UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO,
DEPARTAMENTO DE CLÍNICA MÉDICA

Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório
no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis.
Comparação entre métodos obtidos por análise
visual e modelos matemáticos.

JÚLIO CÉSAR CRESCÊNCIO

RIBEIRÃO PRETO, 2002

**FICHA CATALOGRÁFICA FORNECIDA PELA BIBLIOTECA
CENTRAL, RIBEIRÃO PRETO - USP**

Crescêncio, Júlio César

Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos. Ribeirão Preto, 2002.

156 pg. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP – Programa de Clínica Médica, Área de Biociências Aplicadas em Clínica Médica.

Orientador: Gallo Júnior, Lourenço.

1. Exercício Físico Dinâmico. 2. Limiar de Anaerobiose Ventilatório. 3. Modelos Matemáticos.

JÚLIO CÉSAR CRESCÊNCIO

Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório
no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis.

Comparação entre métodos obtidos por análise
visual e modelos matemáticos.

Dissertação apresentada à Faculdade
de Medicina de Ribeirão Preto – USP,
para a obtenção do título de Mestre
em Biociências Aplicadas em Clínica
Médica, Programa de Clínica Médica,
Área de Biociências Aplicadas em
Clínica Médica.

ORIENTADOR: PROF. DR. LOURENÇO GALLO JÚNIOR

RIBEIRÃO PRETO, 2002

Investigação conduzida no
Laboratório de Fisiologia do
Exercício, Divisão de Cardiologia,
Hospital das Clínicas, Departamento
de Clínica Médica, Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto – USP.

Suporte Financeiro:

FAPESP (00/10447-2)

FAPESP (1998/13257-8)

CNPq (300528-85)

FAEPA, HCFMRP-USP (48/2002).

Dedico este trabalho aos meus pais
Júlio (*in memorian*) e Isaura, pela
educação e formação de caráter que me
proporcionaram e a minha esposa
Gisele, por todos esses anos de
convivência maravilhosa.

Vocês são meu maior incentivo deste
novo passo em minha vida.

Prof. Dr. Lourenço Gallo Júnior

Simplesmente não encontro palavras para expressar minha gratidão, não só pelos ensinamentos e oportunidade de poder desenvolver este trabalho, mas também pela convivência e principalmente pela paciência, confiança e incentivo nos momentos mais difíceis. Seu caráter e seriedade no trabalho só fazem com que cada vez mais me apaixone por essa área da Ciência fascinante que é a Fisiologia do Exercício.

Ao senhor e a toda sua família, meus mais sinceros agradecimentos.

AGRADECIMENTOS

- a todos os voluntários que participaram deste estudo, a todos vocês meu muito obrigado;
- aos Profs. Drs. José Antonio Marin-Neto e Benedito Carlos Maciel pela disponibilidade de uso dos Laboratórios, Secretaria e demais facilidades da Divisão de Cardiologia, HCFMRP-USP;
- ao Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins pela fundamental ajuda no desenvolvimento dos modelos matemáticos utilizados neste estudo. A você Barreto, meu muito obrigado por tudo;
- à grande amiga Cleide, por todos esses anos de convivência, ensinamentos na área computacional e pelo incentivo. Muito obrigado Cleide, você foi imprescindível à realização deste projeto;
- às aprimorandas Renata e Michele, pela convivência, participação nos experimentos e principalmente pelo esforço conjunto na fase final deste trabalho. A participação de vocês foi essencial. A vocês meus mais profundos agradecimentos;

- ao Prof. Dr. Gerson Muccilo, pela assessoria na parte estatística deste trabalho;
- aos docentes, médicos residentes e funcionários da Divisão de Cardiologia HCFMRP-USP pela presteza e disponibilidade em contribuir na execução deste projeto;
- aos amigos: Luiz Fernando (Esqueleto) e Carolina, Jorge (Véio) e Karina, Luiz Carlos (Pardal) e Márcia, Emerson (Bel) e Rinaldo. A todos vocês meu muito obrigado pelo incentivo e por todos esses anos de convivência e amizade;
- à Professora de Educação Física, HCFMRP, Aparecida de Fátima Máximo pelo auxílio no recrutamento de voluntários;
- às Profas. Dras. Ester da Silva e Aparecida Maria Catai e a todo grupo do Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular-UFSCar pela disponibilização de ferramentas computacionais que foram extremamente importantes na realização deste estudo;
- à amiga Valéria Papa pela ajuda nos experimentos, pela convivência e por toda sua experiência e valiosos conselhos que em muito contribuíram para a realização deste projeto;

- à amiga Tatiane Flores Ribeiro pela convivência e por sua preciosa contribuição nos primeiros experimentos deste projeto, sua ajuda foi imprescindível. A você meu muito obrigado;
- à Ana Cláudia, pela convivência e participação em grande parte dos experimentos realizados;
- e finalmente a todos que contribuíram de alguma forma para a realização deste estudo;

Muito Obrigado.

SUMÁRIO

Lista de Abreviaturas.....	i
Índice de Figuras.....	iv
Índice de Tabelas.....	ix
RESUMO.....	x
SUMMARY.....	xiii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 BASES FISIOLÓGICAS DO EXERCÍCIO FÍSICO.....	2
1.2 MODELOS MATEMÁTICOS.....	13
2. OBJETIVOS.....	18
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	20
3.1 INDIVÍDUOS ESTUDADOS.....	21
3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	23
3.3 PROTOCOLO DE ESFORÇO CONTÍNUO.....	33
3.4 ANÁLISE DOS DADOS EXPERIMENTAIS.....	37
3.4.1 MÉTODO DE ANÁLISE VISUAL GRÁFICA POR TRÊS ANALISADORES INDEPENDENTES.....	37
3.4.2 MÉTODO AUTOMÁTICO DO SISTEMA MedGraphics CPX/D...44	
3.4.3 MÉTODO DOS MODELOS BISSEGMENTADOS LINEAR-LINEAR E LINEAR-QUADRÁTICO APLICADOS ÀS RESPOSTAS DA $\dot{V}CO_2$ E DA $\dot{V}E$	47
3.4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	54
4. RESULTADOS.....	56
4.1. ANÁLISE QUALITATIVA.....	57

4.1.1. MÉTODO VISUAL.....	57
4.1.2. MÉTODO AUTOMÁTICO.....	58
4.1.3. MÉTODO DOS MODELOS BISSEGMENTADOS.....	65
4.2. ANÁLISE QUANTITATIVA.....	68
5. DISCUSSÃO.....	83
6. CONCLUSÕES.....	101
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	104
8. ANEXOS.....	115
ANEXO I.....	116
I.1 FICHA DE ANAMNESE E AVALIAÇÃO INDIVIDUAL DOS VOLUNTÁRIOS.....	116
ANEXO II.....	121
II.1 PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	121
II.2 TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO.....	123
ANEXO III.....	129
III.1 ROTEIRO DO OPERADOR PARA DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO VISUAL.....	129
III.2 ROTEIRO DO ANALISADOR PARA DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO VISUAL.....	132
ANEXO IV.....	135
IV.1 DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO S LINEAR-LINEAR E LINEAR QUADRÁTICO DE UM VOLUNTÁRIO ESTUDADO (AER).....	135
IV.2 DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO BISSEGMENTADO LINEAR-LINEAR E LINEAR QUADRÁTICO DE UM VOLUNTÁRIO ESTUDADO (JJM).....	142

ANEXO V.....	149
--------------	-----

TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS

AT	<i>anaerobic threshold</i>
ATP	adenosina-trifosfato
bpm	batimentos por minuto
BTPS	<i>body temperature pressure saturated</i> (fator de correção para temperatura corporal do volume de gases coletados e medidos à temperatura ambiente)
CD-R	disco para gravação e leitura óptica
cm	centímetros
CR10	escala de percepção de intensidade do esforço idealizada por G. Borg
ECG	sinal eletrocardiográfico, eletrocardiograma na superfície do tórax
FC	frequência cardíaca
IRR	intervalos das ondas R-R do ECG
Kg	quilograma
LA	limiar de anaerobiose
LAV	limiar de anaerobiose ventilatório
l/min	litros por minuto
m ²	metro quadrado
MC5	posição de eletrodos acoplada à derivação bipolar do ECG localizada no tórax
M. L-L	método do modelo bissegmentar Linear-Linear
M. L-Q	método do modelo bissegmentar Linear-Quadrático

min	minutos
ml/min	mililitros por minuto
ml/Kg/min	mililitros por quilograma de peso corporal por minuto
PET CO ₂	pressão parcial do gás carbônico ao final da expiração
PET O ₂	pressão parcial do oxigênio ao final da expiração
Pot.	potência
r	coeficiente de correlação
RECUP.	recuperação
REP.	repouso
repm	respirações por minuto
RER	quociente de trocas respiratórias
rpm	rotações por minuto
RR	frequência respiratória
TEFD	teste de esforço físico dinâmico
SQRR	soma dos quadrados dos resíduos
STPD	<i>standard temperature pressure dry</i> (constante para normalização de cálculo para medida de gás, na ausência de vapor de água, à temperatura de 0° C e à 760 mmHg de pressão atmosférica)
$\dot{V}\text{CO}_2$	produção de gás carbônico
$\dot{V}\text{E}$	ventilação minuto pulmonar
$\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{CO}_2$	equivalente ventilatório do gás carbônico
$\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{O}_2$	equivalente ventilatório do oxigênio
$\dot{V}\text{O}_2$	consumo de oxigênio

$\dot{V}O_2 \text{ max}$	consumo máximo de O_2 – definido como condição onde há saturação do sistema de transporte de O_2
$\dot{V}O_2 \text{ pico}$	consumo de oxigênio no pico do esforço físico
VT	volume corrente por respiração
W/min	Watts por minuto

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1:** Principais fatores que modificam o tipo e a magnitude das respostas dos sistemas fisiológicos ao exercício físico no homem.....4
- Figura 2:** Magnitude das respostas das variáveis cardiovasculares em diferentes tipos de exercício físico. ↑ representa elevação da variável considerada.....5
- Figura 3:** Esquema gráfico do comportamento das respostas das variáveis ventilatórias e metabólicas durante o exercício físico dinâmico contínuo e progressivo em um indivíduo saudável.....9
- Figura 4:** Ilustração do procedimento experimental no Laboratório de Fisiologia do Exercício, Divisão de Cardiologia, HCFMRP-USP, e dos equipamentos utilizados nos testes de esforço físico dinâmico: polígrafo, microcomputadores, sistema de análise ergoespirométrica e cicloergômetro de frenagem eletromagnética.....25
- Figura 5:** Gráfico do que é apresentado na tela de um computador, durante uma sessão experimental de esforço físico, que utiliza o *software* WinDaq. De cima para baixo estão gravados os sinais de ECG e da frequência cardíaca instantânea (cardiotacômetro).....28
- Figura 6:** Gráfico do que é apresentado na tela de um computador, que utiliza o *software* STEF, durante a aquisição do ECG e da FC, batimento a batimento, em um teste de esforço físico.....28
- Figura 7:** Gráfico do que é apresentado na tela do sistema de análise ergoespirométrica CPX/D durante a execução de um teste de esforço físico. Potência (Watts), velocidade do cicloergômetro (rpm), consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em litros por minuto, produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) em litros por minuto, ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) em litros por minuto, frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto e tempo (Time) em minutos. As variáveis ventilatórias estão expressas em valores de respiração à respiração. As barras verticais pretas correspondem ao início e fim do período do esforço físico e a barra vertical verde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório.....30
- Figura 8:** Representação gráfica das variáveis fornecidas pelo sistema CPX/D após um teste de esforço físico. Consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em ml por minuto, produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) em ml por minuto, ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) em litros por minuto, quociente de trocas respiratórias (RER), frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto, pulso de O_2 ($\dot{V}O_2/HR$) em ml por batimento, equivalentes ventilatórios do O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) e do CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), pressões parciais ao final da expiração do O_2 (PET O_2) e do CO_2 (PET CO_2) em mmHg e tempo (Time) em minutos. As variáveis ventilatórias estão expressas em valores de respiração à respiração. As barras verticais pretas

correspondem ao início e fim do esforço físico, bem como o início da aplicação da rampa de potência; a barra vertical verde corresponde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório e a barra vermelha representa o maior valor de $\dot{V}O_2$ do teste.....31

Figura 9: Representação gráfica *V-SLOPE* ($\dot{V}CO_2$ vs. $\dot{V}O_2$), fornecida pelo sistema CPX/D, com os valores numéricos de várias variáveis calculadas no instante do LAV (AT) e do $\dot{V}O_2$ pico ($\dot{V}O_{2\text{ max}}$). As retas foram traçadas automaticamente por um ajuste de regressão utilizado pelo algoritmo do sistema MedGraphics. A barra vertical preta, traçada no cruzamento das retas, marca o valor do LAV no eixo do $\dot{V}O_2$. Várias variáveis ventilatórias, como a $\dot{V}CO_2$, o RER, a PET O_2 e o $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ são expressos, de respiração à respiração, em função do $\dot{V}O_2$ nas mesmas unidades usadas na Figura 8.....32

Figura 10: Representação esquemática do Protocolo Contínuo, mostrando um teste de esforço físico do tipo rampa, onde o voluntário permanecia um minuto em repouso (Rep.), e a seguir, iniciava o exercício progressivo até a intensidade final, quando passava a pedalar numa menor potência por mais dois minutos (Recup.).....33

Figura 11: Representação gráfica apresentada pelo sistema CPX/D aos analisadores para a determinação visual do LAV. Estão representadas as seguintes variáveis, em função do tempo (min.): $\dot{V}O_2$ (l/min), $\dot{V}CO_2$ (l/min), $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e PET O_2 (mmHg). A linha vertical (*Manually-determined AT*) indica o LAV determinado pelo analisador e a caixa de texto (AT) fornece valores correspondentes de várias variáveis neste instante. As variáveis ventilatórias estão expressas como valores em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios.....41

Figura 12: Representação gráfica apresentada pelo sistema CPX/D aos analisadores, para se determinar visualmente o ponto onde ocorre a perda da linearidade da $\dot{V}CO_2$ plotado em relação ao $\dot{V}O_2$. A linha vertical (*Manually-determined AT*) indica o ponto determinado pelo analisador, onde ocorre a perda da linearidade da $\dot{V}CO_2$ e a caixa de texto mostra os valores correspondentes de várias variáveis no LAV (AT). Os valores estão expressos de respiração à respiração.....43

Figura 13: Representação gráfica (*V-SLOPE*) apresentado pelo sistema MedGraphics CPX/D mostrando a identificação do LAV, calculado automaticamente, pelo algoritmo a ele incorporado, e que se utiliza do ajuste de duas retas ao conjunto de dados, calculados de respiração à respiração, da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$. A linha vertical traçada na intersecção das duas retas ajustadas corresponde ao valor do LAV. Na caixa de texto ao lado estão expressos os valores numéricos de várias variáveis correspondentes ao ponto do LAV (AT).....46

Figura 14: Composição gráfica exemplificando a resposta da $\dot{V}CO_2$ (círculos vermelhos), em relação ao tempo, juntamente com a soma dos quadrados dos resíduos das duas retas do modelo bissegmentar (círculos pretos) e da

- primeira (linha amarela) e segunda (linha azul) reta do respectivo modelo.....53
- Figura 15A:** Gráfico mostrando, em um indivíduo estudado (MM) o ajuste das retas para os valores individuais, de respiração à respiração, da $\dot{V}CO_2$ em relação aos do $\dot{V}O_2$, realizado pelo algoritmo Automático do sistema MedGraphics. Observar que a maioria dos valores individuais se situam abaixo da reta que representa os pontos acima do LAV, correspondente à barra vertical.....59
- Figura 15B:** Gráfico mostrando para o mesmo voluntário estudado (MM), o ajuste das retas para os valores calculados, como médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios, da $\dot{V}CO_2$ em relação aos do $\dot{V}O_2$, realizado pelo algoritmo Automático do sistema MedGraphics. Observar que a maioria dos valores individuais se situam abaixo da reta que representa os pontos acima do LAV, correspondente à barra vertical.....60
- Figura 16A:** Gráfico mostrando para um voluntário estudado (JAM), um condição em que as distribuições dos resíduos ao redor dos ajustes das retas realizados pelo algoritmo Automático é homogênea, para o caso dos valores de $\dot{V}CO_2$ e de $\dot{V}O_2$, de respiração à respiração. O LAV, representado pela barra vertical corresponde aos valores de 36 Watts e 846 ml/min, quando expressos em potência e consumo de O_261
- Figura 16B:** Gráfico mostrando para o mesmo voluntário estudado (JAM) a resposta de várias variáveis ventilatórias ($\dot{V}E$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$), bem como a potência e a velocidade de pedalagem, em relação ao tempo. A barra vertical verde corresponde ao valor do LAV calculado pelo algoritmo Automático, como explicitado na Figura 16A. observar que, apesar de a rampa estar se elevando, as variáveis ventilatórias ainda se encontram no estado de equilíbrio (*steady-state*).....62
- Figura 17A:** Gráfico mostrando para um voluntário estudado (JorLS), os ajustes das retas realizados pelo algoritmo Automático, para os valores de $\dot{V}CO_2$, de respiração à respiração. O LAV, representado pela barra vertical está mais deslocado para a esquerda, que o caso representado na Figura 16A e corresponderia a valores de -1 Watt e 610 ml/min, quando expressos em potência e consumo de O_263
- Figura 17B:** Gráfico mostrando, para o mesmo voluntário estudado (JorLS), a resposta de várias variáveis ventilatórias ($\dot{V}E$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$), bem como a potência e a velocidade de pedalagem, em relação ao tempo. A barra vertical verde, corresponde ao valor do LAV, calculado pelo algoritmo Automático, como explicitado na Figura 17A, está posicionado na região de carga livre, antes do início da elevação da rampa de potência. Observar que os valores das variáveis ventilatórias medidas ainda estão no estado de equilíbrio (*steady-state*).....64
- Figura 18:** Respostas representativas das variáveis $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ em relação ao tempo e da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ (*V-SLOPE*), com as respectivas curvas

da soma dos quadrados dos resíduos (SQRR) correspondentes aos ajustes dos modelos bissegmentados Linear-Linear e Linear-Quadrático em um voluntário (JJM). Os círculos abertos representam os valores individuais da SQRR total para os dois ajustes (reta-reta ou reta-curva) e as linhas azuis e amarelas expressam os valores individuais da SQRR de cada ajuste isolado (reta inicial e final, respectivamente ou reta inicial e curva quadrática final, respectivamente).....67

- Figura 19:** Relação entre os valores de LAV pelo Método Visual das variáveis $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 expressos em média de cinco e média de oito ciclos respiratórios, em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....70
- Figura 20:** Comparação entre os valores do LAV expressos em potência (Watts) pelos quatro métodos estudados. Os valores estão representados como mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos.....71
- Figura 21:** Comparação entre os valores do LAV expressos em $\dot{V}O_2$ (ml/min) pelos quatro métodos estudados. Os valores estão representados como mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos.....72
- Figura 22:** Comparação entre os valores do LAV expressos em $\dot{V}O_2$ corrigidos pelo peso corporal ($\dot{V}O_2/Kg/min$) pelos quatro métodos estudados. Os valores estão representados como mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos.....73
- Figura 23:** Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....74
- Figura 24:** Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual $\dot{V}CO_2$ e Automático, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....75
- Figura 25:** Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual $\dot{V}CO_2$ e L-L $\dot{V}CO_2$, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....76
- Figura 26:** Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual PET O_2 e Automático, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....77
- Figura 27:** Comparação entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual PET O_2 e L-L $\dot{V}CO_2$, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....78
- Figura 28:** Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Automático e L-L $\dot{V}CO_2$, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.....78

- Figura 29:** Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. Visual $\dot{V}\text{CO}_2$, entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.....80
- Figura 30:** Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. Visual PET O_2 , entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.....81
- Figura 31:** Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. Automático, entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.....81
- Figura 32:** Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. L-L $\dot{V}\text{CO}_2$, entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.....82
- Figura 33:** Distribuição dos valores do tempo e da $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$, em um voluntário estudado (RBFV). Os mesmos valores de $\dot{V}\text{CO}_2$ estão plotados no gráfico que traça as duas retas de regressão linear para determinar o LAV pelo método Automático.....91

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Características antropométricas dos indivíduos estudados (n=24).....	22
Tabela 2: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Automático de respiração à respiração (n=24).....	150
Tabela 3: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Automático em média de oito ciclos respiratórios (n=22).....	150
Tabela 4: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Linear-Linear $\dot{V}CO_2$ (n=24).....	151
Tabela 5: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Visual $\dot{V}CO_2$ (n=23).....	151
Tabela 6: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Visual PET O_2 (n=24).....	152
Tabela 7: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados, no pico do esforço físico. Os valores estão apresentados em média de 5 ciclos respiratórios (n=24).....	152
Tabela 8: LAV expresso em consumo de O_2 , obtidos pelos quatro métodos e corrigido pelo peso corporal (ml/Kg/min) de cada voluntário estudado.....	153
Tabela 9: LAV expresso em consumo de O_2 , obtidos pelos quatro métodos e normalizados em % em relação ao pico do esforço de cada voluntário estudado.....	154
Tabela 10: LAV expresso em potência, obtidos pelos quatro métodos e normalizados em % em relação ao pico do esforço de cada voluntário estudado.....	155
Tabela 11: Valores médios do LAV de todo o grupo estudado, obtido pelos quatro métodos, expressos em: consumo de O_2 , potência, corrigido pelo peso corporal, % em relação ao pico e frequência cardíaca.....	156

RESUMO

Crescêncio, J.C. *Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos sadios. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos*. Ribeirão Preto. Departamento de Clínica Médica - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2002. 156 pg. Dissertação de Mestrado.

Os avanços tecnológicos ocorridos na última década trouxeram enormes benefícios, no sentido de possibilitar o uso de equipamentos computadorizados, que permitem a aquisição, processamento e armazenamento de um grande número de variáveis respiratórias e metabólicas em exercício físico, em tempo real e de ciclo a ciclo respiratório.

Dentro deste novo cenário, o estudo realizado com esta nova geração de equipamentos, nas respectivas áreas de conhecimento, pôde ser direcionado, usando-se métodos matemáticos e estatísticos computadorizados, os quais possibilitam a aplicação de procedimentos automáticos e/ou semi-automáticos na solução de problemas específicos.

É dentro deste contexto que se insere o presente estudo, que tem por objetivo comparar, em indivíduos sadios do sexo masculino, o limiar de anaerobiose ventilatório, durante o exercício físico dinâmico, usando-se métodos visuais gráficos e métodos baseados em modelos matemáticos, automáticos e semi-automáticos.

Foram estudados 24 voluntários sadios do sexo masculino, com idade média de $33,8 \pm 9,25$ anos.

Todos eles se submeteram a um ou dois testes de esforço físico dinâmico, segundo um protocolo contínuo do tipo rampa, na posição sentada, em cicloergômetro eletromagnético, acoplado a um sistema

ergoespirométrico computadorizado (CPX/D – MedGraphics), que possibilita o cálculo de múltiplas variáveis cardiorrespiratórias, como: ventilação pulmonar ($\dot{V}E$), produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$), consumo de O_2 ($\dot{V}O_2$), equivalentes ventilatórios de O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) e de CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), frações parciais do O_2 (PET O_2) e do CO_2 (PET CO_2) no final da expiração, quociente de trocas respiratórias (RER), frequências respiratória (RR) e cardíaca (FC), além dos valores de potência aplicada e da velocidade de pedalagem no cicloergômetro.

Os valores do LAV em exercício foram calculados por quatro diferentes métodos, que usam como critério de medida deste parâmetro, a mudança de inclinação da $\dot{V}CO_2$, da $\dot{V}E$ e do PET O_2 em relação ao tempo ou da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$. Estes métodos foram os seguintes: 1- método Visual $\dot{V}CO_2$ (M. VISUAL $\dot{V}CO_2$); 2- método Visual PET O_2 (M. VISUAL PET O_2); 3- método Automático, usando algoritmo, incorporado ao sistema MedGraphics (M. AUTOMÁTICO); 4- método semi-automático, implementado em nosso Laboratório, baseado no uso de modelos bissegmentados Linear-Linear (M. L-L $\dot{V}CO_2$) e Linear-Quadrático (M. L-Q $\dot{V}CO_2$) na condição de resposta da $\dot{V}CO_2$ em relação ao tempo e em relação ao $\dot{V}O_2$ (M. L-L $\dot{V}CO_2$ - $\dot{V}O_2$ e M. L-Q $\dot{V}CO_2$ - $\dot{V}O_2$).

Os modelos bissegmentados se basearam na aplicação da soma dos quadrados dos resíduos, quando o conjunto de dados é ajustado pelo método dos mínimos quadrados, para uma reta inicial e final ou uma reta inicial e uma curva quadrática final.

Após análise qualitativa e quantitativa apropriada ao conjunto de dados, chegou-se às seguintes conclusões: 1- os valores de LAV calculados pelos métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 foram significativamente superiores ($p < 0,05$) aos obtidos pelos métodos Automático e L-L $\dot{V}CO_2$; 2- o método

Visual $\dot{V}\text{CO}_2$ mostrou melhor desempenho do que o método Visual PET O_2 ; 3- os valores do LAV calculados pelos métodos Automático e L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ não foram estatisticamente diferentes e ambos subestimaram os valores do LAV, comparativamente aos métodos visuais $\dot{V}\text{CO}_2$ e PET O_2 ($p < 0,05$); 4- os métodos baseados em modelos bissegmentados L-L e L-Q mostraram que somente o M. L-L, para o caso da resposta da $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao tempo, foi útil para medir quantitativamente o LAV; 5- o método semi-automático bissegmentar L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ mostrou melhor desempenho do que o método Automático, quando ambos foram comparados qualitativa e quantitativamente (maior porcentagem de casos em que foi possível aplicar o modelo e melhor comportamento dos parâmetros das regressões lineares do LAV, relacionando potência e $\dot{V}\text{O}_2$); 6- o método semi-automático bissegmentar L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ se mostrou promissor, no sentido de que possa ser aprimorado e usado, em futuro próximo, como método totalmente automático de determinação do limiar de anaerobiose ventilatório durante o exercício físico dinâmico.

SUMMARY

The technological achievements in last decade made possible to use in laboratory facilities digital computerized equipments that allowed the acquisition, storage and processing of cardiorespiratory variables during exercise on real time basis. Also, as a consequence of these advances, it was possible to apply mathematical models to represent physiological responses under experimental conditions.

The present study must be understood in the context above described. It had the purpose to compare the ventilatory anaerobic threshold (VAT) during dynamic exercise, by four different methods. Two of them are based on visual analyses made on graphic plots of computer monitor, and two others are based on application of mathematical models.

Twenty four active and sedentary healthy men were studied in the present project (mean age 33.8 ± 9.2 years).

All of them were studied in seated position using an electronic braked cycle ergometer (CORIVAL 400 – Quinton), that allowed the application of ramp powers using a computer software incorporated to the ergoespirometric system (MedGraphics – CPX/D). This system allowed the recording and processing of all cardiorespiratory variables usually needed in exercise physiology, as follow: $\dot{V}O_2$ uptake ($\dot{V}O_2$), CO_2 production ($\dot{V}CO_2$), minute respiratory ventilation ($\dot{V}E$), respiratory equivalent ratio (RER), $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, and end tidal expiratory values of O_2 (PET O_2) and CO_2 (PET CO_2), as well as, power and rotation speed cycle ergometer values.

The exercise protocol included a four minute period at a minimum power (3 - 4 Watts) followed by a ramp (15 – 35 Watts) adjustable individually on the basis of sex, age and weight of volunteers – the peak

power was limited by the occurrence of unpleasant symptoms or when the heart rate reached a target age value.

The VAT values during exercise were measured by using four different methods: 1- visual loss of linearity related to time ($\dot{V}\text{CO}_2$ VIS. M.); 2- visual response of PET O_2 at lowest value before the progressive increase in exercise; 3- automatic detection using MedGraphics algorithm; 4- semiautomatic method using bisegmentar mathematical models (Linear-Linear and Linear-Quadratic) applied to $\dot{V}\text{CO}_2$ and $\dot{V}\text{E}$ in relation to time ($\dot{V}\text{CO}_2$ L-L M.; $\dot{V}\text{CO}_2$ L-Q M.; $\dot{V}\text{E}$ L-L M.; $\dot{V}\text{E}$ L-Q M.) and to $\dot{V}\text{CO}_2$ in relation to $\dot{V}\text{O}_2$ during exercise ($\dot{V}\text{CO}_2$ vs. $\dot{V}\text{O}_2$ L-L M.; $\dot{V}\text{CO}_2$ vs. $\dot{V}\text{O}_2$ L-Q M.). The bisegmentar models were based on the measure of the square sum of residual values related to fitting of two functions, Linear-Linear and Linear-Quadratic, applying the least-square method.

After qualitative and quantitative analyses of data, it was possible to reach to the following conclusions: 1- the VAT values measured by $\dot{V}\text{CO}_2$ and PET O_2 visual methods were higher ($p < 0.05$) than the ones obtained by Automatic and semi automatic methods; 2- the Visual $\dot{V}\text{CO}_2$ compared to PET O_2 method, presented a better performance when $\dot{V}\text{O}_2$ and power values are represented by regression lines; 3- the VAT values obtained by Automatic and semiautomatic methods were not statistically different and have shown lower values when compared to visual methods ($\dot{V}\text{CO}_2$ and PET O_2); 4- comparing the performance of the all bisegmentar methods tested, only the $\dot{V}\text{CO}_2$ L-L related to time was useful for measuring the VAT; 5- compared to Automatic method, the $\dot{V}\text{CO}_2$ L-L method could be applied in higher percentage of cases and presented parameters of regression lines (inclination and intercept) closer to visual methods; 6- the semiautomatic method applied to the response $\dot{V}\text{CO}_2$ in relation to time has

shown a promising method that if fully automatic may be useful to calculate VAT in men.

1. INTRODUÇÃO

1.1 BASES FISIOLÓGICAS DO EXERCÍCIO FÍSICO

O exercício físico, ao possibilitar a execução da movimentação dos animais, constitui-se num dos principais mecanismos que garante a sobrevivência e a perpetuação das espécies, incluindo a humana. A maioria dos estudiosos, nesta área do conhecimento, admite que o exercício físico envolve processos fisiológicos extremamente complexos e abrangentes os quais são, mesmo nos dias de hoje, ainda parcialmente conhecidos (ÅSTRAND and RODAHL, 1977; GREEN, 1990; POWERS and HOWLEY, 1994; GALLO, 1997).

A contração muscular, um dos processos básicos que possibilita a realização do exercício físico, envolve transformação de energia química, armazenada na forma de adenosina-trifosfato (ATP), em mecânica e calor. Para que esta contração possa ser mantida por mais do que alguns segundos, ou repetida a curtos intervalos, se torna indispensável a participação de todos os sistemas fisiológicos do organismo. Dentre eles, merecem destaques especiais os sistemas nervoso, cardiovascular, respiratório e muscular, os quais garantem o transporte de oxigênio do ar atmosférico às mitocôndrias dos músculos estriados em atividade contrátil, responsáveis pela

síntese de ATP pelo processo aeróbio (ÅSTRAND and RODAHL, 1977; BROOKS and FAHEY, 1987; McARDLE et al., 1994). Esse transporte ocorre graças à existência de eficientes mecanismos e processos adaptativos cardiorrespiratórios, os quais são altamente hierarquizados pelo sistema nervoso central (ROWELL, 1986; MITCHELL, 1990; GALLO, 1996).

As respostas cardiovasculares e metabólicas induzidas pelo exercício, no homem, dependem de um grande número de fatores: de natureza externa, interna ou relacionados ao próprio esforço (Figura 1). Entretanto, as condições de padronização desses fatores, na maioria dos estudos disponíveis na literatura, não são semelhantes. Encontramos, então, discrepâncias quantitativas, e até qualitativas, quando procuramos comparar, em diferentes estudos, as respostas cardiovasculares, mesmo em indivíduos sadios (GALLO et al., 1995).

Particularmente importantes, são as diferenças observadas nas respostas cardiovasculares e metabólicas quando se compara o exercício dinâmico (isotônico) e o estático (isométrico). O esforço dinâmico, que é uma das condições fisiológicas mais corriqueiras encontradas na vida diária, envolve contração da musculatura esquelética, com encurtamento e relaxamento

rítmicos das fibras em atividade contrátil (andar, correr, nadar etc.,).

Figura 1: Principais fatores que modificam o tipo e a magnitude das respostas dos sistemas fisiológicos ao exercício físico no homem.

No exercício estático ocorre contração muscular com pouco ou nenhum encurtamento das fibras (carregar peso, mover um objeto que ofereça resistência ao deslocamento etc.). Outras diferenças, relativas às respostas cardiovasculares nestas duas modalidades de esforço, podem ser observadas na Figura 2: a análise desta figura mostra que, com exceção da pressão arterial

média, todas as demais variáveis apresentam maior elevação no exercício dinâmico do que no estático.

	Exercício dinâmico*	Exercício estático
Frequência cardíaca	↑↑↑	↑
Pressão arterial sistêmica (média)	↑	↑↑↑
Fluxo sanguíneo sistêmico ou débito cardíaco	↑↑↑	↑
Consumo de O ₂ (VO ₂)	↑↑↑	↑
Treinamento físico	Efeitos benéficos para o sistema cardiorrespiratório	Efeitos pouco benéficos para o sistema cardiorrespiratório

* Exercício dinâmico envolvendo grandes grupos musculares (no mínimo com os membros inferiores).

Figura 2: Magnitude das respostas das variáveis cardiovasculares em diferentes tipos de exercício físico. ↑ representa elevação da variável considerada.

Este padrão de resposta é válido tanto para potências máximas como submáximas, desde que expressas para um mesmo valor percentual, em relação ao máximo. As causas dessas diferenças podem ser atribuídas a particularidades de ordem hidrodinâmica, metabólica e neuro-hormonal existentes em cada uma das modalidades de exercício. Assim, por exemplo, no exercício dinâmico um dos mecanismos mais importantes a ser mencionado é o processo rítmico de contração

e relaxamento dos grupos musculares, que favorece o retorno de sangue ao coração (ROWELL, 1986).

Devido ao fato de, nas áreas de conhecimento médica e paramédica, o exercício dinâmico ser mais usado do que o isométrico, como teste de reserva funcional do sistema cardiorrespiratório e, também, o mais aplicado como procedimento profilático e terapêutico em doenças que acometem o referido sistema, ele tem sido o principal objeto do presente estudo e de outros que vêm sendo conduzidos no Laboratório de Fisiologia do Exercício, Divisão de Cardiologia, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo. Levando-se em conta estas considerações, a partir deste ponto, enfocaremos somente aspectos fisiológicos do exercício dinâmico, que ainda se fazem necessários para melhor embasar o presente estudo.

Considere-se a condição de um indivíduo executando exercício dinâmico em uma bicicleta ergométrica cuja potência, em forma de rampa, é aumentada progressivamente. Neste caso, o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) eleva-se de forma aproximadamente linear, até um ponto, onde aumentos adicionais de potência aplicadas não mais modificam o $\dot{V}O_2$. Nestas circunstâncias, atinge-se uma condição correspondente

ao que se designa por consumo máximo de oxigênio ($\dot{V}O_2 \text{ max}$), em decorrência da saturação de um ou mais sistemas de transporte de O_2 . Em indivíduos sadios, os locais responsáveis pela limitação do transporte de O_2 no exercício dinâmico são os músculos e/ou o coração. Ressalte-se, que o $\dot{V}O_2 \text{ max}$ é um dos melhores parâmetros para se quantificar a magnitude desse transporte (ÅSTRAND and RODAHL, 1977; BROOKS and FAHEY, 1987; McARDLE et al., 1994; POWERS and HOWLEY, 1994).

Entretanto, a medida do $\dot{V}O_2 \text{ max}$ é raramente obtida em indivíduos sadios sedentários, e quase nunca em doentes, pois o esforço é interrompido, por estafa física (sintomas musculares e/ou cardiorrespiratórios), em potências inferiores às correspondentes ao $\dot{V}O_2 \text{ max}$. Nestas circunstâncias, obtém-se, apenas, a mensuração do $\dot{V}O_2$ pico – que sempre corresponde a um valor inferior ao do $\dot{V}O_2 \text{ max}$.

Entretanto, por ser o $\dot{V}O_2$ pico geralmente dependente do grau de intolerância (percepção) aos sintomas apresentados, em uma determinada intensidade de potência aplicada, e não da saturação dos processos fisiológicos nos vários sistemas envolvidos, ele não pode se constituir num marcador

quantitativo adequado do transporte de O_2 no exercício dinâmico.

WASSERMAN and McILROY, 1964 e WASSERMAN et al., 1986, demonstraram, de modo inequívoco, que o transporte de O_2 durante o exercício dinâmico também pode ser medido por um outro parâmetro: o limiar de anaerobiose (LA). O LA geralmente se correlaciona, com o $\dot{V}O_2$ max, e corresponde ao valor submáximo de potência e $\dot{V}O_2$, onde começa a haver uma desproporção entre o aumento da produção de ácido láctico pelo músculo, e a sua eliminação pelos processos de captação e metabolização celulares no fígado, músculos inativos, coração e outros tecidos do organismo. Com o aumento da concentração de ácido láctico muscular e sangüíneo, ocorrem, mediadas por mecanismos neuro-humorais, modificações significativas das respostas das variáveis ventilatórias (Figura 3), principalmente, aumentos da ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e da produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$), que passam a ser de magnitudes desproporcionalmente maiores, em relação à elevação linear da potência aplicada e do consumo de oxigênio correspondente (DAVIS, 1985; WASSERMAN et al., 1987; BROOKS and FAHEY, 1987; POWERS and HOWLEY, 1994).

A grande contribuição de WASSERMAN et al. (1986) foi a de associar as mudanças de respostas ventilatórias no exercício dinâmico ao aumento de ácido láctico muscular e sangüíneo: surgia, neste momento, na área de fisiologia do exercício, o importante conceito de limiar de anaerobiose ventilatório (LAV), como parâmetro quantitativo de medida da capacidade aeróbia, em níveis submáximos de esforço.

Figura 3: Esquema gráfico do comportamento das respostas das variáveis ventilatórias e metabólicas durante o exercício físico dinâmico contínuo e progressivo em um indivíduo saudável.

Apesar de existirem na literatura grandes divergências (DAVIS, 1985), a respeito da relação entre o LAV e o início da produção do ácido láctico muscular e/ou do respectivo aumento de sua concentração sangüínea – o que dificulta a unanimidade inequívoca, quanto à ocorrência de uma simples e única relação de causa e efeito entre estas variáveis – não existe a menor dúvida de que geralmente ocorre uma boa correlação estatística entre o limiar de anaerobiose láctico (sangüíneo) e o limiar de anaerobiose ventilatório em esforço (DAVIS, 1976; YOSHIDA et al., 1980; CAIOZZO et al., 1982; WASSERMAN et al., 1999).

Ressalte-se, que dentro do contexto da complexidade das relações entre a cinética da produção, captação e metabolização do ácido láctico, nos vários órgãos e tecidos do organismo durante o exercício dinâmico e as respectivas modificações das variáveis ventilatórias, se inserem outras problemáticas não resolvidas (DAVIS, 1985; BROOKS and FAHEY, 1987; BROOKS, 1991; WASSERMAN et al., 1999), como: 1- a importância relativa dos vários mecanismos propostos como responsáveis pela produção do ácido láctico muscular em níveis submáximos de esforço; 2- a existência de outros mecanismos alternativos para explicar o LAV, como ocorre na doença de

McArdle (HAGBERG et al., 1982; WHIPP et al., 1983), em que documenta-se ausência de elevação sangüínea e/ou muscular de ácido láctico, ou em condições patológicas e até mesmo fisiológicas, nas quais existe uma discordância entre as curvas cinéticas do ácido láctico e das variáveis ventilatórias (HUGHEST et al., 1982; GAESSER and POOLE, 1986; FARRELL and IVY, 1987).

Apesar de ser impossível, no estado atual dos conhecimentos, se decidir por uma posição definitiva, a respeito das várias correntes de opiniões relativas a estes tópicos, pode-se concluir que independente da posição assumida, também ocorre, no ponto do LAV ou próximo dele, nos músculos em atividade contrátil, uma desproporção entre a oferta de O_2 às mitocôndrias e a capacidade dele ser aproveitado pelas cadeias enzimáticas que atuam direta ou indiretamente nas reações piruvato-lactato e ciclo oxidativo de Krebs (WELTMAM, 1995; DENADAI, 1995).

A possibilidade de se medir o LA no homem, por métodos ventilatórios, usando-se procedimentos automáticos e não invasivos, permitiu grandes avanços no estudo do transporte de O_2 em indivíduos saudáveis, e, principalmente, a caracterização das

anormalidades deste transporte em pacientes com doenças cardiorrespiratórias e metabólicas (WASSERMAN et al., 1999).

Com o avançar dos estudos, na respectiva área de conhecimento, foi possível documentar-se que, no ponto correspondente ao LA, ou próximo dele, também ocorrem mudanças nos padrões de resposta das variáveis em vários sistemas biológicos (NAGATA et al., 1981; RIBEIRO et al., 1986; POWERS and HOWLEY, 1994).

No estágio atual dos conhecimentos, pode-se afirmar que o LAV é um delimitador de dois estados fisiológicos, substancialmente diferentes, que se manifestam em indivíduos sadios e doentes, quando estes executam exercício dinâmico submáximo, em potências progressivamente crescentes (ROWELL, 1986; WASSERMAN et al., 1987 e 1999; GALLO et al., 1995). Assim, abaixo do LA, as variáveis cardiorrespiratórias têm um comportamento aproximadamente linear, em relação à magnitude das potências de esforço aplicadas. Acima do LA, várias destas variáveis assumem uma resposta não-linear durante o exercício dinâmico, bem como documenta-se, ativação de diversos mecanismos neuro-endócrinos, relacionados aos sistemas simpático, renina-angiotensina-aldosterona e arginina-vasopressina, que atuam em

vários segmentos dos sistemas cardiovascular e nervoso, neste último, tanto em nível central como periférico, com a finalidade de garantir a execução do esforço em potências constantes ou progressivamente crescentes (GLEIN et al., 1984; ROWELL, 1986; POWERS and HOWLEY, 1994).

1.2 MODELOS MATEMÁTICOS

Os modelos matemáticos, expressos como equações, são sistemas abstratos (signos) que procuram representar, para fins de resolução de problemas teóricos ou práticos, um ou mais processos ou comportamentos dinâmicos de um sistema existente no mundo real, seja ele físico, químico, biológico, psicológico ou social (RIGGS, 1970; APTER, 1974; OSTRANDER, 1974).

Na área de fisiologia do esforço, os modelos matemáticos têm sido usados no estudo do comportamento dinâmico de vários sistemas, incluindo o cardiorrespiratório, que se interagem de modo abrangente e complexo durante esta condição funcional (WIGERTZ, 1971; LINNARSSON, 1974; LAMARRA, 1990).

O Laboratório de Fisiologia do Exercício, da Divisão de Cardiologia, HCFMRP-USP, há muitos anos vêm, dentro de uma perspectiva multi e interdisciplinar, atuando juntamente com pesquisadores de várias áreas de ciências exatas, no sentido de aplicar modelos matemáticos no estudo da resposta de variáveis cardiorrespiratórias em exercício físico dinâmico, particularmente, com ênfase a frequência cardíaca (MARTINS et al., 1987; SILVA et al., 1988; SOLER et al., 1989; MARÃES et al., 2000; SILVA et al., 2001). O enfoque nesta última variável se justifica com base nas seguintes considerações: 1- por ser a variável cardiovascular que pode ser medida com o menor erro metodológico (menor que 1%); 2- pelo fato de sua mensuração ser habitualmente obtida com métodos não invasivos e equipamentos de baixo custo financeiro; 3- em razão de os padrões de resposta desta variável, em algumas condições fisiológicas, como o exercício dinâmico, serem, qualitativamente, semelhantes ao do consumo de O_2 e do débito cardíaco; variáveis estas globais, que refletem a dinâmica da resposta dos sistemas de transporte de gases e nutrientes do organismo como um todo (MIYAMOTO et al., 1982).

No que diz respeito ao LA, o nosso Laboratório já tem utilizado vários modelos matemáticos, com o objetivo de melhor

quantificar a sua medida, através da implementação de vários algoritmos que possibilitam o uso de critérios mais confiáveis e objetivos da mudança de estado fisiológico, que caracteriza o limiar de anaerobiose como parâmetro da capacidade de transporte de O_2 em níveis submáximos de exercício dinâmico. Dentro deste contexto, os modelos bissegmentados foram objeto de especial atenção pelos pesquisadores ligados ao nosso Laboratório (SOLER A e B 1988; SOLER et al., 1989) e a outros grupos (ORR et al., 1982; GREEN et al., 1983), e se mostraram promissores, em estudos anteriormente conduzidos, no sentido de detectarem mudança de inclinação da ventilação pulmonar na região correspondente ao LA.

Entretanto, na época em que estes estudos foram realizados, os equipamentos disponíveis para a análise das variáveis ventilatórias eram precários e impossibilitavam o registro simultâneo de várias delas, como a $\dot{V}E$, a $\dot{V}CO_2$ e o $\dot{V}O_2$, e sobretudo, na condição de respiração à respiração, com a acurácia necessária, para que os modelos matemáticos pudessem ser representativos dos comportamentos dos sistemas reais, e, portanto, úteis para substituí-los em condições específicas.

Com os avanços tecnológicos hoje alcançados, dispomos em nosso Laboratório de um sistema ergoespiométrico

computadorizado (MedGraphics CPX/D), o qual possibilita o registro simultâneo de todas as variáveis cardiorrespiratórias necessárias para se caracterizar a resposta dinâmica das variáveis ventilatórias e metabólicas em esforço físico.

De um lado, a existência desses recursos, e por outro, a constatação de que o nosso equipamento utiliza um algoritmo não especificado (caixa preta), que freqüentemente subestima os valores reais do LAV, determinado a partir de mudanças do comportamento da produção de CO₂ em relação ao consumo de oxigênio, foram fatores determinantes que nos estimularam a retornar à problemática da busca de melhores modelos matemáticos para se calcular o limiar de anaerobiose ventilatório. Este objetivo também se faz necessário, no sentido de que possamos validar, definitivamente, o método do limiar de anaerobiose, obtido pela mudança do padrão de resposta da freqüência cardíaca, usando-se como método de referência o LAV, uma vez que este último já se consolidou como parâmetro de medida da capacidade aeróbia na prática médica, fisioterápica e desportiva (WASSERMAN et al., 1999).

No contexto das considerações, de natureza teórica e prática, acima descritas, é que se insere o presente estudo. Ele propõe reavaliar as aplicações dos modelos bissegmentados

Linear-Linear e Linear-Quadrático no estudo da quantificação do LAV.

2. OBJETIVOS

O principal objetivo do presente estudo foi o de comparar a medida do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício dinâmico em indivíduos saudáveis, usando-se os seguintes métodos: 1- o da determinação visual gráfica da mudança do padrão de resposta das variáveis ventilatórias efetuada por três analisadores independentes; 2- o obtido a partir do algoritmo automático incorporado ao sistema ergoespirométrico MedGraphics CPX/D; e 3- o determinado, aplicando-se procedimento semi-automático, com algoritmo bissegmentado Linear-Linear e Linear-Quadrático, na resposta da produção de CO_2 e da ventilação pulmonar em relação ao tempo e da produção de CO_2 em relação ao consumo de oxigênio.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 INDIVÍDUOS ESTUDADOS

Foram estudados 24 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, com idades entre 18 e 55 anos (média de $33,8 \pm 9,25$ anos), com hábitos de vida sedentários e ativos. Os dados pessoais, as características antropométricas e os hábitos de vida de cada voluntário foram obtidos por meio de entrevista prévia com preenchimento de uma ficha de avaliação individual (Anexo I.1). A Tabela 1 mostra as características antropométricas dos indivíduos incluídos no presente estudo.

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP (Anexo II.1). Todos os voluntários foram previamente informados a respeito dos testes e procedimentos experimentais a serem realizados, bem como dos riscos e benefícios existentes, após o qual assinaram o Termo de Consentimento Pós-Informação (Anexo II.2). Neste mesmo dia eles foram levados ao laboratório e realizaram um teste de esforço breve no cicloergômetro, afim de se familiarizarem com os procedimentos e equipamentos que seriam utilizados nas avaliações subsequentes.

Tabela 1: Características antropométricas dos indivíduos estudados (n=24).

Voluntários	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (Kg)	Superfície Corporal (m²)
AER	55	178	78,9	1,97
AVS	27	177	73,0	1,90
CASJ	23	180	75,0	1,94
CMF	52	176	74,4	1,90
DF	30	160	57,0	1,59
EB	30	170	59,2	1,69
ECR	32	176	77,8	1,94
FMN	21	190	87,0	2,15
JAA	26	170	66,3	1,77
JAM	47	175	88,6	2,04
JCC	32	174	80,4	1,95
JJM	49	172	75,0	1,88
JLS	28	183	81,0	2,03
JorLS	32	178	90,0	2,08
LCSC	42	168	60,0	1,68
LFCW	32	194	92,7	2,24
LFN	27	173	65,7	1,78
MF	35	172	80,0	1,93
MM	30	174	67,5	1,81
PC	39	170	77,5	1,89
RBFV	24	170	67,1	1,78
RMS	31	176	101,2	2,17
RTB	39	198	100,0	2,35
WJBS	28	184	68,0	1,89
Média	33,79	176,58	76,80	1,93
Desvio Padrão	9,25	8,46	12,07	0,18

Os voluntários se submeteram à anamnese e ao exame físico, realizados por um médico, para se descartar a existência de qualquer doença ou problema ortopédico que viesse a contraindicar sua participação no estudo. Todos eles também

realizaram eletrocardiograma de repouso para afastar qualquer risco de alguma doença cardíaca assintomática.

3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

O estudo foi conduzido no Laboratório de Fisiologia do Exercício, Divisão de Cardiologia, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, e consistiu na realização de testes de esforço físico dinâmico (TEFD), utilizando-se protocolo contínuo do tipo rampa.

O laboratório era previamente preparado, de modo a permitir que a temperatura da sala fosse mantida ao redor de 22° Celsius e a umidade relativa estivesse na faixa de 45 a 60%. Nesta etapa também era realizada a calibração de todos os equipamentos utilizados na aquisição, armazenamento e processamento dos sinais biológicos colhidos durante as sessões experimentais.

O voluntário era orientado a comparecer às sessões experimentais com um traje adequado à prática de atividade física, bem como com um calçado do tipo tênis, após ter ingerido uma refeição leve, pelo menos duas horas antes do

início de cada teste. O mesmo era orientado a não praticar, na véspera e no dia dos testes, atividades físicas intensas, como corridas, caminhadas longas, e também a não ingerir alimentos ou bebidas estimulantes que pudessem influenciar as variáveis cardiovasculares e respiratórias, como chocolate, café, chá e bebidas alcoólicas. A Figura 4 mostra uma fotografia do Laboratório de Fisiologia do Exercício, HCFMRP-USP, com os equipamentos utilizados no presente estudo, durante um teste de esforço físico.

Após sua chegada ao laboratório o voluntário era mantido em posição supina, quando então eram realizados os procedimentos necessários para a monitorização eletrocardiográfica do mesmo, como tricotomia da pele, na região do tórax onde seriam colocados os eletrodos descartáveis com gel condutor.

Após monitorização e verificação dos sinais biológicos a serem adquiridos, o voluntário era mantido na posição supina em repouso por um período de 15 minutos, com o propósito de se obter uma melhor adaptação ao ambiente laboratorial. Procurava-se manter o máximo de silêncio e o mínimo trânsito de pessoas na sala, para se evitar qualquer tipo de perturbação ao voluntário.

Figura 4: Ilustração do procedimento experimental no Laboratório de Fisiologia do Exercício, Divisão de Cardiologia, HCFMRP-USP, e dos equipamentos utilizados nos testes de esforço físico dinâmico: polígrafo, microcomputadores, sistema de análise ergoespirométrica e cicloergômetro de frenagem eletromagnética.

A pressão arterial sistêmica foi sempre medida no braço direito em repouso (posições supina e sentada) e ao final do esforço físico (posição sentada), utilizando-se o método auscultatório, com esfigmomanômetro de coluna de mercúrio.

O sinal eletrocardiográfico (ECG) foi obtido a partir da derivação MC5 modificada (usando-se 5 eletrodos: *RA*, no manúbrio esternal; *LA*, próximo à clavícula esquerda; *C*, próximo à clavícula direita; *LL*, no quinto espaço intercostal

esquerdo e *RL*, no hemitórax direito) utilizando-se um pré-amplificador modelo 8111A, acoplado a um polígrafo Hewlett-Packard, modelo 7754A. O referido sinal também era enviado a três outros equipamentos, responsáveis pelo armazenamento e processamento do mesmo, por meio de uma caixa de distribuição de sinais: 1- microcomputador (Pentium III) com sistema de conversão analógico/digital (*DI-400, DataQ Instruments*), com *software* específico *WinDaq*, para aquisição dos sinais de ECG e frequência cardíaca instantânea (Figura 5); 2- microcomputador (Pentium II) com sistema de conversão analógico-digital (*National Instruments*), com *software* específico (STEF) para captação e armazenamento da FC e dos intervalos R-R (IRR) do sinal eletrocardiográfico (SILVA et al., 1994) (Figura 6); 3- sistema computadorizado de análise ergoespirométrica CPX/D MedGraphics, utilizando *software BreezeEx*, para captação (conversor analógico/digital), armazenamento, processamento e impressão, na forma de tabelas e gráficos, das variáveis cardiorrespiratórias e metabólicas em repouso e exercício físico.

No sistema ergoespirométrico (CPX/D MedGraphics) as variáveis foram obtidas, na posição sentada, em repouso e no

exercício. O volume corrente foi obtido usando-se um pneumotacógrafo de Pitot conectado ao sistema CPX/D e acoplado a uma peça bucal, com coletor de saliva. Usava-se uma pinça para a oclusão nasal. Foi adaptado um suporte especial de plástico e látex, para aliviar o peso da peça bucal e diminuir a força necessária à preensão desta pela musculatura dos maxilares. O sistema CPX/D fazia a análise de O_2 por meio de um eletrodo de zircônio e de CO_2 por um sensor infravermelho, bem como fornecia, em tempo real, os valores da potência (tipo rampa) aplicada (Watts), da velocidade de pedalagem (rotações por minuto), além dos valores, de respiração à respiração, do consumo de O_2 ($\dot{V}O_2$), da produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$), da ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e da frequência cardíaca (Figura 7). Também eram calculados e armazenados, para posterior análise e emissão de tabelas e gráficos, os equivalentes ventilatórios do O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) e do CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), as pressões parciais ao final da expiração do O_2 (PET O_2) e do CO_2 (PET CO_2), o quociente de trocas respiratórias (RER), o volume corrente (VT) e a frequência respiratória (RR).

Figura 5: Gráfico do que é apresentado na tela de um computador, durante uma sessão experimental de esforço físico, que utiliza o *software WinDaq*. De cima para baixo estão gravados os sinais de ECG e da frequência cardíaca instantânea (cardiotacômetro).

Figura 6: Gráfico do que é apresentado na tela de um computador, que utiliza o *software STEF*, durante a aquisição do ECG e da FC, batimento a batimento, em um teste de esforço físico.

O sistema CPX/D dispõe de um microcomputador (Celeron), com uma placa analógico/digital configurada para permitir uma amostragem de 250 valores por segundo, por canal (*Service Manual* MedGraphics); ele possibilita a emissão gráfica em vários formatos, plotando variáveis respiratórias em função do tempo ou em função do $\dot{V}O_2$, (*V-SLOPE*). As Figuras 8 e 9 mostram dois, dentre os vários tipos de gráficos disponíveis no sistema.

Os testes de esforço físico dinâmico foram realizados em um cicloergômetro de frenagem eletromagnética (CORIVAL 400 – Quinton), comandado pelo sistema CPX/D.

Figura 7: Gráfico do que é apresentado na tela do sistema de análise ergoespirométrica CPX/D durante a execução de um teste de esforço físico. Potência (Watts), velocidade do cicloergômetro (rpm), consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em litros por minuto, produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) em litros por minuto, ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) em litros por minuto, frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto e tempo (Time) em minutos. As variáveis ventilatórias estão expressas em valores de respiração à respiração. As barras verticais pretas correspondem ao início e fim do período do esforço físico e a barra vertical verde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório.

Figura 8: Representação gráfica das variáveis fornecidas pelo sistema CPX/D após um teste de esforço físico. Consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em ml por minuto, produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) em ml por minuto, ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) em litros por minuto, quociente de trocas respiratórias (RER), frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto, pulso de O_2 ($\dot{V}O_2/HR$) em ml por batimento, equivalentes ventilatórios do O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) e do CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), pressões parciais ao final da expiração do O_2 (PET O_2) e do CO_2 (PET CO_2) em mmHg e tempo (Time) em minutos. As variáveis ventilatórias estão expressas em valores de respiração à respiração. As barras verticais pretas correspondem ao início e fim do esforço físico, bem como o início da aplicação da rampa de potência; a barra vertical verde corresponde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório e a barra vermelha representa o maior valor de $\dot{V}O_2$ do teste.

Figura 9: Representação gráfica *V-SLOPE* ($\dot{V}\text{CO}_2$ vs. $\dot{V}\text{O}_2$), fornecida pelo sistema CPX/D, com os valores numéricos de várias variáveis calculadas no instante do LAV (AT) e do $\dot{V}\text{O}_2$ pico ($\dot{V}\text{O}_2$ max). As retas foram traçadas automaticamente por um ajuste de regressão utilizado pelo algoritmo do sistema MedGraphics. A barra vertical preta traçada no cruzamento destas retas, marca o valor do LAV no eixo do $\dot{V}\text{O}_2$. Várias variáveis ventilatórias, como a $\dot{V}\text{CO}_2$, o RER, a PET O_2 e o $\text{VE}/\dot{V}\text{O}_2$ são expressos, de respiração à respiração, em função do $\dot{V}\text{O}_2$ nas mesmas unidades usadas na Figura 8.

3.3 PROTOCOLO DE ESFORÇO CONTÍNUO

Este protocolo consistiu da realização de exercício dinâmico na posição sentada, em cicloergômetro, com incremento de potência do tipo rampa, como exemplificado na Figura 10.

Figura 10: Representação esquemática do Protocolo Contínuo, mostrando um teste de esforço físico do tipo rampa, onde o voluntário permanecia um minuto em repouso (Rep.), e a seguir, iniciava o exercício progressivo até a intensidade final, quando passava a pedalar numa menor potência por mais dois minutos (Recup.).

O voluntário iniciava o esforço após comando verbal e não recebia qualquer informação a respeito do instante em que se iniciava a elevação da potência em rampa.

Neste protocolo, o cicloergômetro era comandado pelo sistema CPX/D e o voluntário pedalava, com uma velocidade constante ao redor de 60 rotações por minuto (rpm), durante um período que variava de 2 a 4 minutos, com uma carga livre (de aproximadamente 3 a 4 Watts), e em seguida era aplicada, automaticamente, uma potência progressiva (pré-estabelecida) do tipo rampa. O tempo de carga livre (2-4 min) era determinado com base nos hábitos de vida de cada voluntário, se ativo ou sedentário. A rampa de potência aplicada variou de 15 a 35 W/min e era calculada individualmente, baseando-se em dados antropométricos, segundo fórmula recomendada por Wasserman et al. (1986, 1999), acrescida de um fator de correção de 5 Watts para mais ou para menos, na dependência dos hábitos de vida (grau de atividade física) de cada indivíduo. A fórmula usada para o cálculo do incremento de potência descrita por Wasserman foi a seguinte:

$$1- \dot{V}O_2 \text{ unloaded in ml/min} = 150 + (6 \times \text{weight, Kg})$$

$$2- \text{Peak } \dot{V}O_2 \text{ in ml/min} = (\text{height, cm} - \text{age, years}) \times 20$$

$$3- \text{Work rate (Watts) increment/min} = (\text{peak } \dot{V}O_2, \text{ ml/min} - \dot{V}O_2 \text{ unloaded, ml/min}) / 100$$

Onde: $\dot{V}O_2 \text{ unloaded in ml/min}$ é o consumo de O_2 estimado no período de carga livre; $\text{Peak } \dot{V}O_2 \text{ in ml/min}$ é o consumo estimado de O_2 no pico do esforço; e Work rate é o valor da rampa de potência a ser aplicada em Watts por minuto.

Na presente série de experimentos, o teste de esforço foi sempre interrompido por exaustão física e não por outras ocorrências incluídas nos critérios de interrupção, usados em nosso Laboratório, ou seja: surgimento de arritmias cardíacas freqüentes ou graves, sinais de isquemia miocárdica no ECG ou sintomas limitantes (síncope, tontura, náuseas, etc...).

Ressalte-se, que após ser atingida a potência de esforço pico, os voluntários continuavam a pedalar em uma baixa potência (ao redor de 5 Watts), por mais 2 minutos, quando então o teste era interrompido. Este período de desaquecimento evitou a ocorrência de sintomas, como tontura e síncope, que podem surgir quando o esforço executado, em altas potências, é subitamente interrompido na posição vertical ou sentada.

Imediatamente após o término do teste, os voluntários eram argüídos quanto ao grau de percepção da intensidade do esforço realizado, no ponto de exaustão física, utilizando-se escala de percepção de esforço (CR 10) idealizada por Borg. Esta consistia de valores numéricos de 0 a 10, acompanhados de

adjetivos, que iniciavam com AUSÊNCIA DE SINTOMAS = 0 e terminavam com MÁXIMO = 10 (BORG, 1998). A escala, bem como as orientações sobre sua utilização no teste de esforço, eram apresentadas aos voluntários quando estes compareciam ao laboratório para a familiarização com os equipamentos utilizados. Nesta ocasião eles realizavam um breve teste de esforço, quando também eram argüidos sobre a intensidade do esforço realizado. Nos testes funcionais, o valor médio indicado pelos voluntários na referida escala foi 5 (PESADO), sendo que 21 deles atribuíram a interrupção do teste à fadiga muscular e 3 outros relataram que o incomodo causado pela peça bucal do sistema CPX/D teve uma influência maior que a fadiga muscular na interrupção do teste. Ressalte-se, também, que todos os voluntários, em maior ou menor grau, relataram um certo desconforto causado pelo ressecamento das mucosas da boca e garganta durante o esforço físico, devido ao uso da peça bucal do sistema CPX/D.

Após o término do esforço, a qualidade do teste era avaliada visualmente pelo responsável por sua condução, nas várias apresentações gráficas disponíveis no monitor do sistema MedGraphics. Particular ênfase era dada à manutenção da regularidade da velocidade de pedalagem e do aumento de

potência em exercício, bem como à ocorrência ou não de artefatos nas variáveis ventilatórias e metabólicas, que inviabilizassem a medida do LAV. Caso o teste fosse considerado insatisfatório, com base nos critérios acima mencionados, um segundo teste de esforço era agendado para o voluntário, com um intervalo entre 7 a 15 dias. Este procedimento ocorreu em cerca de 20% dos casos estudados.

3.4 ANÁLISE DOS DADOS EXPERIMENTAIS

Procedeu-se à comparação da medida do limiar de anaerobiose ventilatório, utilizando-se os seguintes métodos:

3.4.1 MÉTODO DE ANÁLISE VISUAL GRÁFICA POR TRÊS ANALISADORES INDEPENDENTES

Cinco profissionais (um biólogo, um médico, uma biomédica e duas fisioterapeutas) atuantes no Laboratório de Fisiologia do Exercício, HCFMRP-USP, familiarizados com o uso do sistema ergoespirométrico CPX/D MedGraphics, no que diz respeito à realização de testes de esforço físico dinâmico em indivíduos saudáveis e pacientes, concordaram em fazer parte

do grupo responsável pelo cálculo do LAV pelo método visual gráfico. Três deles optaram por determinar graficamente (analísadores) o LAV e dois outros por serem os operadores do sistema MedGraphics.

Antes de iniciarem as tarefas programadas, o grupo passou por um período de treinamento de duas semanas, necessário para a uniformização dos critérios e etapas a serem seguidas, de modo a garantir a adequada quantificação do LAV, conforme formulário rigorosamente planejado, para fins de análise visual gráfica qualitativa e quantitativa dos testes de esforço. No final deste treinamento o LAV pôde ser determinado com uma variação máxima inter-observadores de dois pontos (respiração à respiração ou médias móveis de 8 ciclos respiratórios). A etapa de análise visual dos dados foi conduzida somente com a presença de um analisador e um operador.

Esta análise era realizada no visor de um monitor colorido de 15 polegadas (LG Studioworks 55i) de um microcomputador, posicionado em uma mesa e acoplado ao sistema CPX/D MedGraphics. Esta opção foi escolhida, ao invés da análise com impressão gráfica colorida em papel, por permitir melhor resolução e rapidez, uma vez que o

procedimento também envolvia a participação de um operador do sistema MedGraphics, o qual selecionava os tipos de gráficos, conforme roteiro previamente estabelecido por escrito (Anexo III-1), bem como posicionava o cursor, sob comando de cada um dos três analisadores isoladamente, na posição (ponto) correspondente ao LAV no traçado da variável analisada.

O arranjo dos vários equipamentos era feito de modo que o analisador ficasse sentado em uma cadeira, com ajuste de posição vertical, em frente ao monitor, afim de que fosse reduzido, ao mínimo, o erro de paralaxe.

O analisador responsável pelo procedimento seguia um roteiro escrito, que incluía as várias etapas e critérios a serem obedecidos para proceder à análise gráfica qualitativa e quantitativa, cuja principal finalidade era a de mensurar o LAV (Anexo III-2).

Os gráficos foram analisados seguindo-se ordem alfabética dos nomes dos voluntários estudados. Esta tarefa e a seqüência dos gráficos plotados era conduzida pelo operador do sistema MedGraphics.

Na análise qualitativa, particular ênfase era dada à qualidade do teste de esforço, quanto à manutenção da

velocidade de pedalagem em esforço e à ocorrência ou não de artefatos que viessem a prejudicar a medida do LAV (esta etapa foi sempre conduzida em um determinado tipo de gráfico, como já exemplificado na Figura 7).

A análise quantitativa, com base nas recomendações de WASSERMAN et al. (1986, 1999), era inicialmente realizada em um gráfico que plotava a resposta das variáveis $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e PET O_2 , em relação ao tempo de duração do esforço (Figura 11).

Obedecendo ao comando do analisador, o operador movia o cursor até o ponto de resposta da $\dot{V}CO_2$, onde esta variável se elevasse mais rapidamente do que o aumento do $\dot{V}O_2$ (perda de paralelismo entre estas duas variáveis). A seguir, usando-se máscara, posicionada sobre a tela, para ocluir as curvas da $\dot{V}CO_2$ e de outras variáveis, o cursor era posicionado nos pontos de menor valor das curvas de PET O_2 e a seguir de $\dot{V}E/\dot{V}O_2$.

Cabia ao operador do sistema MedGraphics, durante o processo de análise, imprimir um gráfico com os valores do LAV, para cada uma das variáveis ventilatórias submetidas a este processo pelo analisador.

Figura 11: Representação gráfica apresentada pelo sistema CPX/D aos analisadores para a determinação visual do LAV. Estão representadas as seguintes variáveis, em função do tempo (min.): $\dot{V}O_2$ (l/min), $\dot{V}CO_2$ (l/min), $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e PET O_2 (mmHg). A linha vertical (*Manually-determined AT*) indica o LAV determinado pelo analisador e a caixa de texto (AT) fornece valores correspondentes de várias variáveis neste instante. As variáveis ventilatórias estão expressas como valores em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios.

A seqüência de procedimentos acima descrita foi inicialmente efetuada para uma condição em que cada ponto das variáveis estudadas na escala do tempo, em ordem seqüencial, correspondia a um valor de médias móveis de 8 respirações

(médias móveis se deslocando de ciclo a ciclo respiratório). Sem interrupção da análise quantitativa, repetia-se o mesmo procedimento, na condição em que cada ponto da variável estudada correspondia ao valor, respiração à respiração.

A última etapa da análise foi realizada no gráfico que plota, respiração à respiração, a $\dot{V}CO_2$, e outras variáveis ventilatórias, em relação ao $\dot{V}O_2$. Cabia ao analisador determinar a inclinação da reta inicial de elevação da $\dot{V}CO_2$, utilizando uma régua flexível, e orientar o operador a posicionar o cursor no ponto (LAV) em que os valores da $\dot{V}CO_2$ se elevassem acima dos intervalos esperados. A análise do caso terminava com a impressão do gráfico correspondente (Figura 12). Em todas as etapas do processo desta análise não era permitido ao analisador ter conhecimento dos valores numéricos do LAV.

Em um outro dia, o operador tinha a incumbência de imprimir toda a seqüência de gráficos configurados no sistema MedGraphics, na condição de identificação automática do LAV pelo algoritmo incorporado ao referido sistema, o qual será objeto de descrição sumária no próximo item deste capítulo.

Figura 12: Representação gráfica apresentada pelo sistema CPX/D aos analisadores, para se determinar visualmente o ponto onde ocorre a perda da linearidade da $\dot{V}CO_2$ plotado em relação ao $\dot{V}O_2$. A linha vertical (*Manually-determined AT*) indica o ponto determinado pelo analisador, onde ocorre a perda da linearidade da $\dot{V}CO_2$ e a caixa de texto mostra os valores correspondentes de várias variáveis no LAV (AT). Os valores estão expressos de respiração à respiração.

O responsável pelo estudo reunia todo o material gráfico obtido e numa etapa seguinte, usando o programa Excel, tabelava os valores do LAV obtidos pelos três analisadores independentes.

Para o caso das variáveis $\dot{V}\text{CO}_2$ vs. tempo, PET O_2 vs. tempo, $\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{O}_2$ vs. tempo, potência vs. tempo e $\dot{V}\text{O}_2$ vs. tempo, os valores visuais foram expressos como média de oito ciclos respiratórios (médias móveis, calculados no processo de impressão dos gráficos) e como média de cinco valores, de respiração à respiração, que obrigatoriamente incluía o valor gráfico determinado pelo analisador, acrescido de dois valores acima e dois valores abaixo do referido ponto – os quais estavam armazenados e portanto, disponíveis em um outro microcomputador (Pentium III), que reunia um banco de dados com todos os valores individuais das variáveis geradas pelo sistema MedGraphics. Para a variável $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$, o valor correspondeu aquele diretamente especificado pelo analisador no momento da determinação gráfica - ele foi portanto, representado como valor pontual, correspondente a um ciclo respiratório.

3.4.2 MÉTODO AUTOMÁTICO DO SISTEMA MedGraphics CPX/D

O referido sistema tem incorporado um algoritmo não especificado que ajusta, durante o esforço, os valores de $\dot{V}\text{O}_2$ e $\dot{V}\text{CO}_2$ correspondentes a duas retas que se cruzam em um valor

intermediário de $\dot{V}O_2$, que é assumido como o valor do LAV (Figura 13). A justificativa para se aplicar este algoritmo se baseia em estudo de BEAVER et al. (1986) que concluiu que o cruzamento das retas de $\dot{V}CO_2$ vs. $\dot{V}O_2$ abaixo e acima de um valor de RER de 1 corresponde ao LAV.

Apesar de o algoritmo ser uma caixa preta aos usuários, a comparação entre os traçados das duas retas, em um grande número de voluntários estudados, incluindo os do presente trabalho e de outros em mulheres e cardiopatas, sugere que o referido algoritmo use um modelo de ajuste em que ele trace duas retas, pelo método dos mínimos quadrados, a partir da divisão do conjunto de dados em dois subconjuntos: um com valores iguais ou inferiores ao quociente de trocas respiratórias de 1,00 (reta de menor inclinação) e outro acima de 0,97 (reta de maior inclinação).

Também foi possível documentar duas condições limites nas quais o algoritmo não calcula o LAV: 1- quando menos do que 5% dos valores do RER se encontram abaixo de 0,97; e, 2- quando menos do que 5% dos valores do RER se situam acima do valor 1,00.

Figura 13: Representação gráfica (*V-SLOPE*) apresentado pelo sistema MedGraphics CPX/D mostrando a identificação do LAV, calculado automaticamente, pelo algoritmo a ele incorporado, e que se utiliza do ajuste de duas retas ao conjunto de dados, calculados de respiração à respiração, da $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$. A linha vertical traçada na intersecção das duas retas ajustadas corresponde ao valor do LAV. Na caixa de texto ao lado estão expressos os valores numéricos de várias variáveis correspondentes ao ponto do LAV (AT).

3.4.3 MÉTODO DOS MODELOS BISSEGMENTADOS LINEAR-LINEAR E LINEAR-QUADRÁTICO APLICADOS ÀS RESPOSTAS DA $\dot{V}CO_2$ E DA $\dot{V}E$

Para a realização desta etapa, todos os valores das variáveis armazenadas no sistema CPX/D foram transferidas para um outro microcomputador (Pentium III), necessário à gravação do conjunto de dados em um disco óptico (CD-R), para posterior análise. Estas variáveis foram: tempo, em minutos; potência, em Watts; velocidade do cicloergômetro, em rpm; $\dot{V}O_2$, em ml/min (STPD); $\dot{V}CO_2$, em ml/min (STPD); RER (adimensional); $\dot{V}E$, em l/min (BTPS), PET O_2 e PET CO_2 em mmHg (STPD); frequência cardíaca, em bpm e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ (adimensional)

O método matemático escolhido foi baseado em pesquisas anteriores conduzidas em nosso Laboratório, em colaboração com o Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação (IMECC) da UNICAMP, que apontavam para a potencialidade dos modelos bissegmentados na determinação do LAV (SOLER 1988 A e B; SOLER et al., 1989).

Inicialmente, optamos por aplicar este modelo na resposta da $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$, de respiração à respiração, em relação ao

tempo, com o intuito de obtermos o ponto ou a região correspondente ao LAV, para cada uma destas variáveis. O modelo também foi aplicado à resposta do $\dot{V}O_2$, em relação ao tempo, em razão do fato de, não raramente, termos observado nos registros gráficos, de respiração à respiração, graus variados de elevação do $\dot{V}O_2$ entre o início da aplicação da rampa de potência e o ponto do LAV – ocorrência que pode introduzir erro de medida pelo método bissegmentado, quando este é aplicado para as respostas ventilatórias.

Posteriormente, o referido método também foi aplicado para o conjunto de dados, que relacionava a $\dot{V}CO_2$ ao $\dot{V}O_2$, na condição de respiração à respiração.

A rotina de modelo bissegmentado foi escrita na linguagem computacional *S-PLUS 2000, Professional Release 3 (MathSoft, Inc. 1988-2000)*. Esta rotina realiza a subdivisão do conjunto de dados (pares de variáveis correlatas) em duas partes (subconjuntos). À primeira parte ajusta-se, pelo método dos mínimos quadrados, um modelo linear e à segunda parte dos dados ajusta-se tanto um modelo linear, quanto um quadrático.

A rotina inclui no algoritmo uma etapa inicial que verifica se as séries temporais a serem processadas contêm ao menos doze pontos – o mínimo necessário para que o algoritmo

processe os dados até a etapa final – isto porque, quatro pontos iniciais e quatro pontos finais são necessários para que seja possível um ajuste quadrático (três parâmetros e um grau de liberdade adicional), além de quatro pontos, para que se possa visualizar uma representação gráfica na função critério. Estas considerações explicam porque os pontos iniciais e finais nos gráficos da função critério apresentam valores constantes (Figura 14); é através deste procedimento que a série temporal de saída da rotina contém o mesmo número de pontos que a série original.

Durante o intervalo entre o início e o final da elevação da potência (tipo rampa) em esforço, o número de pontos, para cada uma das variáveis em relação ao tempo ou do $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$ foi em média de 100 pontos; nestas condições foi possível obter gráficos da soma dos quadrados dos resíduos (SQRR) do modelo bissegmentado Linear-Linear (M. L-L) e Linear-Quadrático (M. L-Q), com um número de pontos que variava de 60 a 166 pontos, dependendo do caso analisado.

A função critério utilizada é composta por duas parcelas referentes à soma de quadrados dos resíduos dos dois modelos, o inicial que é sempre linear e o segundo que é linear ou quadrático.

A rotina incluiu a impressão de um conjunto de vários tipos de gráficos por exame, durante o exercício, entre o início e o final da rampa de potência aplicada, que foram: 1- resposta da $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ em relação ao tempo (3 gráficos); 2- resposta da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ (1 gráfico); e 3- representação gráfica da SQRR (círculos preto abertos) em relação aos ajustes dos modelos bissegmentados para cada uma das funções Linear-Linear ou Linear-Quadrática, em cada um dos pares de variáveis acima especificadas (8 gráficos) – neste gráfico também era representada a soma dos quadrados dos resíduos de cada função isolada do modelo bissegmentado (reta inicial-linha amarela e reta final-linha azul ou reta inicial-linha amarela e curva quadrática final-linha azul). Esta mesma seqüência de gráficos também foi impressa para um conjunto de dados em que somente eram incluídos 2/3 destes, a partir do início do incremento de potência (Anexo IV.1 e IV.2).

Foi neste último conjunto de dados que procedeu-se à análise gráfica qualitativa e quantitativa, referente ao comportamento da SQRR para os ajustes dos modelos propostos, ou seja, Linear-Linear e Linear-Quadrático.

Este procedimento foi adotado por várias razões: 1- por ser o objetivo do presente estudo, a comparação de diferentes

métodos de detecção do LAV, baseada em mudanças de respostas das variáveis ventilatórias relacionadas ao desequilíbrio entre a produção e a eliminação do ácido láctico pelos tecidos durante o esforço, e não a eventuais mudanças dessas respostas, particularmente da $\dot{V}E$, devido a outros mecanismos metabólicos, de ocorrência mais tardia, i.e, no terço final da rampa de potência, como acontece no ponto de compensação respiratória (Wasserman et al., 1986, 1999); e 2- os modelos bissegmentados exigem como pressuposto, para se obter um ajuste adequado, que as respostas das variáveis escolhidas apresentem apenas uma mudança de inclinação entre as retas ou entre a reta e a curva quadrática, resultante dos respectivos ajustes.

A Figura 14 mostra, para facilitar a compreensão destas considerações, uma composição gráfica, em que as respostas do $\dot{V}CO_2$ em relação ao tempo estão representadas, bem como a SQRR para o caso de ajuste do modelo bissegmentado Linear-Linear. Neste gráfico, cada ponto representa um valor global da SQRR do conjunto de dados, em que o subconjunto inicial de valores da $\dot{V}CO_2$ corresponde ao primeiro ajuste da reta e o subsequente, ao segundo ajuste de reta.

Da esquerda para a direita, a dinâmica do algoritmo vai interseccionando o conjunto de dados, de modo que o número de pontos e o tamanho do primeiro ajuste de reta aumentem e o do segundo ajuste de reta diminuam. Nesta figura estão apenas impressas as duas retas (M. L-L) com o menor valor da SQRR. As mesmas considerações descritas quanto aos procedimentos do algoritmo, são válidas quando o modelo considerado é do tipo Linear-Quadrático (M. L-Q).

O ponto escolhido como LAV correspondeu ao menor valor da SQRR para o M. L-L e o M. L-Q. Como em mais de 50% dos casos, ao invés de um ponto, ocorria uma região (5 a 15 pontos) onde se situavam os valores mínimos da SQRR, após vários tipos de análise estatística, como a do comportamento dos resíduos da reta inicial do modelo bissegmentado, (simetria dos pontos em relação à reta ajustada e maior ou menor aproximação da distribuição Gaussiana), optamos pela escolha do valor da mediana dos pontos da referida região, para representar o LAV.

Figura 14: Composição gráfica exemplificando a resposta da $\dot{V}CO_2$ (círculos vermelhos), em relação ao tempo, juntamente com a soma dos quadrados dos resíduos das duas retas do modelo bissegmentar (círculos pretos) e da primeira (linha amarela) e segunda (linha azul) reta do respectivo modelo.

Uma vez determinado nas curvas de resposta da SQR o ponto correspondente ao LAV, para cada variável respiratória considerada, foi calculado, em um outro programa computacional, o valor do LAV, expresso como média de cinco valores (5 ciclos de respirações sequenciais), que sempre incluíam como ponto central, o escolhido pelo analisador, além de dois pontos sequenciais acima e dois abaixo deste. O programa também calculava os valores médios correspondentes

aos mesmos pontos, para as demais variáveis estudadas no presente estudo, ou seja: $\dot{V}E$, $\dot{V}O_2$, RER, PET O_2 , PET CO_2 , $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, etc....

3.4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os pacotes estatísticos usados para processamento dos dados e impressão gráfica foram os seguintes: *GraphPad Prism*, version 3.02; *S-PLUS 2000 Professional Release 3* e *STATISTICA Kernel release 5.5 A*.

A análise estatística usada no presente estudo abrangeu métodos paramétricos e não-paramétricos, na dependência da ocorrência ou não de distribuição Gaussiana ou de homogeneidade da variância no conjunto de dados existentes (ARMITAGE and BERRY, 1994). Para comparações múltiplas foram usados Teste de Friedman e pós-teste de Dunn (para comparações por pares).

Os testes de correlação usados foram os de Spearman; quando satisfeitos os critérios estabelecidos, foram usadas regressões lineares e correlações de Pearson para determinados pares de variáveis e parâmetros estudados. Quando as distribuições analisadas eram assimétricas, os dados foram

representados graficamente como *box-plot* de Tukey (mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos). O nível de significância estabelecido foi sempre de 5% ($\alpha=0,05$).

4. RESULTADOS

4.1. ANÁLISE QUALITATIVA

4.1.1. MÉTODO VISUAL

A análise qualitativa das respostas das variáveis ventilatórias efetuada no visor do monitor, conforme o roteiro especificado, permitiu que se chegasse aos seguintes resultados: 1- todos os indivíduos (n=24) realizaram testes de esforço de boa qualidade, no que diz respeito à manutenção da velocidade de pedalagem em esforço; 2- um dos indivíduos foi excluído da análise quantitativa do LAV pelo M. Visual $\dot{V}CO_2$, em razão da ocorrência de grandes oscilações da resposta da $\dot{V}CO_2$ em relação ao tempo, durante o exercício; 3- 65% dos indivíduos estudados (n=15) apresentaram o ponto de compensação respiratória, identificável próximo à potência pico atingida; 4- somente 13% dos indivíduos estudados (n=3) atingiram o $\dot{V}O_2$ máximo, caracterizado como achatamento da resposta do $\dot{V}O_2$, em condições de elevação da rampa da potência; 5- 48% dos indivíduos (n=11) apresentaram uma resposta não linear de $\dot{V}O_2$, $\dot{V}E$ e $\dot{V}CO_2$, caracterizada por um menor incremento destas variáveis, no terço inicial da aplicação da rampa de potência.

4.1.2. MÉTODO AUTOMÁTICO

A análise qualitativa do método Automático mostrou que, em muitos casos, os resíduos apresentavam uma distribuição assimétrica em torno do ajuste, ou seja, das duas retas traçadas. Este achado pôde ser identificado tanto nos gráficos expressos, de respiração à respiração, como nos de médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios, (Figuras 15A e 15B).

Por outro lado, vários destes casos e em outros (n=8) nos quais as distribuições dos resíduos são adequadas, documentou-se que o ponto correspondente ao LAV, identificado automaticamente pelo algoritmo, corresponde a valores extremamente baixos de potência e de consumo de O_2 , em relação aos valores do período de carga livre, ou seja, aquele que antecede à aplicação da rampa de potência (Figura 16A e 16B). Em outros dois casos, o LAV calculado chegou até a corresponder a valores mais baixos (3-4 Watts) de potência, anteriores ao início da elevação desta, na forma de rampa. (Figuras 17A e 17B).

Figura 15A: Gráfico mostrando, em um indivíduo estudado (MM), o ajuste das retas para os valores individuais, de respiração à respiração, da $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação aos do $\dot{V}\text{O}_2$, realizado pelo algoritmo Automático do sistema MedGraphics. Observar que a maioria dos valores individuais se situam abaixo da reta que representa os pontos acima do LAV, correspondente à barra vertical.

Figura 15B: Gráfico mostrando para o mesmo voluntário estudado (MM), o ajuste das retas para os valores calculados, como médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios, da $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação aos do $\dot{V}\text{O}_2$, realizado pelo algoritmo Automático do sistema MedGraphics. Observar que a maioria dos valores individuais se situam abaixo da reta que representa os pontos acima do LAV, correspondente à barra vertical.

Figura 16A: Gráfico mostrando para um voluntário estudado (JAM), uma condição em que as distribuições dos resíduos ao redor dos ajustes das retas realizados pelo algoritmo Automático é homogênea, para o caso dos valores de $\dot{V}\text{CO}_2$ e de $\dot{V}\text{O}_2$, de respiração à respiração. O LAV, representado pela barra vertical corresponde aos valores de 36 Watts e 846 ml/min, quando expressos em potência e consumo de O_2 .

Figura 16B: Gráfico mostrando para o mesmo voluntário estudado (JAM) a resposta de várias variáveis ventilatórias ($\dot{V}E$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$), bem como a potência e a velocidade de pedalagem, em relação ao tempo. A barra vertical verde corresponde ao valor do LAV calculado pelo algoritmo Automático, como explicitado na Figura 16A. observar que, apesar de a rampa estar se elevando, as variáveis ventilatórias ainda se encontram no estado de equilíbrio (*steady-state*).

Figura 17A: Gráfico mostrando para um voluntário estudado (JorLS), os ajustes das retas realizados pelo algoritmo Automático, para os valores de $\dot{V}CO_2$, de respiração à respiração. O LAV, representado pela barra vertical está mais deslocado para a esquerda, que o caso representado na Figura 16A e corresponderia a valores de -1 Watt e 610 ml/min, quando expressos em potência e consumo de O_2 .

Figura 17B: Gráfico mostrando, para o mesmo voluntário estudado (JorLS), a resposta de várias variáveis ventilatórias ($\dot{V}E$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}O_2$), bem como a potência e a velocidade de pedalagem, em relação ao tempo. A barra vertical verde, corresponde ao valor do LAV, calculado pelo algoritmo Automático, como explicitado na Figura 17A, está posicionado na região de carga livre, antes do início da elevação da rampa de potência. Observar que os valores das variáveis ventilatórias medidas ainda estão no estado de equilíbrio (*steady-state*).

4.1.3. MÉTODO DOS MODELOS BISSEGMENTADOS

Precedendo-se à análise quantitativa destes modelos, também foi necessário conduzir uma análise qualitativa das curvas correspondentes à SQRR dos ajustes dos modelos Linear-Linear e Linear-Quadrático, para as variáveis estudadas ou seja, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ em relação ao tempo e $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$.

A Figura 18 exemplifica, graficamente, para um indivíduo estudado, o padrão de resposta da SQRR para as condições acima referidas. Nesta Figura estão representados, para cada variável, os valores destas em relação ao tempo e os respectivos valores da SQRR conjunta (em círculos) e isoladamente (linhas coloridas) para os modelos testados (reta-reta e reta-curva quadrática).

A análise qualitativa destes modelos, para o caso das respostas da $\dot{V}CO_2$ e da $\dot{V}E$, em relação ao tempo, mostrou que: 1- pelo menos para a amostragem estudada (homens saudáveis), em nenhum caso, o M. L-Q se mostrou adequado para determinar o ponto correspondente ao LAV, em decorrência da região dos menores valores da SQRR ser muito ampla e apresentar oscilações em torno de um valor médio, bem como,

praticamente coincidir com o início da elevação da rampa de potência aplicada; 2- o M. L-L mostrou, para as duas variáveis analisadas, um padrão de resposta uniforme, do tipo parabólico, de modo a permitir a determinação de um ponto, segundo os critérios explicitados no item MATERIAL E MÉTODOS (3.4.3); 3- em razão de os padrões das respostas da SQRR para a $\dot{V}CO_2$ e a $\dot{V}E$ no M. L-L serem praticamente semelhantes, mas para o caso da $\dot{V}CO_2$ a região dos menores valores da SQRR conter um menor número de pontos, esta variável foi escolhida para representar o ponto do LAV, como objeto da análise quantitativa, mais adiante descrita.

No que diz respeito à resposta da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$, os padrões da SQRR, para os M. L-L e M. L-Q, não permitiram identificar, com segurança uma região estável para se proceder à análise dos menores valores da SQRR, o que impossibilitou o estudo quantitativo para esta condição.

Figura 18: Respostas representativas das variáveis $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ em relação ao tempo e da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ (*V-SLOPE*), com as respectivas curvas da soma dos quadrados dos resíduos (SQRR) correspondentes aos ajustes dos modelos bissegmentados Linear-Linear e Linear-Quadrático em um voluntário estudado (JJM). Os círculos abertos representam os valores individuais da SQRR total para os dois ajustes (reta-reta ou reta-curva) e as linhas azuis e amarelas expressam os valores individuais da SQRR de cada ajuste isolado (reta inicial e final, respectivamente ou reta inicial e curva quadrática final, respectivamente).

4.2. ANÁLISE QUANTITATIVA

A análise quantitativa teve por objetivo a comparação entre os vários métodos de determinação do LAV expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). A análise quantitativa mostrou que os valores do LAV, obtidos a partir do início da elevação do PET O_2 e do $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, foram semelhantes; em razão deste achado, optamos por somente incluirmos nesta análise os valores correspondentes ao PET O_2 , que é uma variável direta e não calculada, como é o caso do $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, que é o quociente entre duas variáveis. Devido às dificuldades relatadas pelos analisadores para determinarem os valores do LAV pela inclinação da reta no monitor, para o gráfico do $\dot{V}CO_2$ vs. $\dot{V}O_2$, eles foram obtidos mas não analisados no presente estudo. A análise estatística realizada para se obter a medida do LAV pelo método visual gráfico demonstrou que, para se determinar a mudança de inclinação do $\dot{V}CO_2$, não ocorreram diferenças significantes entre os 3 analisadores; nestas circunstâncias, o valor em cada voluntário, foi expresso como média aritmética de três medidas. Já para a mudança de inclinação da PET O_2 , os valores de um analisador foram sistematicamente maiores ($p < 0.05$) que os outros dois. Neste

caso, o valor de cada voluntário foi expresso como média de dois analisadores.

Por outro lado, a comparação entre os métodos visuais de determinação do LAV para a $\dot{V}CO_2$ e a PET O_2 , expressos em valores médios de potência e $\dot{V}O_2$ para 8 ciclos (calculada como média móvel pelo próprio algoritmo do sistema MedGraphics) e para 5 ciclos respiratórios, (calculada a partir dos modelos bissegmentados) não mostraram valores com diferenças estatisticamente significantes. Em razão destes achados, optamos por prosseguirmos todo o restante da análise do presente estudo, usando-se para os métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 somente o valor médio de 5 ciclos respiratórios. A Figura 19 dá suporte a este procedimento, ao mostrar o alto grau de correlação ($\dot{V}CO_2$: $r = 0,95$ e $0,96$ e PET O_2 : $r = 0,90$ e $0,92$) para estas duas formas de cálculo do LAV, expressas em potência e consumo de O_2 , respectivamente.

A figura 20 mostra os valores comparativos do LAV, expressos em potência (Watts), pelos métodos Automático, L-L $\dot{V}CO_2$ e visuais para a $\dot{V}CO_2$ e a PET O_2 . Os achados não mostraram diferenças estatisticamente significantes (Teste de Friedman) entre os métodos L-L $\dot{V}CO_2$ e o Automático e entre

os métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 ; entretanto, para o método Automático ocorreu maior dispersão dos valores ao redor da mediana, sendo que, particularmente, os valores do 1º quartil foram bem menores do que os demais métodos. O método L-L $\dot{V}CO_2$ foi o que mostrou menor dispersão dos valores em torno da mediana.

Figura 19: Relação entre os valores de LAV pelo método Visual das variáveis $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 expressos em média de cinco e média de oito ciclos respiratórios, em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

As diferenças estatísticas documentadas ($p < 0,05$) mostraram que o valor da mediana do LAV medido pelo método Visual $\dot{V}CO_2$ foi superior ao dos métodos Automático e L-L $\dot{V}CO_2$.

Figura 20: Comparação entre os valores do LAV expressos em potência (Watts) pelos quatro métodos estudados. Os valores estão representados como mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos.

A Figuras 21 e 22, que expressam as mesmas comparações, para a condição em que o LAV é expresso em $\dot{V}O_2$, como valores absolutos (ml/min) e corrigidos pelo peso corporal (ml/Kg/min), mostram para mediana, quartis, e valores

extremos, resultados praticamente semelhantes aos descritos na Figura 20, tanto no que diz respeito ao padrão da relação entre as distribuições, como nas condições de ocorrência ou não de significância estatística entre os vários métodos.

Figura 21: Comparação entre os valores do LAV expressos em $\dot{V}O_2$ (ml/min) pelos quatro métodos estudados. Os valores estão representados como mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos.

Figura 22: Comparação entre os valores do LAV expressos em $\dot{V}O_2$ corrigidos pelo peso corporal ($\dot{V}O_2/\text{Kg}/\text{min}$) pelos quatro métodos estudados. Os valores estão representados como mediana, 1º e 3º quartis, e valores extremos.

Como os referidos métodos envolvem duas categorias diferentes, ou seja, métodos visuais gráficos e métodos que utilizam algoritmos, eles foram comparados dentro de cada categoria específica. Assim, os valores do LAV obtidos pelos métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 , e pelos métodos Automático e L-L $\dot{V}CO_2$ não foram estatisticamente significantes (Teste de Wilcoxon).

As Figuras 23, 24, 25 e 26 mostram, para os quatro métodos estudados, os gráficos, com os respectivos valores de

correlação (Spearman) e de significância estatística, para pares de valores do LAV expressos em potência e consumo de O_2 .

A Figura 23, que compara os métodos visuais do LAV entre $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 mostra altos valores de coeficientes de correlações médios ($r= 0,79 - \text{Pot.}$ e $r= 0,81 - \dot{V}O_2$); por outro lado, os valores individuais do LAV se distribuíram uniformemente ao redor da bissetriz.

Figura 23: Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

A figura 24 mostra uma boa correlação entre os métodos Visual $\dot{V}CO_2$ e Automático, tanto para a potência ($r=0,83$) como para o $\dot{V}O_2$ ($r=0,90$); documenta-se uma tendência de que os

valores individuais deste último método sejam subestimados em relação ao M. Visual $\dot{V}CO_2$, uma vez que os pontos se situam abaixo da bissetriz.

Figura 24: Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual $\dot{V}CO_2$ e Automático, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

A Figura 25 também mostra boa correlação entre os métodos Visual $\dot{V}CO_2$ e L-L $\dot{V}CO_2$ ($r=0,78$; $r=0,82$), apesar de os valores, quando expressos em potência e $\dot{V}O_2$, serem ligeiramente inferiores aos da Figura 24. Os valores individuais do LAV se distribuem predominantemente abaixo da bissetriz, o que indica que também neste caso os valores do M. L-L $\dot{V}CO_2$ foram subestimados em relação ao M. Visual $\dot{V}CO_2$.

Figura 25: Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual $\dot{V}\text{CO}_2$ e L-L $\dot{V}\text{CO}_2$, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

A Figura 26 mostra boa correlação entre os métodos Visual PET O_2 e Automático, embora, com menores valores ($r=0,78$; $r=0,70$) do que os encontrados nas demais comparações. Entretanto, os valores individuais do LAV têm uma distribuição homogênea ao redor da bissetriz.

A Figura 27 mostra baixas correlações entre os métodos Visual PET O_2 e L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ ($r=0,49$; $r=0,49$). Os valores de significância ($p<0,01$) também foram os menores encontrados, comparativamente aos outros métodos. A maior concentração de pontos abaixo da bissetriz indica que os valores do LAV obtidos

pelo M. L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ estão subestimados em relação ao método Visual PET O_2 .

Figura 26: Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual PET O_2 e Automático, expressos em potência (Watts) e consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

Finalmente, dentro deste conjunto de comparações, a Figura 28 mostra uma baixa correlação entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Automático e L-L $\dot{V}\text{CO}_2$, quando estes são expressos em potência ($r=0,54$; $p<0,005$). Todavia, o grau de correlação aumenta ($r=0,86$; $p<0,0001$), quando os valores são expressos em $\dot{V}\text{O}_2$. Quando os valores são expressos em potência ocorre uma distribuição de pontos não homogênea cruzando horizontalmente a linha da bissetriz; em contra

partida, para os valores representados em $\dot{V}O_2$ ocorre uma distribuição mais homogênea ao redor da bissetriz.

Figura 27: Comparação entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Visual PET O₂ e L-L $\dot{V}CO_2$, expressos em potência (Watts) e consumo de O₂ (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

Figura 28: Comparações entre os valores do LAV obtidos pelos métodos Automático e L-L $\dot{V}CO_2$, expressos em potência (Watts) e consumo de O₂ (ml/min). r = coeficiente de correlação de Spearman.

Ressalte-se que, para os quatro métodos estudados, as correlações foram sempre estatisticamente significantes (valores entre $p < 0,0001$ e $p < 0,01$), tanto para as comparações do LAV expressos em potência como em $\dot{V}O_2$.

As Figuras 29, 30, 31 e 32 mostram as regressões lineares de cada um dos quatro modelos de determinação do LAV, relacionando os valores de potência (Watts) com os de consumo de O_2 (ml/min) durante o exercício.

Comparando-se os métodos visuais (Figuras 29 e 30), o coeficiente de correlação foi ligeiramente superior para o M. Visual $\dot{V}CO_2$ ($r=0,92$) do que para o M. Visual PET O_2 ($r=0,86$). Os parâmetros (intercepto e inclinação) das equações lineares foram praticamente semelhantes para os dois métodos.

Comparando-se os métodos Automático e L-L $\dot{V}CO_2$ (Figuras 31 e 32), o coeficiente de correlação do primeiro método ($r=0,90$) foi ligeiramente superior ao do segundo método ($r=0,84$). Contudo, os parâmetros das equações lineares foram diferentes; intercepto de 169,2 para o M. L-L $\dot{V}CO_2$ e 433,3 para o método Automático e inclinação de 10,30 para o M. L-L $\dot{V}CO_2$ e 7,92 para o método Automático.

No conjunto, a análise das regressões lineares dos quatro métodos mostrou altos valores de coeficientes de correlação e de significância. Os parâmetros das equações lineares (intercepto e inclinação) foram praticamente semelhantes para os métodos visuais $\dot{V}\text{CO}_2$ e PET O_2 e M. L-L $\dot{V}\text{CO}_2$. Apenas, o método Automático mostrou valores significativamente diferentes destes parâmetros, em relação aos demais métodos.

Figura 29: Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. Visual $\dot{V}\text{CO}_2$, entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.

Figura 30: Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. Visual PET O_2 , entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.

Figura 31: Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. Automático, entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.

Figura 32: Regressão linear dos valores do LAV obtidos pelo M. L-L $\dot{V}CO_2$, entre a potência (Watts) e o consumo de O_2 (ml/min). r = coeficiente de correlação de Pearson.

5. DISCUSSÃO

O presente estudo se insere em um contexto muito particular, de grandes avanços tecnológicos, que permitem um salto qualitativo nos métodos de determinação do limiar de anaerobiose ventilatório (LAV) em exercício físico dinâmico, usando-se equipamentos computadorizados de última geração: o sistema ergoespirométrico MedGraphics, com *software* especialmente implementado, para coleta, processamento e armazenamento de um grande número de variáveis respiratórias e metabólicas, de ciclo a ciclo respiratório. O principal objetivo deste estudo foi comparar vários métodos de determinação do LAV, baseados em diferenças, quanto ao tipo da variável ventilatória selecionada ($\dot{V}\text{CO}_2$, $\dot{V}\text{E}$, PET O_2 , $\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{CO}_2$, $\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{O}_2$) e quanto à natureza do método de análise, ou seja, se obtido por analisador humano, através do processo direto de percepção-cognição visual, ou procedimento automático e semi-automático, os quais envolveram o uso de computadores, de modo a permitir a aplicação de modelos matemáticos, com algoritmos conhecidos ou desconhecidos.

A análise visual realizada por três analisadores independentes, devidamente treinados, para determinar o ponto do LAV, mostrou que, para a resposta da $\dot{V}\text{CO}_2$, houve uma boa concordância entre eles; já para o PET O_2 , um dos observadores

mostrou discordância em relação aos demais. Poder-se-ia explicar este achado, pelo fato de serem pequenas, em vários casos, as magnitudes das variações do PET O₂ entre o período de estabilização de seus valores durante a condição de carga livre e o valor mínimo atingido durante a rampa de potência imediatamente antes de sua elevação progressiva até o final do esforço; por outro lado, em muitos dos gráficos, documentou-se significativa variação cíclica dos valores de PET O₂ durante a execução do esforço, o que dificultou a decisão do analisador, quanto à escolha do mínimo valor desta variável, correspondente ao LAV.

Os achados da inexistência de diferenças nos valores do LAV, expressos como média de 8 (médias móveis) e 5 (médias fixas) ciclos respiratórios, documentados pelos métodos visuais $\dot{V}\text{CO}_2$ e PET O₂, indicam que ambas as maneiras de se expressar o LAV mostram-se adequadas neste grupo de indivíduos estudados. Os resultados sugerem que, quando se compara o LAV pelos métodos visuais $\dot{V}\text{CO}_2$ e PET O₂, o primeiro ($r=0,92$) mostra valores mais consistentes do que o segundo ($r=0,86$), no que diz respeito à concordância inter-analisadores (a análise de um dos analisadores foi excluída) e à homogeneidade de distribuição dos valores de $\dot{V}\text{O}_2$, quando

estes são expressos como função linear (regressão) em relação às potências correspondentes. Diante destas constatações, o método Visual $\dot{V}\text{CO}_2$ de determinação do LAV foi considerado no presente estudo como o padrão ouro comparativamente aos demais métodos. Os valores de LAV pelos métodos visuais $\dot{V}\text{CO}_2$ e PET O_2 foram sistematicamente superiores aos valores obtidos pelo método Automático e pelo método dos modelos bissegmentados, usados neste estudo. Esses achados mostram que os referidos algoritmos subestimam os valores reais do LAV obtidos pelo método Visual $\dot{V}\text{CO}_2$, expressos em valores $\dot{V}\text{O}_2$ absolutos (ml/min) ou corrigidos pelo peso corporal (ml/Kg/min), os quais são comparáveis aos referidos na literatura por outros autores (WASSERMAN et al., 1986; CATAI et al., 1992; CHACON-MIKAHIL et al., 1998) A comparação do LAV, quando os valores são expressos em potência, não é confiável, em razão de os estudos disponíveis na literatura serem realizados com diferentes ergômetros, os quais não são, usualmente, submetidos à calibração dinâmica, que garanta ser a potência real aplicada correspondente à indicada pelo equipamento. Esta constatação pôde ser confirmada em nosso Laboratório, a partir de um outro estudo, anteriormente realizado, cujo objetivo envolveu a construção de um sistema

para calibração dinâmica de cicloergômetro. Nestas condições, documentou-se em um equipamento (cicloergômetro de frenagem eletromagnética), de procedência estrangeira, a disparidade acima referida (MARTINS et al., 1987).

Apesar de os valores do LAV não serem estatisticamente diferentes, quando se compara o método Automático com o método bissegmentado, eles apenas mostraram uma boa correlação ($r=0,86$), quando os valores foram expressos em $\dot{V}O_2$; em contrapartida, quando os valores eram expressos em potência, a correlação ($r=0,54$) entre esses dois métodos foi baixa, com distribuição assimétrica em relação à bissetriz. Uma outra diferença, documentada entre os métodos Automático e bissegmentado, ocorreu quando o consumo do O_2 e a potência foram expressos como regressão linear, como mostram os valores dos parâmetros desta função (intercepto e inclinação). Assim, enquanto a inclinação da reta de regressão para o método bissegmentado foi praticamente semelhante aos observados para os métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 (β ao redor de 10), o valor deste parâmetro para o método Automático foi significativamente menor ($\beta=7,90$). As razões destas discrepâncias possivelmente sejam as seguintes: 1- em um dos

métodos a resposta da $\dot{V}\text{CO}_2$ foi analisada em relação ao tempo (M. L-L $\dot{V}\text{CO}_2$) e no outro, em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$ (M. Automático); 2- os algoritmos utilizados foram baseados em modelos matemáticos diferentes.

Um aspecto importante a ser discutido no presente estudo, diz respeito à natureza dos algoritmos usados para o cálculo do LAV. No caso do método Automático, não dispúnhamos de informações do fabricante do equipamento usado (CPX/D – MedGraphics), no que diz respeito aos modelos matemáticos e critérios utilizados pelo algoritmo implementado. Entretanto, através do uso deste algoritmo na prática rotineira em provas de esforço e também após termos efetuado a análise qualitativa e quantitativa dos casos incluídos no presente estudo, avançamos muito quanto ao conhecimento de alguns tipos de operações por ele efetuadas, a saber: 1- o algoritmo também aplica modelos de ajustes lineares ao conjunto de dados, de modo a se obter duas retas que se cruzam no ponto atribuído ao LAV; 2- os valores do quociente de trocas respiratórias (RER) de 0,97 e 1,00 são os pontos que subdividem o conjunto de dados em esforço, para ajustar as duas retas – uma com os valores de $\dot{V}\text{O}_2$ e $\dot{V}\text{CO}_2$ abaixo e outra com os valores destas variáveis acima destes pontos referenciais; 3- como pudemos documentar (Figuras 17A

e 17B), os valores incluídos no ajuste da primeira reta também englobam pontos com valores de $\dot{V}\text{CO}_2$ e $\dot{V}\text{O}_2$, anteriores ao início da rampa de esforço, ou seja durante o período de carga livre, que é usado no protocolo de esforço para promover a estabilização inicial das variáveis ventilatórias, e melhorar o padrão de resposta destas em função do tipo de estímulo (potência em rampa), o qual induz uma importante e súbita mudança de estado do controle fisiológico, ou seja, da condição de repouso à de exercício.

Uma avaliação mais abrangente da adequação do modelo Automático para a medida do LAV mostra que apesar deste ter apresentado boa correlação estatística com os métodos visuais $\dot{V}\text{CO}_2$ e PET O_2 , os valores por ele obtidos foram subestimados, em relação a estes últimos. Ressalte-se, também, que os parâmetros (intercepto e inclinação) da reta de regressão linear obtido pelo método Automático, quando se relacionava o $\dot{V}\text{O}_2$ com a potência, foram significativamente diferentes, quando comparados com os obtidos pelo método Visual $\dot{V}\text{CO}_2$. Por outro lado, em dois casos (JAA e JorLS), o algoritmo Automático calculou valores de LAV, expressos em potência e $\dot{V}\text{O}_2$, incorretos, ou seja, abaixo dos limites esperados, devido

ao fato deste ter incluído, no conjunto de dados analisados, valores destas variáveis, em pontos da escala de tempo, correspondentes à fase de carga livre do esforço, a qual, segundo o protocolo de esforço programado, antecede o início do incremento da rampa de potência.

Finalmente, um aspecto crítico a ser considerado na avaliação do método Automático, é o de que os valores crescentes de $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$ correspondentes, durante o teste de esforço, não são seqüenciais na escala do tempo. Esta afirmação pode ser melhor observada na Figura 33 que representa um conjunto de dados num indivíduo estudado (RBFV), os quais foram plotados, numa seqüência temporal, de respiração à respiração, obedecendo o seguinte critério: 10 pontos abaixo e 10 pontos acima, em relação ao ponto correspondente ao LAV obtido pelo método Automático (373º segundo). Observar que nestas condições, para um valor de LAV expresso em $\dot{V}O_2$, de 1260 ml/min, apenas um valor de $\dot{V}O_2$ e um de $\dot{V}CO_2$ se situam acima do LAV (este último não visível na escala usado neste gráfico); por outro lado, os espaçamentos entre os pontos sucessivos destas duas variáveis são extremamente variáveis.

Figura 33: Distribuição dos valores do tempo e da $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$, em um voluntário estudado (RBFV). Os mesmos valores de $\dot{V}\text{CO}_2$ estão plotados no gráfico que traça as duas retas de regressão linear para determinar o LAV pelo método Automático.

Apesar de não estar incluído, entre os objetivos propostos, a descoberta do algoritmo, ou seja, estudar e esclarecer a “caixa preta” deste sistema, usado pelo equipamento da MedGraphics, diante dos achados anteriormente reportados, decidimos comparar, para um mesmo conjunto de dados, de um dos casos estudados, obtidos de respiração à respiração, as inclinações visuais traçadas pelo sistema MedGraphics, com as obtidas a

partir de valores numéricos armazenados em um outro computador, usando-se os seguintes critérios: 1- uma das retas era ajustada, pelo método dos mínimos quadrados, com pares de valores de $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$ que apresentassem valores de RER iguais ou inferiores a 1,00; e 2- a outra reta foi ajustada para os pares de valores de $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$ que tivessem valores de RER iguais ou acima de 0,97. A coincidência visual das inclinações e da distribuição dos resíduos, em relação aos ajustes, permitiu confirmar a hipótese anteriormente formulada, quanto ao principal critério aplicado pelo algoritmo (ver pg. 88).

Nestas circunstâncias, numa etapa seguinte, realizamos uma análise exploratória preliminar (n=24), de modo que o algoritmo do sistema MedGraphics somente pudesse calcular as inclinações das retas com dados que se encontrassem entre o início e o final da aplicação da rampa de potência. Em quatro voluntários o algoritmo não calculou o LAV (devido a critérios limites, ver pg.88); em vinte outros, ele calculou os valores geralmente superiores aos anteriormente obtidos. Entretanto, os parâmetros da reta de regressão ($\dot{V}O_2$ (ml/min)=340+8,41 X Pot. (Watts)) dos valores de LAV continuaram a ser diferentes dos documentados pelo método Visual $\dot{V}CO_2$. Por outro lado, os

resíduos, em relação às retas ajustadas, ainda foram assimétricos, para a maioria dos casos estudados.

Voltando às considerações relativas aos modelos bissegmentados, vários aspectos merecem ser destacados.

Assim, este tipo de modelo matemático não foi escolhido ao acaso, dentre muitos outros possíveis, para serem avaliados, quanto ao desempenho para se determinar o LAV. O referido modelo (SHABAN, 1980) já tinha sido objeto de intenso estudo conduzido conjuntamente por um grupo interdisciplinar, em que participavam vários docentes e pós-graduandos da Divisão de Cardiologia, Departamento de Clínica Médica, FMRP-USP e do Departamento de Estatística do Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação (IMECC) da UNICAMP, sob a coordenação do Professor Euclides Custódio de Lima Filho. Foi dentro deste contexto, que um dos pós-graduandos daquele Instituto, Alonso Mazini Soler, sob orientação do Prof. Dr. Manuel Folledo, desenvolveu e defendeu sua Dissertação de Mestrado sobre o assunto em pauta. Nesta Dissertação e em uma Monografia (SOLER, 1988 A e B) firmaram-se os fundamentos da utilidade do referido modelo matemático e sua aplicabilidade empírica, para determinar a mudança de inclinação da ventilação pulmonar em exercício, e conseqüentemente, a

obtenção do LAV. A $\dot{V}E$ foi a variável escolhida, porque era a única, dentre outras, como o $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, etc..., que podia ser analisada, de respiração à respiração, através do uso de um pneumotacógrafo de Fleisch. A integração do fluxo, usando-se pré-amplificadores analógicos, permitia a medida do volume corrente respiratório e da ventilação pulmonar. Os valores da $\dot{V}E$ eram calculados a partir de traçados inscritos em papel termo-sensível de um polígrafo Hewlett-Packard de 4 canais (SOLER A e B 1988; SOLER et al., 1989).

Entretanto, devido à inexistência de equipamentos disponíveis naquela época, para o cálculo simultâneo das variáveis ventilatórias, de respiração à respiração, com a acurácia exigida, somente agora pudemos dar continuidade ao estudo quanto à aplicabilidade daqueles modelos bissegmentares Linear-Linear e Linear-Quadrático, usando-se as variáveis $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ em relação ao tempo e a $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$, para se medir o LAV.

A análise global destes modelos mostrou que o melhor desempenho documentado ocorreu para o caso do modelo Linear-Linear, aplicado à resposta da $\dot{V}CO_2$ em relação ao tempo. O modelo Linear-Quadrático não mostrou desempenho

satisfatório para o referido conjunto de dados – que foram obtidos em indivíduos sadios do sexo masculino.

Ressalte-se, que foi possível aplicar os modelos bissegmentados e calcular o LAV pelo método L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ em todos os voluntários estudados. Este achado, associado aos altos coeficientes de correlação entre os métodos L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ e Visual $\dot{V}\text{CO}_2$, bem como à similaridade dos parâmetros das regressões lineares destes dois métodos, indicam que os modelos usados são promissores, no sentido de que venham a ser usados, em futuro próximo, como procedimento automático de medida do LAV.

Quanto à aplicação dos modelos bissegmentados L-L e L-Q na análise das respostas da $\dot{V}\text{E}$ em relação ao tempo, os resultados mostraram que o modelo Linear-Linear também foi superior ao Linear-Quadrático, para se determinar o ponto correspondente ao LAV. Entretanto, devido ao fato de a região dos menores valores da SQRR conter um maior número de pontos, que no caso da $\dot{V}\text{CO}_2$, os dados não foram analisados quantitativamente. Esta decisão também foi influenciada pelo fato de estudos na área de fisiologia do exercício terem mostrado que as mudanças de inclinação da $\dot{V}\text{CO}_2$, em relação

ao tempo, comparativamente às da $\dot{V}E$, são mais adequadas para representar o LAV, por serem menos influenciadas por fatores psicológicos (WASSERMAN et al., 1999).

A inadequação do modelo L-L $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ foi, a princípio, um resultado surpreendente, diante da ênfase que vários estudos têm dado à importância da medida da mudança de inclinação de resposta da $\dot{V}CO_2$, em relação à da $\dot{V}O_2$ (*V-SLOPE*), para se quantificar o LAV, (BEAVER et al., 1986; WASSERMAN et al., 1999).

Ressalte-se, que ao se ler e analisar detalhadamente, o trabalho de BEAVER (1986) pode-se observar que, em cada caso analisado, a região dos ajustes das retas é rigorosamente escolhida nos gráficos, de modo a incluir somente pontos próximos à mudança de inclinação das retas – os dados correspondentes ao início e final da rampa de potência são excluídos da análise. Os autores, tão pouco mencionam com quantos pontos as retas são calculadas, pelo método dos mínimos quadrados, após terem submetido os valores individuais a um processo de alisamento, com filtro de médias móveis de 9 segundos. Entretanto, uma análise visual dos gráficos obtidos no presente estudo mostra que em vários casos ocorrem três regiões de mudança de inclinação da resposta da

$\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$; por outro lado, apesar de os valores incluídos no estudo deste modelo somente corresponderem ao início e término da rampa de esforço, não devemos nos esquecer que, do mesmo modo que ocorre para com o método Automático MedGraphics, a seqüência dos pontos da $\dot{V}\text{CO}_2$ na escala de valores de $\dot{V}\text{O}_2$ é diferente dos da escala do tempo.

Merece especial reflexão, o achado de erro sistemático, na medida do LAV pelo método L-L $\dot{V}\text{CO}_2$, comparativamente aos valores reais, obtidos pelo método Visual $\dot{V}\text{CO}_2$.

Não é possível, neste estágio de desenvolvimento do modelo bissegmentar, afirmar se este tipo de erro poderá ou não ser reduzido. Estudos futuros, estabelecendo outros critérios matemáticos quantitativos, deverão ser testados, na região dos menores valores da soma dos quadrados dos resíduos. O uso do modelo bissegmentar associado a outros métodos, como os diagramas de somas acumuladas, designados CUSUM (JOHNSON, 1961), os quais já foram objeto de estudo desenvolvido em nosso Laboratório, conjuntamente com o IMECC-UNICAMP (PONGO, 1989), bem como de outros grupos de pesquisa (SMITH and O'DONNELL, 1984) poderão auxiliar a reduzir a referida limitação.

Por outro lado, uma outra abordagem para melhorar o desempenho do algoritmo L-L $\dot{V}\text{CO}_2$ será o de otimizar a inclinação da rampa de potência, de modo que as mudanças de inclinação da resposta da $\dot{V}\text{CO}_2$ fiquem mais centradas e contenham, aproximadamente, o mesmo número de pontos – o que sabidamente melhora o ajuste das retas ao conjunto de dados. Para alcançar este último objetivo, se faz necessária a condução de estudos, em nosso meio, com a finalidade de adicionar fatores de correção à equação usada por Wasserman et al. (1999), que levem em consideração às características genéticas, antropométricas e alimentares da população brasileira, bem como a aptidão física para realização de exercício dinâmico com os membros inferiores.

O estudo dos modelos bissegmentados realizados no presente trabalho de pesquisa trouxe um ganho adicional, no sentido de documentar a complexidade das respostas de $\dot{V}\text{CO}_2$, $\dot{V}\text{E}$ e $\dot{V}\text{O}_2$ em relação ao tempo. Particularmente importante, foi a alta frequência de casos em que ocorre uma resposta não linear nas fases iniciais da aplicação da rampa de potência nos testes de esforço – daí a necessidade de se comparar as

respostas das somas dos quadrados dos resíduos da $\dot{V}\text{CO}_2$ com as do $\dot{V}\text{O}_2$.

A busca na literatura, quanto ao uso dos modelos bissegmentados para caracterizar o LAV, apenas aponta para a existência de dois estudos realizados por um mesmo grupo de pesquisa (ORR et al., 1982; GREEN et al., 1983). Em um destes estudos (ORR et al., 1982) os modelos de regressão linear foram aplicados para a resposta da $\dot{V}\text{E}$ em relação ao tempo, na condição em que os valores destas variáveis eram expressos como valores médios (fixos) seqüenciais, a cada 15 seg. Apesar de se ter documentado boa correlação ($r=0,94$) entre este método e o obtido pelo método Visual, calculado como média de quatro observadores diferentes, os achados não podem ser comparados com os do presente trabalho, em razão das diferenças metodológicas existentes entre os dois estudos. Por outro lado, o pequeno número de pontos médios (geralmente 30 a 40 pontos) usados no ajuste dos modelos bissegmentados diminuiu, significativamente, o desempenho destes, e por conseguinte a acurácia de determinação do LAV no referido estudo.

Finalmente, deve ser lembrado que um modelo é apenas uma representação parcial do sistema real e do seu

comportamento dinâmico. Para que ele seja útil como ferramenta de trabalho, o mesmo deve ser aprimorado, de modo a se ajustar ao padrão real do comportamento dos dados, e nada mais além disso (APTER, 1974; OSTRANDER, 1974). É o que se tem em mente, uma vez que os achados encontrados nos encorajam a aplicar estes e outros modelos matemáticos em estudos futuros, que incluam voluntários de ambos os sexos, saudáveis e com doenças cardiorrespiratórias.

6. CONCLUSÕES

Os resultados permitiram que se chegasse às seguintes conclusões:

- 1- Os métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 se mostraram mais adequados para a determinação do LAV, comparativamente aos métodos Automático e dos modelos bissegmentados.
- 2- O método Visual $\dot{V}CO_2$ mostrou melhor desempenho do que o método Visual PET O_2 , quando foram analisadas as regressões lineares dos valores do LAV relacionando potência com o $\dot{V}O_2$.
- 3- Comparando-se os modelos bissegmentados L-L e L-Q para a $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$, em relação ao tempo, e $\dot{V}CO_2$ vs. $\dot{V}O_2$ (*V-SLOPE*), somente o L-L $\dot{V}CO_2$ permitiu uma quantificação adequada do LAV.
- 4- O método do modelo bissegmentado L-L $\dot{V}CO_2$ mostrou parâmetros de regressão linear (intercepto e inclinação) da potência em relação ao $\dot{V}O_2$, comparáveis aos obtidos pelos métodos visuais $\dot{V}CO_2$ e PET O_2 ;

- 5- O modelo Automático mostrou parâmetros de regressão linear (intercepto e inclinação) significativamente diferentes dos demais métodos.
- 6- O método semi-automático, baseado no modelo bissegmentado L-L $\dot{V}\text{CO}_2$, se mostrou promissor no sentido de que possa ser automatizado, e aprimorado para melhor quantificar, objetivamente, o LAV.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ÅSTRAND, P.O. and RODAHL, K. **Textbook of Work Physiology**, Mcraw-Hill, Nova York, 1977.

ARMITAGE, P. and BERRY, G. **Statistical Methods in Medical Research**. 3th Edition. Blackwell Science Ltd, 1994.

APTER, J.T. Models and Mathematics in Medicine. In **Medical Engineering**. Year Book Medical Publishers. INC, Chicago, Ed. Ray C.D, p. 79-89, 1974.

BEAVER, W.L.; WASSERAMN, K.; WHIPP, B. J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. **J. Appl. Physiol.**, v. 60, p. 202-2027, 1986.

BORG, G. **Borg's Perceived Exertion and Pain Scales**. Champaign, 1998.

BROOKS, G.A. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. **Med. Sci. Sports. Exerc.**, v. 17, n.1, p. 22-31, 1985.

CAIOZZO, V.J.; DAVIS, J.A.; ELLIS, J.F.; AZUS, J.L.; VANDAGIRFF, R.A. Comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. **J. Appl. Physiol.**, v. 53, n. 5, p. 1184-1189, 1982.

CATAI, A.M.; CHACON-MIKAHIL, M.P.T.; MARTINELI, F.S.
Effects of aerobic exercise training on the heart rate variability at rest during awake and sleep conditions and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v.35, n. 6, p. 741-752, 2002

CHACON-MIKAHIL, M.P.T.; FORTI, V.A.M.; CATAI, A.M.; SZRAJER, J.S.; GOLFETTI, R.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; WANDERLEY, J.S.; MARIN-NETO, J.A.; MACIEL, B.C.; GALLO JR., L. Cardiorespiratory adaptations induced by training in middle-aged men: the importance of decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v. 31, p. 705-712, 1998.

DENADAI, B.S. Limiar anaeróbico: considerações fisiológicas e metodológicas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 1, n. 2, p. 74-88, 1995.

DAVIS, J.A. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. **Med. Sci. Sports. Exerc.**, v. 17, p. 6-18, 1985.

DAVIS, J.A.; VODAK, P.; WILMORE, J.H.; VODAK, J.; KURTZ, P. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. **J. Appl. Physiol.**, v.41, n. 4, p. 544-550, 1976.

- FARREL, S.W. and IVY, J.L. Lactate acidosis and the increase in $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ during incremental exercise. **J. Appl. Physiol.**, v. 62, p. 1551-1555, 1987.
- GAESSER, G.; POLLE, D.C. Lactate and ventilatory threshold: disparity in time course of adaptation to training. **J. Appl. Physiol.**, v. 61, p. 999-1004, 1986.
- GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; MERTINS, L. E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; GOLFETTI, R.; CHACON, M.P.T.; FORTI, V.A.M. Control of heart rate during exercise in health and disease. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v.28, p. 1179-1184, 1995a.
- GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; GOLFETTI, R. Quando o coração bate mais forte. **Ciência Hoje**, Rio de Janeiro, v. 121, p. 40-47, 1996.
- GALLO JR, L.; CASTRO, R.B.P.; MACIEL, B.C. Exercício físico e hipertensão. **Hipertensão Arterial**. Ed. Saraiva – Sarvier, São Paulo, Brasil, 1997, p. 175-786.
- GLEIN, G.W.; ZABETAKIS, P.M.; De PASQUALE, E.E.; MICHELIS, M.F. and NICHOLAS, J.A. Plasma osmolality, volume, and renin activity at anaerobic threshold. **J. Appl. Physiol.**, v. 56, n. 1, p. 95-98, 1988

- GREEN, H.J.; HUGHSON, R.L.; ORR, G.W. and RANNEY, D.A. Anaerobic threshold, blood lactate and muscle metabolites in progressive exercise. **J. Appl. Physiol.**, v. 54, p. 1032-1038, 1983
- GREEN, J.H. The autonomic nervous system and exercise. **Chapaman and Hall**, Londres, 1990.
- HAGBERG, J.E.; COYLE, E.F.; CANOLL, J.E.; MILLER, J.M.; MARTIN, W.H.; BROOKE, M.H. Exercise hyperventilation in patients with McArdle's disease. **J. Appl. Physiol.**, v. 52, p. 991-994, 1982.
- HUGHES, E.S.; TURNER, S.C. and BROOKS, G.A. Effect of glycogen depletion and pedalling speed on anaerobic threshold. **J. Appl. Physiol.**, v. 52, N. 6, p. 1032-1038, 1982.
- JOHNSON, N.L. A simple theoretical approach to Cumulative Sum Control Charts. **J. Am. Statisc. Assoc.**, v. 56, p. 835-840, 1961.
- JONES, N.L. & ESHRAM, R. E. The anaerobic thresholds. **Exerc. Sport. Sci. Rev.**, v. 10, p. 49-83, 1982.
- LAMARRA, N. Variables, constants, and parameters: clarilyng the system structure. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 22, p. 88-95, 1990.

- LINNARSSON, D. Dynamics of pulmonary gas exchange and heart-rate changes at start and end exercise. **Acta Physiol. Scand.**, v. 415 (suppl), p. 1-68, 1974
- MACIEL, B.C.; GALLO JR, L.; MARIN-NETO, J.A.; LIMA-FILHO, E.C. and MARTINS, L.E.B. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. **Clinical Science**, v. 71, p. 457-460, 1986.
- MARÃES, V.R.F.S.; SILVA, E.; RIBEIRO, T.F.; PETTO, J.; MOURA, M.A.S.; CATAI, M.A.; OLIVEIRA, L.; TRVELIN, L.C.; GALLO JR, L. Study of heart rate variability in characterization of anaerobic threshold in discontinuous dynamic exercise tests. **The Journal of Heart Disease**, v. 1, p. 47 (Abstract), 1999.
- MARÃES, V.R.F.S.; SILVA, E.; CATAI, A.M.; RIBEIRO, T.F.; GALLO JR, L. The heart rate variability in dynamic exercise. Its possible role to signal anaerobic threshold. **The Physiologist**, v. 43, p. 339, 2000.
- MARTINS L.E.B.; GALLO JR, L.; PAULIN, J.B.P.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; LIMA-FILHO, E.C. Utilização de análise de sistemas no estudo da resposta cárdio-respiratória ao esforço físico dinâmico. **Rev. Bras. Eng.**, v. 4, p. 71-81, 1987

MARTINS, L.E.B.; SILAV, E; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; RASSI, J.A.; GALLO JR, L. Avaliação da atividade simpática e parassimpática no controle da frequência cardíaca por modelos matemáticos. **Rev. Bras. Eng.**, v. 6, p. 53-57, 1989.

McARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Essentials of Exercise Physiology**. Lea & Febiger, Philadelphia, 1994.

MITCHELL, J.H. Neural control of the circulation during exercise. **Med. Scic. Sports Exerc.**, v. 22, p. 141-154, 1990.

MIYAMOTO, Y.; TAMURA, T.; TAKAHASHI, T. and MIKAMI, T. Transient change in ventilation and cardiac output at and exercise. **Jpn. J. Physiol.**, v. 31, p. 153-168, 1981.

NAGATA, A.; MURO, M.; MORINATI, T. and YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. **Jpn. J. Physiol.**, v. 31, p. 585-597, 1981.

ORR, G.W.; GREEN, H.J.; HUGSON, R.L. and BENNETT, G.W. A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. **J. Appl. Physiol.**, v. 52, n. 5, p. 1349-1352, 1982.

OSTRANDER, L.E. **Mathematics of Biology in Medical Engineering**. Year Book Medical Publishers. INC, Chicago, Ed. Ray, C.D, p. 63-71, 1974.

PONGO, R.M.R. Métodos de alterações na distribuição de um processo: aplicação em dados de frequência cardíaca. **Dissertação de Mestrado**, junto ao Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação da UNICAMP, 1989.

POWERS, S.K. and HOWLEY, E.T. *et al.* **Exercise Physiology**. 2th Ed. Brown and Benchmark Pub., 1994.

RIBEIRO, J.P.; YANG, J.; ADAMS, R.P.; KUCA, B. and KNUTTEN, H.G. Effect of diferent incremental exercise protocols on the determination of lactate and ventilatory thresholds. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v. 19, p. 109-117, 1986.

RIGGS, D.S. **Control Theory and Physiological Feedback Mechanis**. Willians and Wilkins Co., Baltimore, 1970.

ROWEL, L.B. Human circulation. Regulation during physical stress, **Oxford University Press**, Nova York, 1986.

SHABAN, S.A. Change point problem and two phase regression: annotaded bibliography. **Intern. Statist. Review**, v. 48, p. 83-93, 1980

SILVA, E.; GALLO JR, L.; MARTINS, L.E.B.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A. Inadequacy of first and second order models to characterize the heart rate response induced by dynamic exercise. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v. 21, p. 61-63, 1988.

SILVA, E.; CATAI, A.M.; TREVELIN, L.C.; GUIMARÃES, J.O.; SILVA JR, L.P.; OLIVEIRA, L.; MILLAN, L.A.; MARTINS, L.E.B.; GALLO JR, L. Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise. **Physics in Medicine and Biology**, v. 33, p. 409 (Abstract), 1994.

SILVA, F.M.H.S.P.; GALLO JR, L.; SILVA FILHO, A.C., CONTE, D.A. Is the heart more organized during the exercise? **Rivista di Scienze Farmaceutiche e Biologiche**, v. 138, p. 71-71, 1999.

SILVA, F.M.H.S.P.; GALLO JR, L.; SILVA FILHO, A.C. The Kolmogorov-sinai entropy as a measure of anaerobic threshold in dynamic exercise. **Eur. J. Pharm. Scic.**, v. 13, n. 1, p. S29-S29, 2001.

SOLER, A. M. O modelo de regressões linear bi-segmentado na estimação do limiar de anaerobiose. **Dissertação de Mestrado**, junto ao Instituto de Matemática, Estatística e Ciência da Computação (IMECC), da UNICAMP, 1988 A.

- SOLER, A.M. "Change point" em modelos de regressão: metodologia e aplicações. **Relatório Trienal de Pesquisa, Instituto de Planejamento e Estudos Ambientais (IPEA)**, p. 1-21, 1988 B.
- SOLER, A.M.; FOLLEDO, M.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C. and GALLO JR, L. Anaerobic threshold estimation by statistical modeling. **Braz. J. Med. Res.**, v. 22, p. 795-797, 1989.
- SUTTON, J.R. $\dot{V}O_2$ max. New concepts on an old theme. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 24, p. 26-29, 1992.
- YEH, M.P; GARDNER, R.M.; ADAMS, T.D.; YANOWITZ, F.G. and CRAPO, R.O. Anaerobic threshold: problems of determination and validation. **J. Appl. Physiol.**, v. 55, n. 4, p. 1178-1186, 1983.
- WASSERMAN, K. and McILROY, M.B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. **Am .J. Cardiol.**, v. 14, p. 844-852, 1964.
- WASSERMAN, K.; HANSEN, J.E.; SUE, D.; WHIPP, B.J.; CASABURI, R. **Principles of Exercise Testing and Interpretation**. *Lea & Febiger*, Philadelphia, 1ª Ed., 1986.

WASSERMAN, K. HANSEN, J.E.; SUE, D.; WHIPP, B.J.; CASABURI, R. **Principles of Exercise Testing and Interpretation**. Lippincott Williams and Wilkins, 3^a Ed., 1999.

WELTMAN, A. The blood lactate response the exercise. **Human Kinetics**, 1995.

WHIPP, B.J. Exercise hyperventilation in patients with McArdle's disease. **J. Appl. Physiol.**, v. 55, n. 5, p. 1638-1639, 1983.

WIGERTZ, O. Dynamics of respiratory and circulatory adjustments to muscular exercise in man: a systems analysis approach. **Acta Physiol. Scand.**, v. 353 (suppl), p. 1-32, 1971.

8. ANEXOS

ANEXO I

I.1 FICHA DE ANAMNESE E AVALIAÇÃO INDIVIDUAL DOS VOLUNTÁRIOS

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

Campus Universitário - USP – Bairro: Monte Alegre – Ribeirão Preto - SP

CEP 14048-900 - Fone: (016) 602-1000

Divisão de Cardiologia, Laboratório de Fisiologia do Exercício

Fone: (16) 602-2782 / 602-2599

DETERMINAÇÃO DO LIMAR DE ANAEROBIOSE VENTILATÓRIO NO EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO EM INDIVÍDUOS SADIOS. COMPARAÇÃO ENTRE MÉTODOS OBTIDOS POR ANÁLISE VISUAL E MODELOS MATEMÁTICOS.

Data de realização da anamnese : ____/____/____

1 - Dados de Identificação

Nome : _____

RH: _____

Grupo: _____

Nascimento : ____/____/____ Idade ____anos

Localidade : _____ Estado _____

Profissão : _____

Estado civil: () Solteiro () Casado () Viúvo
() Desquitado/Divorciado () Outro

Número de dependentes : _____

Endereço : _____ Nº: _____

Bairro : _____ Cidade: _____

CEP : _____ Telefone : _____

2 – Dados Antropométricos

Altura : _____ cm Peso: _____ kg
FC : _____ PAS : _____ PAD : _____ FR : _____

3 - Histórico de Doenças

Infecções : _____
Cirurgias : _____
Doença Cardiovascular : _____
Diabetes Mellitus : _____
Lesões músculo esqueléticas : _____
Outras Doenças : _____
Com que frequência vai ao médico : _____
Faz uso de medicamento : Sim () Não ()
Medicamento : _____ Dosagem : _____ Há quanto tempo : ____

4 - Histórico Familiar

Cardiopatias : _____
Diabetes Mellitus : _____
Hipertensão arterial : _____
Acidente Vascular Cerebral : _____
Cirurgias : _____
Câncer : _____
Outros : _____

5 - Hábitos de Vida

Fumo : ☐ sim ☐ não

Se sim : Quantos cigarros dia : _____

Se não : Já fumou antes : ☐ sim ☐ Não

Há quanto tempo parou : _____

Fumou durante quanto tempo : _____

Álcool : ☐ Sim ☐ Não ☐ Raramente

Se sim : Tipo : ☐ destilados ☐ fermentados ☐ ambos

Frequência : ☐ 1 vez por semana

☐ 2 ou 3 vezes por semana

☐ todos os dias

Quantidade dia : _____ Há quanto tempo : _____

Faz algum tipo de dieta alimentar orientada :

☐ Sim : Qual o tipo : _____

Há quanto tempo : _____

☐ Não Número de refeições diárias : _____

Horário das refeições : _____

Onde faz as refeições : _____

Pratica alguma atividade física : ☐ sim ☐ Não

Qual tipo : _____

Onde : _____

Qual a frequência semanal : _____

A atividade é orientada : ☐ sim ☐ não

Se sim por quem : _____

Controla a frequência cardíaca quando faz atividade física :

sim () não ()

Qual o valor atingido : _____ bpm

Como se sente durante e após a atividade física : _____

Já praticou outra atividade física anteriormente :

() Sim () Não

Qual : _____

Qual era a sua idade : _____

Praticou durante quanto tempo :

Com que frequência semanal :

Porque parou de praticar :

Apresenta algum distúrbio no sono :

() Sim, qual o tipo: _____

() Não

Qual o tempo de sono diário : _____

Apresenta problemas particulares freqüentemente :

() Sim () Não

Como se sentiu nas últimas 24 horas : _____

HMA: _____

Anexo II

II.1 PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

CEP. 14048-900
RIBEIRÃO PRETO - S.P.
BRASIL

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

CAMPUS UNIVERSITÁRIO - MONTE ALEGRE
FONE: 602-1000 - FAX (016) 633-1144

Ribeirão Preto, 22 de agosto de 2000

Ofício nº 2333/2000
CEP/SPC

Senhor Professor:

O trabalho intitulado **"AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE AERÓBIA AO EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO EM INDIVÍDUOS SADIOS, UTILIZANDO-SE DIFERENTES MÉTODOS DE MEDIDA DO LIMAR DE ANAEROBIOSE"**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 92ª Reunião Ordinária realizada em 21/08/2000, e enquadrado na categoria: **APROVADO**, de acordo com o Processo HCRP nº 6904/00.

Aproveito a oportunidade para apresentar a Vossa Senhoria protestos de estima e consideração.

PROF. DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA
Coordenador do Comitê de Ética
em Pesquisa do HCFMRP-USP

Ilustríssimo Senhor
PROF. DR. LOURENÇO GALLO JÚNIOR
Depto. de Clínica Médica - Cardiologia
Em mãos

II.2 TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE
MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO - UNIVERSIDADE DE
SÃO PAULO - DIVISÃO DE CARDIOLOGIA**

**TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO
(VOLUNTÁRIOS NORMAIS)**

PESQUISA

Avaliação da capacidade aeróbia ao exercício físico dinâmico em indivíduos sadios, utilizando-se diferentes métodos de medida do limiar de anaerobiose.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL

Prof. Dr. Lourenço Gallo Jr (CRM: 13387)

PESQUISADORES PARTICIPANTES:

Pós-graduando - Júlio César Crescêncio

Prof. Dr. André Schmidt (CRM: 55642)

Dr. Renato Barroso Pereira de Castro (CRM: 48305)

Bolsista da FUNDAP - Tatiane Flores Ribeiro

1 - Justificativa e objetivo da pesquisa

A pesquisa é feita para procurar conhecer a maneira como o coração e os pulmões são capazes de se adaptar em condições de exercício físico, de modo que seja possível achar automaticamente, pelo uso de computador, os valores normais de tolerância em determinadas intensidades de esforço.

2 - Os procedimentos que serão utilizados e seu propósito, bem como a identificação dos procedimentos que serão experimentais.

Desde que você concorde, será incluído no estudo ou pesquisa programada, quando então vários exames experimentais serão feitos em 2 dias diferentes. Os exames que serão em você realizados vão fornecer informações para se saber a maneira como o coração e o sistema respiratório estão funcionando, em repouso (eletrocardiograma do coração) e exercício físico - realizado em uma bicicleta de laboratório, fixa no chão - que permitirá que cada pessoa pedale com intensidades diferentes. Serão testados programas de computação que melhor identifiquem automaticamente sua capacidade de se adaptar ao exercício.

Todos os exames serão feitos, sem que seja necessário usar agulhas para perfurar veias ou qualquer outra parte do corpo.

3 - Os desconfortos e riscos esperados

Em repouso não aparecerá qualquer tipo de desconforto. Em exercício na bicicleta de laboratório, a medida que a intensidade do esforço for aumentada, você deverá sentir cansaço muscular e falta de ar, em pequenas intensidades.

Nas intensidades de exercício usadas, não existem riscos de complicações para a saúde.

4 - Benefícios que se pode obter

Embora não exista benefício direto para a sua pessoa, resultante da participação neste estudo, benefícios indiretos poderão ocorrer a partir das informações obtidas nos exames

clínicos e laboratoriais, incluindo o teste de esforço. Caso se constate alguma anormalidade nos exames realizados, você será encaminhado ao setor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, para orientação específica.

Você receberá, no final da realização do exame, informações de como o coração e os pulmões estão funcionando em repouso e exercício, bem como se sua capacidade física é boa, regular ou baixa, comparativamente ao esperado para a sua idade.

O estudo do que for encontrado em indivíduos sadios permitirá uma melhor padronização dos testes em exercício e determinar os intervalos em que as respostas do sistema cardíoro-respiratório são aceitáveis como normais.

Só com este conhecimento é que torna-se possível saber quando uma doença está alterando o funcionamento do coração e dos pulmões.

Pesquisador Responsável

Eu _____

R.G. nº: _____, abaixo assinado, tendo recebido as informações acima, e ciente dos meus direitos abaixo relacionados, concordo em participar.

- 1- A garantia de receber a resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento a qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros relacionados com a pesquisa e o tratamento a que serei submetido;
- 2- A liberdade de retirar meu consentimento a qualquer momento e deixar de participar no estudo sem que isso traga prejuízo à continuação do meu cuidado e tratamento;
- 3- A segurança de que não serei identificado e que será mantido o caráter confidencial da informação relacionada com a minha privacidade;
- 4- O compromisso de me proporcionar informação atualizada durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade de continuar participando;
- 5- A disponibilidade de tratamento médico e a indenização que legalmente teria direito, por parte da Instituição à Saúde, em caso de danos que a justifiquem, diretamente causados pela pesquisa e;
- 6- Que se existirem gastos adicionais estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa.

Tenho ciência do exposto acima e desejo utilizar o produto como método terapêutico recomendado pelo médico que subscreve este documento.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de _____

assinatura do voluntário

Anexo III

III.1 ROTEIRO DO OPERADOR PARA DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO VISUAL

Determinação do LAV pelo método Visual – Sequência dos gráficos utilizados, manipulados pelo operador

1-Impressão de toda a série do LAV pelo método Automático

2-Análise qualitativa do teste no gráfico BIKE DATA COLLECT

- média de 8 ciclos
- respiração à respiração

3-Determinação do LAV pelo gráfico ANAEROBIC THRESHOLD – $\dot{V}O_2$ vs. $\dot{V}CO_2$ & TIME

- colocar o cursor na mesma posição, no menor valor à esquerda, para cada analisador antes do início de cada procedimento, para se obter as seguintes determinações:
- inclinação do $\dot{V}CO_2$ (em linhas com média de 8 ciclos)
- inclinação do $\dot{V}CO_2$ (em linha traçadas sobre os valores de respiração à respiração)
- menor valor do $PETO_2$, antes de sua elevação progressiva, utilizando máscara (em linhas com média de 8 ciclos)
- menor valor do $PETO_2$, antes de sua elevação progressiva, utilizando máscara (em linhas de traçadas sobre os valores de respiração à respiração)
- $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, antes de sua elevação progressiva, utilizando máscara (em linhas com média de 8 ciclos)

- $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, antes de sua elevação progressiva, utilizando máscara (em linhas de traçadas sobre os valores de respiração à respiração)
- Imprimir em cada condição os gráficos no ponto correspondente ao LAV, e 2 pontos acima e 2 pontos abaixo do valor deste, determinado pelo analisador.

4-Revisar todo o conjunto de gráficos para um parecer final

Obs:

- 1-todos os gráficos analisados pelo observador deverão ser impressos.
- 2-as informações qualitativas e numéricas de conhecimento do operador não deverão ser comunicadas ao analisador, antes, durante e após a análise.

III.2 ROTEIRO DO ANALISADOR PARA DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO VISUAL

Determinação do LAV pelo Método Visual

VOLUNTÁRIO:_____

ANALISADOR:_____

Análise Qualitativa Descritiva

1- O teste permite a determinação do segundo limiar de anaerobiose e em qual variável é possível determiná-lo?

☐ SIM ☐ NÃO

☐ $\dot{V}O_2$ ☐ $\dot{V}E$ ☐ $\dot{V}CO_2$

2- O teste permitiu a obtenção do $\dot{V}O_2 M_{\text{áx}}$?

☐ SIM ☐ NÃO

3- O voluntário atingiu *steady state* antes do início da rampa?

☐ SIM ☐ NÃO

Tempo de carga livre do teste:

☐ 2 min ☐ 3 min ☐ 4 min

4- O início da resposta das variáveis ventilatórias e da FC coincidiram com o início da rampa de potência?

☐ SIM ☐ NÃO

5- O teste mostra resposta não linear do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}E$ e/ou $\dot{V}CO_2$ no início da rampa de potência?

☐ SIM ☐ NÃO

6- A qualidade do teste foi boa?

☐ SIM ☐ NÃO

Análise Quantitativa

A – Respostas das variáveis vs. tempo

- 1- Determinar o ponto onde ocorre a perda da linearidade (média de 8 ciclos e respiração à respiração) do $\dot{V}\text{CO}_2$ em relação ao $\dot{V}\text{O}_2$, em função do tempo (em linhas e em pontos);
- 2- Utilizando uma máscara para analisar a variável isoladamente, determinar o ponto de mudança de inclinação do PETO_2 (média de 8 ciclos e respiração à respiração);
- 3- Utilizando a máscara, determinar o ponto de mudança de inclinação do $\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{O}_2$ (média de 8 ciclos e respiração à respiração).

B – Respostas do $\dot{V}\text{CO}_2$ vs. $\dot{V}\text{O}_2$

- 1- Determinar o ponto onde ocorre a perda da linearidade do $\dot{V}\text{CO}_2$ em função do $\dot{V}\text{O}_2$, V-Slope, de respiração à respiração.

Observações: _____

Anexo IV

IV.1 DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO BISSEGMENTADO LINEAR-LINEAR E LINEAR- QUADRÁTICO DE UM VOLUNTÁRIO ESTUDADO (AER)

Consumo de O_2 modelo Lin-Lin VO_2

modelo Lin-Qua VO_2 Produção de CO_2

modelo Lin-Lin VCO_2 modelo Lin-Qua VCO_2

Ventilação

modelo Lin-Lin VE

modelo Lin-Qua VE

V-SLOPE VCO2

modelo Lin-Lin V-SLOPE VCO2

modelo Lin-Qua V-SLOPE VCO2

IV.2 DETERMINAÇÃO DO LAV PELO MÉTODO
BISSEGMENTADO LINEAR-LINEAR E LINEAR-
QUADRÁTICO DE UM VOLUNTÁRIO ESTUDADO
(JJM)

Consumo de O_2 modelo Lin-Lin VO_2

modelo Lin-Qua VO_2 Produção de CO_2

modelo Lin-Lin VCO_2 modelo Lin-Qua VCO_2

Ventilação

modelo Lin-Lin VE

modelo Lin-Qua VE

V-SLOPE VCO2

Anexo V

TABELAS

Tabela 2: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Automático de respiração à respiração (n=24).

Voluntários	Potência (Watts)	Velocidade (RPM)	VO2 (mL/min)	VCO2 (mL/min)	RER	VE BTP (L/min)	PETO2 (mmHg)	PETCO2 (mmHg)	FC (BPM)	VE/VO2	VE/VCO2
AER	113	61	1245	1220	0.98	31	91	45	109	24.9	25.4
AVS	48	70	934	901	0.96	26.3	94	40	93	28.2	29.2
CASJ	104	62	1312	1186	0.9	28.6	88	45	119	21.8	24.1
CMF	24	71	687	663	0.97	22.2	96	38	113	32.3	33.4
DF	83	63	975	804	0.82	20.3	82	45	106	20.8	25.3
EB	34	70	562	524	0.93	14.4	90	44	90	25.6	27.4
ECR	89	69	1190	1154	0.97	36.7	95	37	128	30.8	31.8
FMN	44	62	985	914	0.93	27	93	38	73	27.5	29.6
JAA	-1	17	711	689	0.97	19.1	94	40	68	26.9	27.8
JAM	36	67	846	695	0.82	20.8	89	39	105	24.6	30
JCC	62	62	873	750	0.86	20.7	89	42	103	23.7	27.6
JJM	83	64	933	823	0.88	20.8	84	47	88	22.3	25.3
JLS	83	72	1085	1002	0.92	26.3	90	44	92	24.3	26.3
JorLS	-1	62	610	591	0.97	19.3	99	35	100	31.7	32.7
LCSC	44	59	633	563	0.89	18.3	94	36	91	28.8	32.4
LFCW	57	63	822	759	0.92	25.2	97	37	97	30.7	33.2
LFN	79	65	1033	858	0.83	24.2	89	40	101	23.4	28.2
MF	88	61	1266	1038	0.82	28.5	88	41	113	22.5	27.5
MM	6	62	574	518	0.9	16	89	41	75	27.9	31
PC	93	62	1245	1097	0.88	31.7	91	38	102	25.5	28.9
RBFV	91	65	1260	1152	0.91	32.8	92	40	116	26	28.5
RMS	53	63	816	801	0.98	19.9	93	42	105	24.4	24.8
RTB	100	62	1261	1059	0.84	24.7	87	44	107	19.6	23.4
WJBS	68	61	852	835	0.98	23.4	92	43	105	27.4	28
Média	61.67	62.29	946.25	858.17	0.91	24.09	91.08	40.88	99.96	25.90	28.41
SD	33.36	10.31	244.73	216.33	0.06	5.56	3.96	3.26	14.47	3.43	2.93

Tabela 3: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Automático em média de oito ciclos respiratórios (n=22).

Voluntários	Potência (Watts)	Velocidade (RPM)	VO2 (mL/min)	VCO2 (mL/min)	RER	VE BTP (L/min)	PETO2 (mmHg)	PETCO2 (mmHg)	FC (BPM)	VE/VO2	VE/VCO2
AER	111	61	1200	1178	0.98	29.8	89	45	109	24.8	25.3
AVS	65	71	989	946	0.96	25.6	91	42	108	26.0	27.1
CASJ	116	61	1396	1248	0.89	28.7	83	47	122	20.5	23.0
CMF *											
DF	85	63	1030	868	0.84	21.3	83	46	107	20.7	24.6
EB	-1	72	451	432	0.96	12.4	92	43	84	27.8	29.0
ECR	110	69	1257	1225	0.97	36.0	93	39	133	28.7	29.4
FMN	93	61	1138	1018	0.89	26.1	87	43	92	23.0	25.7
JAA *											
JAM	67	66	1007	885	0.88	25.4	91	39	108	25.4	28.9
JCC	71	62	920	848	0.92	23.5	90	42	105	25.7	27.8
JJM	84	63	962	845	0.88	21.6	84	46	89	22.5	25.6
JLS	95	70	1122	1054	0.94	27.4	88	46	93	24.5	26.0
JorLS	83	61	1018	1003	0.99	28.2	95	39	119	27.9	28.3
LCSC	77	61	804	749	0.93	20.4	90	42	107	25.5	27.4
LFCW	79	63	1012	911	0.90	25.4	92	41	108	25.5	28.2
LFN	102	66	1108	1022	0.92	27.6	89	42	104	24.9	27.0
MF	107	60	1372	1186	0.86	31.7	88	42	118	22.9	26.6
MM	12	63	581	522	0.90	17.1	90	40	76	30.1	33.6
PC	109	62	1307	1230	0.94	35.2	93	39	111	27.0	28.7
RBFV	119	68	1419	1286	0.91	33.8	90	43	119	23.8	26.3
RMS	69	63	941	905	0.97	23.4	90	43	112	24.9	25.8
RTB	115	62	1342	1246	0.93	33.1	91	42	111	24.7	26.5
WJBS	73	61	889	908	1.02	24.9	93	43	107	28.0	27.5
Média	83.63	63.95	1057.50	977.72	0.93	26.30	89.60	42.42	106.38	25.22	27.19
SD	30.86	3.69	248.93	227.33	0.04	5.80	3.14	2.38	13.09	2.44	2.11

* Voluntários na qual não foi possível a determinação do LAV pelo Método Automático em média de 8 ciclos respiratórios.

Tabela 4: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Linear-Linear $\dot{V}\text{CO}_2$ (n=24).

Voluntários	Potência (Watts)	Velocidade (RPM)	VO2 (mL/min)	VCO2 (mL/min)	RER	VE BTP (L/min)	PETO2 (mmHg)	PETCO2 (mmHg)	FC (BPM)	VE/VO2	VE/VCO2
AER	67	62	934	890	0.95	24.0	91	43	98	26	27
AVS	64	71	899	845	0.94	22.22	90	43	108	25	26
CASJ	65	60	950	795	0.84	20.48	85	43	103	22	26
CMF	49	70	780	812	1.04	26.52	98	38	120	34	33
DF	65	62	822	615	0.75	16	79	45	97	20	26
EB	58	69	662	671	1.01	17.06	90	46	104	26	26
ECR	71	69	914	839	0.92	29.4	97	34	119	32	35
FMN	77	61	1071	930	0.87	25.06	87	42	86	23	27
JAA	63	65	741	804	1.08	23.34	94	41	107	32	29
JAM	50	62	776	662	0.85	19.82	91	39	104	26	30
JCC	70	62	908	808	0.89	21.5	87	44	104	24	27
JJM	64	64	792	659	0.83	18.1	84	44	80	23	28
JLS	76	73	998	897	0.90	24.12	86	45	89	24	27
JorLS	63	61	718	653	0.92	20.04	94	37	110	29	32
LCSC	72	60	759	697	0.92	19.02	91	41	105	25	28
LFCW	55	64	694	636	0.92	21.74	97	36	97	32	35
LFN	74	65	851	716	0.84	21.22	90	39	97	25	30
MF	100	59	1263	1053	0.83	27.76	86	42	114	22	26
MM	56	64	685	668	0.98	20.34	93	41	94	30	31
PC	74	62	830	743	0.89	23.12	92	38	96	28	31
RBFV	93	67	1142	1067	0.94	29.92	94	40	119	27	29
RMS	55	63	805	772	0.96	19.28	91	43	107	24	25
RTB	69	62	908	712	0.79	19.58	85	42	91	22	28
WJBS	74	61	878	891	1.01	24.48	93	43	107	28	28
Média	67.67	63.99	865.83	784.78	0.91	22.26	90.22	41.22	102.39	26.12	28.59
SD	11.97	3.74	146.42	125.31	0.08	3.67	4.64	3.03	10.40	3.80	2.82

Tabela 5: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Visual $\dot{V}\text{CO}_2$ (n=23).

Voluntários	Potência (Watts)	Velocidade (RPM)	VO2 (mL/min)	VCO2 (mL/min)	RER	VE BTP (L/min)	PETO2 (mmHg)	PETCO2 (mmHg)	FC (BPM)	VE/VO2	VE/VCO2
AER	109	61	1156	1141	0.98	29.3	90	44	108	25	26
AVS	80	71	1082	1118	1.05	31.0	94	41	111	30	28
CASJ	101	61	1280	1123	0.88	26.5	84	46	117	21	24
CMF	40	71	755	774	1.02	25.7	98	38	117	34	33
DF	81	63	1006	839	0.83	20.6	82	46	105	20	25
EB	50	71	636	624	0.98	16.7	90	45	98	26	27
ECR	83	69	1069	1002	0.94	33.2	95	36	126	31	33
FMN	98	61	1360	1247	0.92	31.5	87	43	97	23	25
JAA	60	64	731	788	1.07	22.9	93	42	105	32	29
JAM	70	66	1008	894	0.89	25.8	91	39	109	26	29
JCC	71	62	945	850	0.89	22.8	87	43	105	24	27
JJM	89	64	1010	912	0.90	23.1	85	46	92	23	25
JLS	86	72	1014	951	0.93	24.8	88	45	91	25	26
JorLS	75	61	938	880	0.94	25.2	95	39	114	27	29
LCSC	83	61	847	810	0.95	22.3	91	42	109	26	28
LFCW *											
LFN	86	66	990	853	0.86	24.2	88	41	101	24	28
MF	119	61	1462	1294	0.88	33.9	88	43	123	23	26
MM	57	64	765	766	1.00	22.6	93	41	93	30	30
PC	112	63	1395	1305	0.94	37.1	94	39	112	27	29
RBFV	125	67	1462	1349	0.92	34.1	89	44	122	23	25
RMS	69	63	977	952	0.97	25.0	91	42	112	26	26
RTB	105	62	1348	1220	0.90	32.9	89	42	109	24	27
WJBS	82	61	959	1040	1.08	27.1	94	44	114	28	26
Média	84.01	64.41	1051.97	988.26	0.94	26.89	90.24	42.15	108.17	26.00	27.46
SD	21.69	3.88	237.37	201.65	0.07	5.12	3.90	2.76	9.85	3.45	2.38

* Voluntário na qual não foi possível realizar a determinação do LAV pelo Método Visual $\dot{V}\text{CO}_2$.

Tabela 6: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos pelo Método Visual PET O₂ (n=24).

Voluntários	Potência (Watts)	Velocidade (RPM)	VO2 (mL/min)	VCO2 (mL/min)	RER	VE BTP (L/min)	PETO2 (mmHg)	PETCO2 (mmHg)	FC (BPM)	VE/VO2	VE/VCO2
AER	117	61	1323	1338	1.01	33.6	90	45	111	25	25
AVS	69	70	1148	1139	0.99	31.2	92	41	110	27	27
CASJ	101	60	1279	1125	0.88	26.6	83	46	117	21	24
CMF	59	66	854	905	1.06	28.6	97	39	126	34	32
DF	69	62	924	708	0.77	18.1	80	44	100	20	26
EB	47	72	606	581	0.96	15.6	89	45	97	26	27
ECR	98	68	1213	1170	0.96	36.2	94	37	130	30	31
FMN	67	61	1037	933	0.89	24.5	87	42	85	24	27
JAA	46	63	579	601	1.04	18.5	92	42	97	32	31
JAM	74	64	1175	1059	0.89	29.7	91	40	109	25	28
JCC	56	62	782	637	0.82	16.9	84	43	97	22	27
JJM	80	64	909	779	0.85	20.1	83	46	87	22	26
JLS	72	72	905	792	0.87	21.2	84	46	87	23	27
JorLS	68	61	849	792	0.93	23.9	93	38	111	28	30
LCSC	79	61	819	768	0.93	21.0	90	43	108	26	27
LFCW	89	62	1386	1266	1.00	33.2	90	41	110	37	34
LFN	89	66	1047	928	0.89	26.3	88	41	101	25	28
MF	100	59	1266	1048	1	28	85	42	114	22	26
MM	46	64	584	551	0.94	17.5	90	42	86	31	33
PC	104	62	1279	1179	0.92	33.9	92	39	108	27	29
RBFV	94	66	1211	1083	0.89	28.3	88	43	113	23	26
RMS	66	64	953	920	0.97	23.6	90	43	111	25	25
RTB	72	62	989	796	0.80	22.3	85	42	92	22	28
WJBS	95	61	1042	1125	1.08	28.5	93	45	120	27	25
Média	77.43	63.78	1006.66	925.93	0.92	25.29	88.63	42.20	105.28	25.96	27.88
SD	19.58	3.57	236.00	227.24	0.08	5.96	4.05	2.49	12.40	4.25	2.67

Tabela 7: Valores das variáveis ventilatórias e da frequência cardíaca de todos os voluntários estudados obtidos no pico o esforço físico. Os valores estão apresentados em média de 5 ciclos respiratórios (n=24).

Voluntários	Potência (Watts)	Velocidade (RPM)	VO2 (mL/min)	VCO2 (mL/min)	RER	VE BTP (L/min)	PETO2 (mmHg)	PETCO2 (mmHg)	FC (BPM)	VE/VO2	VE/VCO2
AER	275	57	2495	3792	1.52	118.8	108	35	169	48	31
AVS	270	71	2645	3862	1.46	128.48	110	34	197	49	33
CASJ	221	54	2311	2795	1.21	72.94	99	41	167	32	26
CMF	134	60	1449	1924	1.33	66.48	108	33	171	46	35
DF	196	61	1974	2478	1.26	56.88	95	48	166	29	23
EB	154	65	1504	2122	1.41	54.14	102	44	171	36	26
ECR	182	66	1903	2485	1.31	80.68	106	35	164	42	32
FMN	301	60	3102	4363	1.41	111.66	104	41	212	36	26
JAA	184	61	1655	2653	1.60	79.22	110	36	184	48	30
JAM	185	67	2180	2687	1.23	89.26	107	33	130	41	33
JCC	181	60	1721	2567	1.49	80.46	110	36	170	47	31
JJM	201	61	2174	2813	1.29	71.3	99	44	155	33	25
JLS	222	62	2297	3075	1.34	80.02	101	44	143	35	26
JorLS	191	57	1293	1804	1.45	55.74	106	36	136	50	34
LCSC	170	59	1530	1999	1.31	57.12	104	39	152	37	29
LFCW	243	62	2462	3491	1.42	103.98	109	36	190	42	30
LFN	236	61	2171	3006	1.38	96.04	107	35	166	44	32
MF	257	60	2654	3011	1.14	78.52	98	42	171	30	26
MM	169	51	1324	2238	1.72	72.04	109	36	153	56	33
PC	223	61	2599	3259	1.25	93.6	102	40	173	36	29
RBFV	234	68	2526	3006	1.19	82.62	102	40	177	33	27
RMS	215	60	2156	2898	1.34	71.54	95	47	183	33	25
RTB	246	58	2845	3401	1.20	91.46	101	42	167	32	27
WJBS	222	56	1963	3574	1.82	136.5	118	29	190	70	38
Média	212.93	60.90	2122.24	2887.71	1.38	84.56	104.58	38.52	169.06	41.00	29.44
SD	40.74	4.44	499.81	649.49	0.17	22.41	5.44	4.83	18.81	9.62	3.86

Tabela 8: LAV expresso em consumo de O₂, obtidos pelos quatro métodos e corrigido pelo peso corporal (ml/Kg/min) de cada voluntário estudado.

Voluntário	M. Automático ml/Kg/min	M. Linear-Linear ml/Kg/min	M. Visual VCO2 ml/Kg/min	M. Visual PET O2 ml/Kg/min
AER	16	12	15	17
AVS	13	12	15	16
CASJ	17	13	17	17
CMF	9	10	10	11
DF	17	14	18	16
EB	9	11	11	10
ECR	15	12	14	16
FMN	11	12	16	12
JAA	2	11	11	9
JAM	10	9	11	13
JCC	11	11	12	10
JJM	12	11	13	12
JLS	13	12	13	11
JorLS	7	8	10	9
LCSC	11	13	14	14
LFCW	9	7	*	15
LFN	16	13	15	16
MF	16	16	18	16
MM	9	10	11	9
PC	16	11	18	17
RBFV	19	17	22	18
RMS	8	8	10	9
RTB	13	9	13	10
WJBS	13	13	14	15
Média	12.13	11.49	13.95	13.23
SD	3.97	2.34	3.09	3.06

* Voluntários nos quais não foi possível a obtenção do LAV.

Tabela 9: LAV expresso em consumo de O₂, obtidos pelos quatro métodos e normalizados em % em relação ao pico do esforço de cada voluntário estudado.

Voluntário	M. Automático % em relação ao pico	M. Linear-Linear % em relação ao pico	M. Visual VCO2 % em relação ao pico	M. Visual PET O2 % em relação ao pico
AER	50	37	46	53
AVS	35	34	41	43
CASJ	57	41	55	55
CMF	47	54	52	59
DF	49	42	51	47
EB	37	44	42	40
ECR	63	48	56	64
FMN	32	35	44	33
JAA	43	45	44	35
JAM	39	36	46	54
JCC	51	53	55	45
JJM	43	36	46	42
JLS	47	43	44	39
JorLS	47	56	73	66
LCSC	41	50	55	54
LFCW	33	28	*	56
LFN	48	39	46	48
MF	48	48	55	48
MM	43	52	58	44
PC	48	32	54	49
RBFV	50	45	58	48
RMS	38	37	45	44
RTB	44	32	47	35
WJBS	43	45	49	53
Média	44.88	42.11	50.58	48.14
SD	7.11	7.60	7.15	8.61

* Voluntário no qual não foi possível a obtenção do LAV.

Tabela 10: LAV expresso em potência, obtidos pelos quatro métodos e normalizados em % em relação ao pico do esforço de cada voluntário estudado.

Voluntário	M. Automático % em relação ao pico	M. Linear-Linear % em relação ao pico	M. Visual VCO2 % em relação ao pico	M. Visual PET O2 % em relação ao pico
AER	41	24	39	43
AVS	18	24	30	26
CASJ	47	29	46	46
CMF	18	37	30	44
DF	42	33	42	35
EB	22	38	32	31
ECR	49	39	46	54
FMN	15	26	33	22
JAA	-1	34	33	25
JAM	19	27	38	40
JCC	34	39	39	31
JJM	41	32	44	40
JLS	37	34	39	32
JorLS	-1	33	39	36
LCSC	26	42	49	47
LFCW	23	23	*	37
LFN	33	31	36	38
MF	34	39	46	39
MM	4	33	34	27
PC	42	33	50	47
RBFV	39	40	53	40
RMS	25	26	32	31
RTB	41	28	43	29
WJBS	31	33	37	43
Média	28.36	32.38	39.59	36.72
SD	14.43	5.61	6.75	8.05

* Voluntário no qual não foi possível a obtenção do LAV.

Tabela 11: Valores médios do LAV de todo o grupo estudado, obtido pelos quatro métodos, expressos em: consumo de O₂, potência, corrigido pelo peso corporal, % em relação ao pico e frequência cardíaca.

LAV	VO ₂ (ml/min)	Potência (Watts)	VO ₂ (ml/Kg/min)	% em relação ao VO ₂ pico	% em relação à Pot. pico	FC (bpm)
M. Automático RR	946,25 ± 244,73	61,67 ± 33,36	12,13 ± 3,97	44,8 ± 7,11	28,36 ± 14,43	99,96 ± 14,47
M. Linear-Linear VCO₂	865,83 ± 146,42	67,67 ± 11,97	11,49 ± 2,34	42,11 ± 7,60	32,38 ± 5,61	102,39 ± 10,40
M. Visual VCO₂	1051,97 ± 237,37	84,01 ± 21,69	13,95 ± 3,09	50,58 ± 7,15	39,59 ± 6,75	108,17 ± 9,85
M. Visual PET O₂	1006,66 ± 236,00	77,43 ± 19,58	13,23 ± 3,06	48,14 ± 8,61	36,72 ± 8,05	105,28 ± 12,40