiro limiar de lactato, e com os maiores níveis de reprodutibilidade<sup>2</sup>. Assumindo-se esta premissa, especulações surgem a partir dos nossos resultados, sobre qual variável ventilatória seria a mais segura na determinação da primeira zona de transição metabólica. O aumento abrupto e progressivo do  $\text{VE}/\text{VO}_2$ , sem um concomitante aumento do  $\text{VE}/\text{VCO}_2$  é aceito como o método mais específico para identificar LV1<sup>24</sup>. Entretanto, como esse não foi o caso no presente estudo, restam dúvidas quanto a essa afirmação.

Os modelos matemáticos V-slope e regressão linear múltipla estão de acordo com o sugerido e/ou utilizado na literatura para os LV1<sup>2,12,24,25</sup> e LV2<sup>13</sup>, respectivamente. Beaver et al.<sup>12</sup> mostraram alto coeficiente de variação do método visual, apesar da ausência de diferenças significantes entre os métodos visual e matemático V-slope. Contrário aos resultados de Beaver et al.<sup>12</sup>, mas corroborando estudo de Meyer et al.<sup>9</sup>, observamos uma variação aparentemente maior sobre o modelo V-slope, quando comparado às análises visuais do  $\text{VE}/\text{VO}_2$  (22,7% versus 12,5%), em nossos dados. Essas diferenças podem ser devidas ao protocolo, principalmente pela fase de transição caminhada-corrída, ocasionando mudanças na eficiência do movimento e no consumo de oxigênio<sup>9,20</sup>. Essas alterações podem interferir negativamente na determinação do LV1 através do modelo V-slope. Estes resultados podem sugerir então, a utilização de análises visuais para a identificação do LV1 em protocolos desse tipo, suportados pelo alto índice de concordância entre avaliadores e bom nível de reprodutibilidade deste método<sup>8,9,19</sup>.

A partir do nível de sensibilidade encontrado entre as variáveis estudadas, podemos indicar a VE (95%) e a R (90%) para a identificação de LV1. Entretanto, a indicação destas variáveis pode encontrar limitação teórica e prática. No protocolo empregado no presente estudo os indivíduos iniciavam a fase de corrida a 8 km.h<sup>-1</sup>, muito próxima à média apresentada para LV1 identificada pela VE (7,2 ± 0,7 km.h<sup>-1</sup>),

sugerindo que o aumento abrupto na ventilação pode ter sido controlado parcialmente por mecanorreceptores, o que levaria a imaginar a existência de um limiar “mecânico”, em vez de um limiar “metabólico”. De fato, outros mecanismos além do lactato sanguíneo influenciam no controle da ventilação<sup>12</sup>. Assim, em protocolos que apresentam transição entre caminhada e corrida, a utilização da curva de VE na identificação de LV1 precisa ser vista com cautela, mesmo que aparentemente apresente um alto nível de sensibilidade. Quanto à utilização de R, pouca sensibilidade foi observada anteriormente<sup>2,9,25</sup>, além da ausência de correlação significativa com as  $[La]^2$ .

As  $FeO_2$  e  $FeCO_2$  são determinantes da pressão parcial de  $O_2$  e  $CO_2$ , e freqüentemente, utilizadas para a determinação de LV1 e LV2, respectivamente<sup>8</sup>. Estudo anterior verificou que a pressão transcutânea de  $CO_2$  pode ser útil na identificação do ponto de compensação respiratória (LV2), devido à forte associação com a pressão arterial de  $CO_2$ <sup>26</sup>. Em nossas análises, tanto a  $FeO_2$  quanto a  $FeCO_2$  apresentaram bom nível de sensibilidade para identificação de LV1 e LV2 ( $FeO_2 = 75\%$  e  $FeCO_2 = 80\%$ ). Além disso, apresentaram correlações significativas com o limiar de  $VO_2$  ( $r = 0,59$ ;  $p < 0,05$ ) e com a VE ( $r = -0,71$ ;  $p < 0,05$ ), respectivamente. Conseqüentemente, poderíamos indicar essas variáveis para a determinação de LV1 e LV2.

Especificamente para LV2, percebemos que a análise visual da curva da VE apresentou o menor nível de sensibilidade (45% da amostra), podendo este resultado, ser atribuído à grande variação dos valores da VE em intensidades próximas ou acima de LV2. Resultados similares foram encontrados em protocolo de cargas retangulares<sup>23</sup>, ou em protocolo com cargas progressivas<sup>12</sup>. Embora a primeira quebra de linearidade da curva da VE possa ser útil para a determinação de LV1, como o sugerido desde 1973, por Wasserman et al.<sup>25</sup> não observamos este comportamento para o LV2, evidenciado pelo baixo número de identificações positivas. Neste caso, as associações entre VE e variáveis ventilatórias derivadas do  $CO_2$ , observadas em estudos anteriores<sup>26</sup>, e a forte correlação entre VE e  $FeCO_2$  ( $r = -0,97$ ) encontrada em nossos dados, podem sugerir as variáveis relacionadas ao  $CO_2$

como potenciais identificadores do LV2 (VE/ $VCO_2$  e  $FeCO_2$ ).

Em relação aos modelos matemáticos, o método de regressão linear múltipla apresentou maior nível de sensibilidade (90% da amostra) para a identificação de LV2 do que o método V-slope (75% da amostra) para LV1. Pelas características do modelo de regressão linear múltipla é possível identificar um ponto de ruptura na curva, a partir de uma intersecção inicialmente desconhecida, em dados que apresentam muita variação, pouca nitidez e até mesmo com comportamento “visualmente linear”. Assim, embora matematicamente a curva da VE possa ser dividida em duas partes quando iniciada a partir de LV1, fisiologicamente isso nem sempre é viável, explicando as discordâncias entre o método de regressão linear múltipla e o visual.

## CONCLUSÕES

Apesar das limitações da presente investigação, recomenda-se cautela quando da utilização das diferentes variáveis ventilatórias para a identificação de LV1 e LV2, empregadas separadamente ou em associação. Em última análise, estas variáveis podem não representar os mesmos pontos, devido a prováveis alterações cinéticas em seu comportamento. Ainda, observamos também que apesar dos diferentes níveis de sensibilidade das variáveis ventilatórias, o método de análise visual pode ser consistente para a determinação dos limiares ventilatórios, quando comparado aos modelos matemáticos V-slope e regressão linear múltipla. Como possibilidade de posteriores estudos, sugerimos a aplicação do mesmo modelo utilizando as concentrações sanguíneas de lactato como critério.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Hill AV, Lupton H. Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. *QQ J Med* 1923;16:135–171.
2. Caiozzo VJ, Davis JA, Ellis JF, Vandagriff AR, Prietto CA, McMaster WC. A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. *J Appl Physiol* 1982; 53:1184-1189.
3. Reybrouck T, Ghesquiere J, Weymans M, Amery A. Ventilatory threshold measurement to evaluate maximal endurance performance. *Int J Sports Med* 1986;7:26-29.



4. Mateika JH, Duffin J. Coincidental changes in ventilation and electromyographic activity during consecutive incremental exercise tests. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1994;68:54-61.
5. Hagberg JM, Coyle EF, Carroll JE, Miller JM, Martin WH, Brooke MH. Exercise hyperventilation in patients with McArdle's disease. *J Appl Physiol* 1982;52:991-994.
6. Buono MJ, Roby FB. Acid-base, metabolic, and ventilatory responses to repeated bouts of exercise. *J Appl Physiol* 1982;53:436-439.
7. Yeh MP, Gardner RM, Adams TD, Yanowitz FG, Crapo RO. "Anaerobic threshold": problems of determination and validation. *J Appl Physiol* 1983;55:1178-1186.
8. Ribeiro JP. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. *Arq Bras Cardiol* 1995;64:171-181.
9. Meyer K, Hajric R, Westbrook S, Samec L, Lehmann M, Schwaibold M, et al. Ventilatory and lactate threshold determinations in healthy normals and cardiac patients: methodological problems. *Eur J Appl Physiol* 1996;72:387-393.
10. Weston SB, Gray AB, Schneider DA, Gass GC. Effect of ramp slope on ventilation thresholds and  $\text{VO}_2$  peak in male cyclists. *Int J Sports Med* 2002;23:22-27.
11. Pires FO, Lima-Silva AE, Gagliardi JFL, Barros RV, Degaki E, Kiss MAPDM. Possibilidade da ocorrência dos 1º e 2º limiares ventilatórios em cargas de trabalho coincidentes, durante protocolo progressivo com incrementos de longa duração. *Rev Bras Ci Mov* 2005;13 (no prelo).
12. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* 1986; 60:2020-2027.
13. Orr GW, Green HJ, Hughson RL, Bennett GW. A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. *J Appl Physiol* 1982;52:1349-1352.
14. Santos EL, Giannella-Neto A. Comparizon of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. *Eur J Appl Physiol* 2004;93:315-324.
15. Hollmann W. 42 Years ago - development of the concepts of ventilatory and lactate threshold. *Sports Med* 2001;31:315-320.
16. Grassi B, Gladden LB, Samaja M, Stary CM, Hogan MC. Faster adjustment of  $\text{O}_2$  delivery does not affect  $\text{VO}_2$  on-kinetics in isolated in situ canine muscle. *J Appl Physiol* 1998;85:1394-1403.
17. Pires FO, Lima-Silva AE, De-Oliveira FR. Objetividade da identificação do ponto de deflexão da frequência cardíaca. *Rev Bras Med Esporte* 2003;9(supl.1):S62.
18. Davis J, Vodak P, Wilmore JH, Vodak J, Kurtz P. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. *J Appl Physiol* 1976;41:544-550.
19. Pedersen PK, Sorensen JB, Jensen K, Johansen L, Levin K. Muscle fiber type distribution and nonlinear  $\text{VO}_2$  - power output relationship in cycling. *Med Sci Sports Exer* 2002;34:655-661.
20. Margaria R, Cerretelli P, Aghemo P, Sassi G. Energy cost of running. *J Appl Physiol* 1963;18:367-370.
21. Borrani F, Candau R, Millet GY, Perrey S, Fuchslocher J, Rovillon JD. Is the slow component dependent on progressive recruitment of fast - twitch in trained runners? *J Appl Physiol* 2001;90:2212-2220.
22. Hughson LR. Exploring cardiorespiratory control mechanisms through gas exchange dynamics. *Med Sci Sports Exer* 1990;22:72-79.
23. Casaburi R, Barstow TJ, Robinson T, Wasserman K. Influence of work rate on ventilatory and gas exchange kinetics. *J Appl Physiol* 1989;67:547-555.
24. Davis J. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exer* 1985;17:6-21.
25. Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 1973;35:236-243.
26. Liu Y, Steinacker JM, Stauch M. Does the threshold of transcutaneous partial pressure of carbon dioxide represent the respiratory compensation point anaerobic threshold? *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995;71:326-331.

---

**Endereço para correspondência**

Adriano Eduardo Lima Silva  
Rua Paschoal Simone, nº 358 – Laboratório de Fisiologia do Exercício  
Bairro Coqueiros  
CEP: 88080-350 - Florianópolis – Santa Catarina  
imasilvae@hotmail.com

Recebido em 15/12/04

Revisado em 14/02/05

Aprovado em 07/03/05