

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde

Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

**DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE DURANTE  
EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO EM HOMENS HIPERTENSOS  
DE MEIA-IDADE: ANÁLISE DA RESPOSTA DE VARIÁVEIS  
CARDIORRESPIRATÓRIAS E MUSCULARES**

**ALBAIZA NICOLETTI OTTERÇO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde

Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

**DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE DURANTE  
EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO EM HOMENS HIPERTENSOS  
DE MEIA-IDADE: ANÁLISE DA RESPOSTA DE VARIÁVEIS  
CARDIORRESPIRATÓRIAS E MUSCULARES**

**ALBAIZA NICOLETTI OTTERÇO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Ester da Silva

São Carlos

2004

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

O89dl

Otterço, Albaiza Nicoletti.

Determinação do limiar de anaerbiose durante o exercício físico dinâmico em homens hipertensos de meia-idade: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares / Albaiza Nicoletti Otterço. -- São Carlos : UFSCar, 2004.

115 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2004.

1. Fisioterapia. 2. Eletromiografia de superfície. 3. Protocolo em rampa. 4. Hipertensão arterial. 5. Frequência cardíaca. 6. Limiar de anaerbiose. I. Título.

CDD: 615.82 (20<sup>a</sup>)

**MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE Mestrado DE ALBAIZA NICOLETTI OTTERÇO, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 29 DE ABRIL DE 2004.**

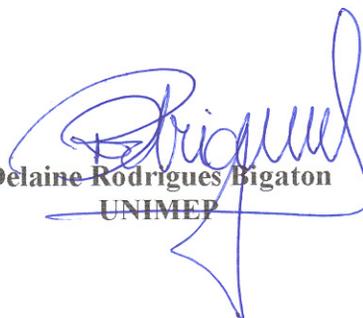
**BANCA EXAMINADORA:**



**Ester da Silva  
UNIMEP**



**Aparecida Maria Catai  
DFisio/UFSCar**



**Delaine Rodrigues Bigaton  
UNIMEP**

Investigação conduzida no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico e na Unidade Especial de Apoio em Fisioterapia Cardiovascular do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, com apoio financeiro da CAPES, CNPq e FAPESP.

À Nicole, filha querida, que sempre me fortaleceu e ensinou a acreditar que tudo vale a pena, tudo é possível. Você é a razão da minha vida. Eu te amo muito!

Ao Hécio, companheiro de vida, pela paciência, compreensão e amor que sempre me dedicou com muita ternura. Você é o amor da minha vida.

## ***Agradecimentos Especiais***

*À Deus, que me amparou e fortaleceu, permitindo que eu encontrasse estrutura, paz e determinação durante este período de distância e ausência para com minha família, longe das pessoas que mais amo na vida.*

*Aos meu pais, Albano e Izabel, que agüentaram cuidar além de suas próprias obrigações, cuidar das minhas e por acreditarem e incentivarem a minha vida. Sem vocês esta etapa não teria acontecido. Amo muito vocês e obrigada por tudo.*

*À minha irmã Aila, por ter desempenhado tão bem a responsabilidade de cuidar do meu maior tesouro, a Nicole. Obrigada pela sua ajuda, compreensão e sacrifício. Amo muito você.*

*À minha irmã Alessandra, pelo seu carinho e ajuda, sempre me socorrendo quando necessário, e por nos dar o João e o Thomás.*

*Amo muito vocês três.*

*À Isabella e ao Felipe, que hoje são partes importantes da minha vida e que juntos participam desta caminhada, como uma família.*

*À professora Dra Ester da Silva, agradeço pela oportunidade oferecida, que muito ajudou em minha vida pessoal e profissional, e também pelos ensinamentos a mim transmitidos.*

*À professora e amiga Dra. Aparecida Maria Catai, que sempre esteve presente, colaborando para a minha formação acadêmica. Meu muito obrigado. Você foi muito mais que co-orientadora.*

*Aos professores Dr. Luís Eduardo Barreto Martins e Dr. Lourenço Gallo Júnior pelas contribuições e ensinamentos que foram passados.*

*À amiga Luciana M. M. Sampaio, pela excelente convivência e amizade. Obrigada pela ajuda e companhia compartilhada.*

*Ao amigo Robison, que sempre esteve presente, e contribuiu muito em cada instante deste trabalho. Admiro sua capacidade intelectual e sua inteligência emocional. Obrigada por tudo.*

*Aos amigos: LÍlian, Cristiano, Ana Paula, Fabrício e Fernanda Moraes, que compartilharam deste estudo, obrigada pela agradável companhia e contribuição científica.*

*Ao Lucien de Oliveira, pela ajuda na resolução e orientação dos programas de análise dos dados.*

*Aos colegas do laboratório: Adonis, Anielle, Carol, Dani, Elisângela, Fernanda Sirol, Karla, Luciana, Mali, Nani, Natália, Pozzi, Ricardo, Rose, Ruth, Valéria e Vera, que colaboraram e contribuíram neste estudo.*

*Ao Prof. Dr. Antônio Sérgio Spanó Seixas, Ivete Deolinda Pereira Palombo, Zirzélia Maria da Silva Venézio, José Célio Fernandes Chaves que colaboraram na coleta e análise dos exames laboratoriais.*

*Ao colega Rodrigo Lício Ortolan “Farelo”, pela contribuição na implementação da ferramenta de processamento e análise dos sinais eletromiográficos, e pela disponibilidade em orientar e explicar sua aplicação.*

*Aos voluntários que participaram deste estudo, por sua aceitação, paciência, boa vontade, disponibilidade e ensinamentos prestados que enormemente contribuíram para a realização do presente estudo. Meu sincero agradecimento.*

*Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar, meus eternos mestres, que também acrescentaram muito na minha capacitação e na minha vida.*

*Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia e do Departamento de Fisioterapia da UFSCar, que também ajudaram muito na parte técnica deste estudo. Muito abrigada.*

*Aos órgãos de fomento CAPES, FAPESP e CNPq, pelo auxílio financeiro.*

# SUMÁRIO

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

## LISTA DE TABELAS

## LISTA DE FIGURAS

## RESUMO

## ABSTRACT

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	1
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	16
<b>3. CASUÍSTICA E MÉTODOS</b> .....	18
3.1. Casuística.....	19
3.2. Aspectos éticos.....	19
3.3. Critérios de inclusão.....	19
3.4. Avaliação clínica.....	20
3.4.1. Anamnese.....	20
3.4.2. Avaliação fisioterapêutica.....	21
3.4.3. Exames laboratoriais de rotina.....	21
3.4.4. Exame eletrocardiográfico.....	21
3.4.5. Teste clínico de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D).....	21
3.5. Linha de base da pressão arterial (PA).....	23
3.6. Procedimento experimental e controle ambiental.....	24
3.7. Protocolo experimental.....	27
3.7.1. Teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R).....	27

3.8.	Procedimentos para captação e processamento dos sinais biológicos.....	29
3.8.1.	Eletrocardiografia.....	29
3.8.2.	Eletromiografia de superfície (EMGs).....	30
3.8.2.1.	Processamento do sinal da EMGs e análise do índice RMS durante o TEFDC-R.....	33
3.8.3.	Ergoespirometria.....	37
3.8.3.1.	Análise das variáveis ventilatórias durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.....	42
3.8.3.2.	Métodos de determinação do limiar de anaerobiose durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa .....	42
3.8.3.2.1.	Método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias (MVV).....	43
3.8.3.2.2.	Método do modelo matemático bissegmentado linear - linear (MMLL) aplicado às respostas da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ )....	45
3.8.3.2.3.	Método do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC), $\dot{V}CO_2$ (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS).....	48
3.9.	Análise estatística.....	50
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>52</b>
4.1.	Casuística.....	53

4.2.	Valores de potência (W), consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ mlO <sub>2</sub> /Kg/min), produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ml/min), frequência cardíaca (FC bpm) e RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu$ V) no nível do exercício em que foi determinado o LA pelas diferentes metodologias estudadas.....	56
4.3.	Análise de correlação entre os valores de potência no nível de exercício físico em que foi determinado o LA pelas diferentes metodologias estudadas.....	60
4.4.	Análise de correlação entre os valores de potência, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico, frequência cardíaca e RMS do sinal eletromiográfico no nível de exercício físico em que foi determinado o LA pelo método do modelo visual gráfico das variáveis ventilatórias.....	62
<b>5.</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>69</b>
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>85</b>
<b>7.</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>88</b>
	<b>Apêndice 1 – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....</b>	<b>98</b>
	<b>Apêndice 2 – Termo de Consentimento Formal.....</b>	<b>100</b>
	<b>Apêndice 3 – Ficha de Avaliação Fisioterapêutica.....</b>	<b>104</b>
	<b>Apêndice 4 – Tabelas.....</b>	<b>109</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

°C	- graus Célsius
μV	- microvolts
%	- porcentagem
α	- alfa
∫	- integral
$f^2(t)$	- função do sinal amostrado
ATP	- adenosina trifosfato
bpm	- batimento por minuto
cm	- centímetro
CO <sub>2</sub>	- gás carbônico
CL	- contração lenta
CR	- contração rápida
DII modificado	- derivação eletrocardiográfica DII modificada: eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio esternal e o positivo no 6 <sup>o</sup> espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior
DC	- débito cardíaco
DP	- desvio padrão
dt	- derivado do tempo
ECG	- eletrocardiograma
EMG <sub>s</sub>	- eletromiografia de superfície
EESV	- extra sístole supra ventricular
FC	- frequência cardíaca
FC <sub>máx prev</sub>	- frequência cardíaca máxima prevista
FFT	- " <i>fast Fourier transform</i> " (transformada rápida de Fourier)
FR	- frequência respiratória
H <sup>+</sup>	- íon hidrogênio
HA	- hipertensão arterial
HDL	- lipoproteína de alta densidade
Hz	- Hertz
HR	- " <i>heart rate</i> " (frequência cardíaca)

IMC	- índice de massa corpórea
iR-R (ms)	- intervalos R-R em milissegundos
J	- ponto "J" do eletrocardiograma
Kg	- kilograma
Kg/m <sup>2</sup>	- kilograma por metro quadrado
LA	- limiar de anaerobiose
LAV	- limiar de anaerobiose ventilatório
LDL	- lipoproteína de baixa densidade
l/min	- litros por minuto
m	- metro
MC5	- Derivação para eletrocardiograma (eletrodo negativo no manúbrio esternal, eletrodo positivo no 5 <sup>o</sup> espaço intercostal na linha axilar anterior à direita e o neutro no 5 <sup>o</sup> espaço intercostal na linha axilar anterior à esquerda)
min	- minuto
mg/dl	- miligrama por decilitro
ml/bpm	- mililitros por batimento por minuto
ml/min	- mililitros por minuto
mlO <sub>2</sub> /Kg/min	- mililitros por kilograma por minuto
mmHg	- milímetros de mercúrio
MMH-FC	- modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca
MMH-RMS	- modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados da raiz quadrada da média
MMH- $\dot{V}CO_2$	- modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados da produção de gás carbônico
MMLL	- modelo matemático linear-linear
MVV	- modelo visual ventilatório
n <sup>o</sup>	- número
NUPEF	- Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico
O <sub>2</sub>	- oxigênio
PA	- pressão arterial
PAD	- pressão arterial diastólica
PAS	- pressão arterial sistólica

PCR	- ponto de compensação respiratória
PETO <sub>2</sub>	- pressão parcial ao final da expiração do O <sub>2</sub>
PETCO <sub>2</sub>	- pressão parcial ao final da expiração do CO <sub>2</sub>
r	- coeficiente de correlação
Rep	-repouso
RER	- quociente de trocas respiratórias
RMS	- raiz quadrada da média
rpm	- rotações por minuto
FR	- frequência respiratória
r <sub>s</sub>	- coeficiente de correlação de <i>Spearman</i>
S	- onda "S" do eletrocardiograma
s	- segundos
SNC	- sistema nervoso central
SQRR	- soma dos quadrados dos resíduos
ST	- segmento "ST" do eletrocardiograma
T	- onda "T" do eletrocardiograma
TEC	- teste ergométrico clínico
TEFDC-D	- teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau
TEFDC-R	- teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa
t <sub>i</sub>	- instante inicial
t <sub>f</sub>	- instante final
UFSCar	- Universidade Federal de São Carlos
UN	- unidades normalizadas
UNICAMP	- Universidade Estadual de Campinas
UM	- unidade motora
USP	- Universidade de São Paulo
V2	- derivação V2 do eletrocardiograma com eletrodo positivo no 4 <sup>o</sup> espaço intercostal a esquerda do esterno
ṠE	- ventilação pulmonar
VL	- vasto lateral
VLDL	- lipoproteína de densidade muito baixa
ṠCO <sub>2</sub>	- produção de gás carbônico
ṠO <sub>2</sub>	- consumo de oxigênio

$\dot{V}O_{2max}$  - consumo máximo de oxigênio  
vs - versus  
VT - volume corrente  
W - Watts  
W/min - Watts por minuto

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Idade em anos, características antropométricas (peso em quilograma (Kg), altura em metros (m) e índice de massa corpórea (IMC) em quilogramas por metro ao quadrado ( $\text{Kg/m}^2$ ), pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em milímetros de mercúrio (mmHg) e frequência cardíaca (FC) em batimentos por minuto (bpm).....	53
Tabela I.	Valores obtidos dos exames laboratoriais de glicemia, uréia, creatinina, triglicérides, colesterol total, LDL, HDL, VLDL e ácido úrico em mg/dl dos voluntários estudados (n=9).....	110
Tabela II.	Valores médios das aferições de pressão arterial sistólica e diastólica coletadas nos membros superiores direito e esquerdo nas condições supino, sentado e em pé, que foram realizadas em 5 dias não consecutivos para obtenção da linha de base da pressão arterial dos voluntários estudados (n=9).....	111
Tabela III:	Valores de frequência cardíaca (FC), em bpm, pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em mmHg, nas condições de repouso sentado e no pico do TEFDC-D, FC máxima prevista ( $F_{\text{cmáx prev}}$ ) para a idade e a potência pico, em Watts (W), atingida no TEFDC – D dos voluntários estudados (n=9).....	112
Tabela IV.	Descrição dos resultados eletrocardiográficos (ECG) realizado durante o TEFDC-D pelos voluntários (n=9).....	113

Tabela V. Valores de potência, em Watts (W), de frequência cardíaca (FC), em batimentos por minuto (bpm), pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), em mmHg, consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ), em mlO<sub>2</sub>/Kg/min, produção de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ), em ml/min, ventilação ( $\dot{V}E$ ), em l/min e a classificação funcional aeróbia, segundo a *American Heart Association*, obtidos no pico do exercício durante o TEFDC-R.....114

Tabela VI. Valores de potência (W), consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$  mlO<sub>2</sub>/Kg/min, produção de gás carbônico( $\dot{V}CO_2$  ml/min) frequência cardíaca (FC bpm) e RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu V$ ), no nível de exercício em que foi determinado o LA por diferentes metodologias, dos voluntários de meia-idade hipertensos (n=9). Valores apresentados em média, desvio padrão e mediana.....115

## LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau com carga inicial de 4 Watts (W), durante 2 minutos, e incrementos de 25 em 25 W a cada 3 minutos.....22
- FIGURA 2. Ilustração do procedimento experimental no teste de exercício físico dinâmico contínuo tipo rampa. A – Analisador de gás (*MedGraphics CPX/D System*), B – Eletromiógrafo (*Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda*), C – Monitor cardíaco (*ECAFIX TC500*), D – Cicloergômetro (*Corival 400*), E – Esfigmomanômetro (*WanMed*).....26
- FIGURA 3. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R), onde o voluntário permaneceu 60 (s) em repouso, 240 (s) em carga inicial de 4 Watts (W) e a seguir o início do exercício progressivo com incremento de potência de 15 ou 20 W/min, até a potência máxima suportada pelo voluntário..... 28
- FIGURA 4. Ilustração do posicionamento dos eletrodos na derivação MC5 .....29
- FIGURA 5. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, a partir do eletrocardiograma, batimento a batimento em tempo real obtida a partir dos intervalos R-R na condição de exercício. As linhas verticais azuis delimitam o início e o final do exercício físico dinâmico, e a linha vertical lilás o início da rampa do voluntário JC.....30
- FIGURA 6. Ilustração do local onde foi posicionado o eletrodo para registro do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral, no ventre muscular, na distância média entre trocanter maior e cômulo lateral do fêmur.....31

- FIGURA 7. Ilustração do posicionamento dos eletrodos. Em A: eletrodos de superfície de prata - cloreto de prata, B: terminais de acoplamento ao eletrodo de prata – cloreto de prata, C: amplificador e D eletrodo de referência.....32
- FIGURA 8. Ilustração do sinal eletromiográfico com os trechos correspondentes à contração muscular (A) e ao repouso (B) durante a aplicação do protocolo. Dados do voluntário AA.....35
- FIGURA 9. Ilustração da tela do *software MatLab* que representa o espectro de potência do sinal da EMG<sub>s</sub> do músculo vasto lateral do voluntário AA durante todo o período da rampa do protocolo. Em vermelho está representada a frequência máxima, em cinza a média e em azul a mínima.....36
- FIGURA 10. Ilustração da tela do software MatLab que representa em A o sinal eletromiográfico e em B o RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu\text{V}$ ) em função do tempo referente às contrações do músculo vasto lateral do voluntário AA durante todo o período da rampa do protocolo.....36
- FIGURA 11. Ilustração dos dispositivos e componentes utilizados para coleta das variáveis ventilatórias. Em A: pneumotacógrafo de Pilot, B: *sampleline*, C: peça bucal com coletor de saliva, D: pinça para oclusão nasal e E: suporte adaptado para aliviar o peso da peça bucal.....38
- FIGURA 12. Ilustração da tela do sistema de análise ergoespirométrico CPX/D durante o TEFDC-R, mostrando em A, o incremento de potência (W) em azul e a velocidade do cicloergômetro (rpm) em marrom, em B, o consumo de oxigênio ( $\dot{V}\text{O}_2$ ) em litros por minuto em vermelho, a produção de  $\text{CO}_2$  ( $\dot{V}\text{CO}_2$ ), em litros por minuto em azul, a ventilação pulmonar ( $\dot{V}$ ) em litros

por minuto em verde, a frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto em preto. As barras verticais preta correspondem ao início e final do TEFDC-R e a verde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório. As variáveis ventilatórias estão expressas em valores de respiração a respiração de um dos voluntários (JCM).....39

FIGURA 13. Ilustração da tela do sistema de análise ergoespirométrico CPX/D durante o TEFDC-R, mostrando em A, o incremento de potência (W) em azul e a velocidade do cicloergômetro (rpm) em marrom, em B, o consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em litros por minuto em vermelho, a produção de  $CO_2$  ( $\dot{V}CO_2$ ), em litros por minuto em azul, a ventilação pulmonar ( $\dot{V}$ ) em litros por minuto em verde, a frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto em preto. As barras verticais preta correspondem ao início e fim do TEFDC-R e a barra vertical verde corresponde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório. As variáveis ventilatórias estão expressas em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios de um dos voluntários (JCM).....40

FIGURA 14. Representação gráfica das variáveis fornecidas pelo sistema CPX/D após um teste de esforço físico. Consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em ml/min, produção de  $CO_2$  ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min, ventilação pulmonar ( $\dot{V}E$ ) em l/min, quocientes de trocas respiratórias (RER), frequência cardíaca (HR) em bpm, pulso de  $O_2$  ( $\dot{V}O_2/HR$ ) em ml/bpm, equivalentes ventilatório de  $O_2$  ( $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ ) e do  $CO_2$  ( $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ ), pressões parciais ao final da expiração do  $O_2$  (PET  $O_2$ ) e de  $CO_2$  (PET  $CO_2$ ) em mmHg e tempo (Time) em minutos. As variáveis ventilatórias estão expressas em médias móveis de 8

ciclos respiratórios. As barras verticais preta correspondem ao início e fim do exercício físico, bem como do início da rampa de potência. A barra vertical verde corresponde ao ponto de identificação do LAV de um dos voluntários (JCM).....41

FIGURA 15. Representação gráfica no sistema ergoespirométrico MedGraphics CPX/D das variáveis  $\dot{V}CO_2$  (l/min) e  $\dot{V}O_2$  (l/min) em função do tempo, plotadas em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. A faixa em branco corresponde ao trecho analisado de um dos voluntários (JCM).....43

FIGURA 16. Representação gráfica no sistema ergoespirométrico MedGraphics CPX/D das variáveis  $\dot{V}CO_2$  (l/min) e  $\dot{V}O_2$  (l/min) em função do tempo, plotadas em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. A linha vertical verde corresponde ao momento do LA de um dos voluntários (JCM).....45

FIGURA 17. Ilustração do gráfico gerado pela análise do modelo matemático bissegmentar linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ), processados em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. A seta vermelha indica o momento do LA determinado por esta metodologia. Dados de um dos voluntários (JCM)..... 47

FIGURA 18. Ilustração da análise do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (MMH-FC), de um dos voluntários estudados (AA). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca.....49

- FIGURA 19. Ilustração da análise do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), de um dos voluntários estudados (AA). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento do RMS.....49
- FIGURA 20. Ilustração da análise do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico (MMH- $\dot{V}CO_2$ ), de um dos voluntários estudados (AA). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento do  $\dot{V}CO_2$ .....50
- FIGURA 21. Análise dos valores absolutos de frequência cardíaca (FC) durante o teste em rampa de um dos voluntários estudados (JCM) quanto à distribuição dos dados. Em A, estão representados os valores observados em relação aos esperados e em B, estão representados a Curva de Gauss e o histograma do número de observações.....51
- FIGURA 22. Valores de potência (W) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....57
- FIGURA 23. Valores de  $\dot{V}O_2$  (mlO<sub>2</sub>/Kg/min) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados

(n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....58

FIGURA 24. Valores de  $\dot{V}CO_2$  (ml/min) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico(MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....58

FIGURA 25. Valores de FC (bpm) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico(MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....59

FIGURA 26. Valores de RMS do sinal da  $EMG_s$  ( $\mu V$ ) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico(MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....59

- FIGURA 27. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$ , dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....60
- FIGURA 28. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático de Hinkley, aplicados aos dados de FC (MMH-FC), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....61
- FIGURA 29. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático de Hinkley aplicados aos dados de  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....61
- FIGURA 30. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático de Hinkley, aplicados aos dados de RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....62

FIGURA 31. Correlação entre os valores de potência (W) e de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em mlO<sub>2</sub>/Kg/min no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....63

FIGURA 32. Correlação entre os valores de potência (W) e de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....64

FIGURA 33. Correlação entre os valores de potência (W) e de frequência cardíaca (bpm) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....64

FIGURA 34. Correlação entre os valores de potência (W) e do RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu V$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....65

- FIGURA 35. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em mlO<sub>2</sub>/Kg/min e de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....65
- FIGURA 36. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em mlO<sub>2</sub>/Kg/min e de frequência cardíaca (bpm) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....66
- FIGURA 37. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em mlO<sub>2</sub>/Kg/min e RMS do sinal da EMGs ( $\mu V$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....66
- FIGURA 38. Correlação entre os valores de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min e de frequência cardíaca em bpm no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....67
- FIGURA 39. Correlação entre os valores de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min e de RMS do sinal da EMGs ( $\mu V$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....67

FIGURA 40. Correlação entre os valores de frequência cardíaca (bpm) e de RMS do sinal da EMG<sub>s</sub> ( $\mu$ V) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .....68

## RESUMO

**Palavras chaves:** eletromiografia de superfície, exercício com protocolo em rampa, frequência cardíaca, hipertensão arterial, limiar de anaerobiose.

**Objetivo:** Determinar e correlacionar o limiar de anaerobiose a partir da resposta da frequência cardíaca, do sinal eletromiográfico e das variáveis ventilatórias e metabólicas, utilizando metodologias matemáticas e compará-las com o método da análise visual gráfica das variáveis ventilatórias, para estimar a capacidade aeróbia em homens hipertensos de meia-idade. **Metodologia:** 9 homens de meia-idade ( $56,77 \pm 2,81$  anos), ativos ocupacionais, com hipertensão arterial, sem uso de medicamentos, submetidos a um período controle para o perfil da pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) de duas semanas com 3 medições semanais, nas posições supina, sentada e em pé. Os valores de PAS foram determinados no momento do aparecimento do primeiro som (fase I de Korotkoff) e os valores de PAD no desaparecimento do som (fase V de Korotkoff). Os mesmos, foram submetidos a um protocolo de teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R), realizado em cicloergômetro eletromagnético (Corival 400), com carga de 4 Watts (W) durante 4 minutos seguido de um incremento de potência de 15 ou 20 W/min, até a exaustão física e/ou sintoma limitado. Durante todo o TEFDC-R, a FC foi captada por meio de um monitor cardíaco (ECAFIX TC500), batimento a batimento em tempo real, o sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral, foi coletado continuamente (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda), e as variáveis ventilatórias e metabólicas  $\dot{V}O_2$  e  $\dot{V}CO_2$  foram também coletadas respiração a respiração (ergoespirômetro CPX/D da marca MedGraphics). Os dados de potência,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , FC e RMS do sinal da EMG<sub>s</sub> foram analisados por 05 diferentes metodologias que são: método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), o qual foi utilizado como padrão de referência, método do modelo matemático bissegmentado linear-linear (MMLL) aplicado aos dados de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e método do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal da EMG<sub>s</sub> (MMH-RMS), que indicaram o nível de exercício em que foi determinado o LA. Os valores de potência,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , FC e RMS do sinal da EMG<sub>s</sub> foram analisados a partir dos testes estatísticos não paramétricos de Friedman para medidas repetidas seguido de técnica de comparação múltipla (*post-hoc* de Dunn) e teste de correlação de Spearman com nível de significância de  $\alpha = 5\%$ . **Resultados:** para os valores de potência, o modelo MMH- $\dot{V}CO_2$  apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) quando comparado com os 4 outros modelos de análise (MVV, MMLL, MMH-FC e MMH-RMS). Houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para os valores de  $\dot{V}CO_2$  e FC, entre o modelo MMH- $\dot{V}CO_2$  em relação aos modelos MMH-FC e MMH-RMS; para o  $\dot{V}O_2$  entre o modelo MMH- $\dot{V}CO_2$  em relação aos modelos MMLL, MMH-FC e MMH-RMS. O modelo MMH- $\dot{V}CO_2$  apresentou para todas as variáveis estudadas valores menores em relação aos valores determinados pelas outras metodologias. Não houve associação significativa ( $p < 0,05$ ) entre o modelo MVV e os modelos MMLL ( $r_s = 0,56$ ), MMH-FC ( $r_s = 0,40$ ), MMH- $\dot{V}CO_2$  ( $r_s = 0,43$ ) e MMH-RMS ( $r_s = 0,40$ ) para os valores de potência, analisados no nível em que foi determinado o LA. Porém, houve associação significativa entre potência e  $\dot{V}O_2$  ( $r_s = 0,75$ ) e entre potência e FC ( $r_s = 0,69$ ) utilizando-se o modelo MVV considerado no presente estudo como padrão de referência. **Conclusões:** os resultados obtidos no presente estudo,

sugerem que os modelos matemáticos de análise mostraram-se sensíveis na determinação da mudança de padrão das respostas das variáveis estudadas (FC,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  e RMS do sinal eletromiográfico), determinando adequadamente o limiar de anaerobiose, e que o modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$  apresentou-se sempre com menores valores, o que pode estar relacionado ao fato dos voluntários hipertensos estudados apresentarem aumento de atividade do sistema nervoso simpático, e isto pode contribuir para a predominância do metabolismo anaeróbio na produção de energia, que poderia estar relacionado com a composição das fibras musculo-esqueléticas, com predomínio de fibras de contração rápida glicolítica (tipo II-b) em relação a de contração rápida oxidativa (tipo II-a) e de contração lenta (tipo I) podendo resultar em prejuízo do metabolismo aeróbio. Devido a limitação metodológica da não realização de biópsia muscular no presente estudo, sugere-se a continuidade deste trabalho com o referido enfoque.

## ABSTRACT

**Key words:** surface electromyography, ramp protocol, heart rate, arterial hypertension, anaerobic threshold

**Purpose:** quantify the anaerobic threshold (AT), by analysis of the response of heart rate (HR), surface electromyography (SEMG) and the ventilatory and metabolic variables, using mathematical methods and compare with ventilatory visual method to estimate the aerobic ability in hypertensive middle-aged man. **Methods:** nine middle-aged man ( $56,77 \pm 2,81$  years), active, with arterial hypertension, no medication, subject a baseline to control for evaluate the arterial blood pressure profile, was done three times a week during two weeks, in supine, seated and stand up position. Systolic blood pressure (SBP) was recorded in the appearing as the first sound (first-phase Korotkoff), and diastolic blood pressure (DBP), as the fifth sound (fifth-phase Korotkoff). All subjects were submit a performed ramp continuous dynamic physical exercise test (RCDPET), in electromagnetic cycloergometer (Corival 400) in 4 W during 4 minutes, follow up increment of 15 or 20 W/min, until exhaustion and/or sign limit. Heart rate was collected in real time, on a beat-to-beat basis (electrocardiogram ECAFIX TC500), during all RCDPET, vastus lateralis SEMG activity was collected continuous (Lynx Tecnologia Eletronic Ltd) and the ventilatory and metabolic variables  $\dot{V}O_2$  e  $\dot{V}CO_2$  were also collected breath-by-breath quantification of ventilatory volumes and gas exchanges (CPX/D MedGraphics). Workload, heart rate (HR),  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  and surface electromyography (SEMG) analysis by 5 different methods: ventilatory visual graphic method (VVM) used with gold standard, linear-linear bissegmentar mathematical model method (LLMM) applied to carbon dioxide output data and Hinkley mathematical model method applied to heart rate data (HMM-HR),  $\dot{V}CO_2$  data (HMM- $\dot{V}CO_2$ ) and RMS index of SEMG activity data (HMM-RMS), who appoint exercise level in was to detect the AT. Workload, heart rate (HR),  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  and surface electromyography (SEMG) were statistical analysis to non-parametric tests were selected: Friedman test for repeated measures followed by post-hoc Dunn test for multiple comparisons and Spearman correlation test was also used. Significance level was set at 5%. **Results:** HMM- $\dot{V}CO_2$  model present significant difference ( $p < 0,05$ ) when compare with four methods (MVV, MMLL, HMM-FC and HMM-RMS) for values of workload. For values of  $\dot{V}CO_2$  and heart rate, HMM- $\dot{V}CO_2$  model present significant differed ( $p < 0,05$ ) when compare with HMM-FC and HMM-RMS models; for values of  $\dot{V}O_2$ , HMM- $\dot{V}CO_2$  model present significant difference ( $p < 0,05$ ) when compare with MMLL, HMM-FC and HMM-RMS models. The HMM- $\dot{V}CO_2$  model present for all variables minor values in relation the MVV, MMLL, HMM-FC and HMM-RMS models. It was observed no significant correlations ( $p > 0,05$ ) when VVM (gold standard) model was correlation with LLMM ( $r_s = 0,56$ ), HMM-HR ( $r_s = 0,40$ ), HMM- $\dot{V}CO_2$  ( $r_s = 0,43$ ) and HMM- RMS ( $r_s = 0,40$ ) in AT power output values detected by the gold standard. However, it was observed significant correlations ( $p < 0,05$ ) in the correlation workload and  $\dot{V}O_2$  ( $r_s = 0,75$ ), and workload and HR ( $r_s = 0,69$ ) values when utilize VVM (gold standard) model. **Conclusions:** the results found in the present investigation suggest that the mathematical models were effective in detecting the response pattern changes in variables (HR,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  e RMS index of SEMG activity) detecting adequately the AT and the date of workload, heart rate

(HR),  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  and surface electromyographic (SEMG) analyze the HMM- $\dot{V}CO_2$  model present for all variables minor values, and this fact can be associated to hypertensive subjects have a increases in the sympathetic nervous system outflow and than might contribute to prevalence of anaerobic metabolism in the energetic production and this fact can be associated with different skeletal muscle fiber composition, with relative preponderance of glycolytic fast-twitch (type II-b) over oxidative fast-twitch (type II-a) or slow-twitch (type I) and than might contribute to impaired aerobic metabolism. The methodological limitation in this study in no carry out the biopsy to muscle, propose the continuation this topic in this study.

# **INTRODUÇÃO**

## 1. INTRODUÇÃO

A hipertensão arterial (HA) é uma doença que afeta milhões de pessoas em todo o mundo e contribui de maneira expressiva para um grande número de mortes devido a infarto do miocárdio, acidente vascular cerebral e doença renal crônica (KRIEGER, 1999). Segundo a IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL (2002), a HA é um dos fatores de risco cardiovascular mais importante e pode ser entendida como uma síndrome multifatorial que causa elevação sustentada da pressão arterial acima dos limites de normalidade ( $\geq 140/90$  mmHg).

A prevalência da hipertensão arterial é elevada, estimando-se que cerca de 15 a 20% da população brasileira adulta possa ser rotulada como hipertensa, constituindo em um importante fator de risco de morbidade e mortalidade cardiovascular, representando altos gastos em saúde pública. A HA envolve considerável perda de produtividade, representando 40% dos casos responsáveis pela aposentadoria precoce (III CONSENSO BRASILEIRO DE HIPERTENSÃO ARTERIAL, 1998). Dentre as doenças cardiovasculares, 40% das mortes são por acidente vascular encefálico e 25% dos óbitos por doença arterial coronariana (IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL, 2002). Assim, devido à magnitude do problema, tem sido constante a preocupação mundial em ampliar e aperfeiçoar os métodos para diagnóstico e tratamento da HA.

Nas últimas décadas tem sido preconizada a utilização de exercício físico dinâmico que promove uma ação efetiva e fisiologicamente desejável, quando adequadamente prescrito, como tratamento não farmacológico à HA essencial, classificada como estágio 1, correspondente aos níveis pressóricos entre 140 a 159 mmHg para a pressão arterial sistólica (PAS) e entre 90 a 99 mmHg para a pressão

arterial diastólica (PAD) segundo as IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL (2002). Essa recomendação baseia-se em estudos existentes na literatura que têm mostrado decréscimos na pressão arterial (PA) de indivíduos hipertensos submetidos a programa de exercício físico dinâmico aeróbio (MOREIRA W.D., 1999; ISHIKAWA K., 1999 e CARREIRA M. A. M. Q., 2000).

Durante a realização de exercício físico, os diferentes sistemas do organismo sofrem ajustes fisiológicos no sentido de otimizar o transporte de oxigênio ( $O_2$ ) e de nutrientes aos músculos em atividade contrátil, para que haja a manutenção da homeostase do organismo. As respostas cardiorrespiratórias e metabólicas induzidas pela realização do exercício físico estão na dependência de uma série de fatores intrínsecos e extrínsecos, tais como: sexo, idade, condições ambientais (temperatura, pressão atmosférica, umidade do ar), características antropométricas (peso e altura), distribuição e percentual dos tipos de fibras musculares, fatores genéticos, tipo de exercício realizado (dinâmico, isométrico, misto) e intensidade, posicionamento postural, fatores psíquicos, etc (GALLO JR. et al., 1995).

Portanto, os ajustes fisiológicos que ocorrem garantem a execução da contração muscular sob diferentes condições de duração e intensidade contrátil, e dependem da eficiência do sistema cardiovascular, respiratório, sangüíneo e dos músculos em atividade contrátil (incluindo mioglobina e enzimas oxidativas), de modo a adequar o transporte do oxigênio para manter ao longo do tempo a formação de adenosina trifosfato (ATP) e restaurar as reservas que foram consumidas.

Na realização de um exercício físico, o sistema respiratório é exigido no sentido de aumentar o aporte de oxigênio às células, principalmente musculares, e

de remover o gás carbônico produzido tanto pelo metabolismo aeróbio como pelo tamponamento do dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) metabólico excedente (PINHEIRO, 1997; WASSERMAN et al., 1999). As trocas gasosas, ou seja, consumo de oxigênio ( $\dot{V}\text{O}_2$ ) e produção de gás carbônico ( $\dot{V}\text{CO}_2$ ), são afetadas de formas diferentes dependendo do tipo e intensidade de exercício realizado. No transporte de oxigênio ( $\text{O}_2$ ) no músculo, a mioglobina que é encontrada nas fibras musculares esqueléticas e no músculo cardíaco, atua como uma lançadeira para mover o  $\text{O}_2$  da membrana da célula muscular para as mitocôndrias. A mioglobina é encontrada em grandes quantidades nas fibras de contração lenta (de capacidade aeróbia elevada).

Esses processos são controlados por estruturas organizadas em alto grau hierárquico, com centros localizados no sistema nervoso central, e por vias eferentes, que se constituem no chamado sistema nervoso autônomo. MITCHELL (1990), refere que as mudanças na atividade nervosa autonômica sobre o sistema cardiovascular são causadas pela aferência de sinais advindos do sistema nervoso central (SNC) a partir do córtex motor, que é responsável pela ativação e recrutamento de unidades motoras (UM) e que, paralelamente ativa a área de controle cardiovascular no bulbo, mecanismo este chamado de mecanismo neural de comando central. O mecanismo periférico, também chamado de atividade neural reflexa, consiste em uma via reflexa de sinais originados nos músculos em contração e está relacionada com a atividade mecânica e metabólica do músculo em contração (reflexo pressor do exercício).

As fibras sensitivas (aferentes) dos grupos I e II dos músculos esqueléticos, quando ativadas elétrica ou quimicamente, mostram pequena ou nenhuma resposta cardiovascular. Já os receptores neurais do grupo III e IV enviam informações para o centro cardiovascular na medula oblonga modulando a

freqüência cardíaca (FC), débito cardíaco (DC) e pressão arterial (PA). O grupo III agrega fibras mielinizadas chamadas de mecanorreceptores e que, na sua maioria, são ativadas pelas deformações que ocorrem no músculo em contração. O grupo IV é composto por fibras não mielinizadas que têm menor velocidade de condução e estão associadas com os vasos e sistemas linfáticos e, na sua maior parte, são estimuladas pelas mudanças metabólicas que ocorrem durante a contração muscular e são chamadas de metabolorreceptores; que funcionam somente como nociceptores e que são responsáveis pela sensação de dor muscular (MITCHELL, 1990).

A importância destes mecanismos de controle neural em determinar a resposta cardiovascular ao exercício é dependente do tipo de exercício executado (isométrico ou dinâmico), da intensidade do exercício, do tempo transcorrido após o início do exercício e da efetividade do fluxo sanguíneo em suportar as demandas metabólicas do músculo em contração. O exercício físico dinâmico, que é uma das condições fisiológicas mais comuns na vida diária, envolve contração da musculatura esquelética, com encurtamento e relaxamento das fibras em atividade contrátil, e é o mais utilizado como teste de reserva funcional do sistema cardiorrespiratório, e também o mais aplicado como procedimento profilático e terapêutico em doenças que acometem este sistema.

Durante a realização de um exercício físico dinâmico progressivo, a partir de uma determinada intensidade o sistema oxidativo de produção de ATP passa a não ser mais capaz de suprir a crescente demanda de energia proveniente das exigências cada vez maiores das fibras musculares em atividade. Assim, para a manutenção do exercício, é necessária a produção de energia pelo sistema de glicólise anaeróbia (WASSERMAN et al., 1990).

Desta maneira, o estudo das variáveis respiratórias e metabólicas durante um teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa, pode fornecer informações importantes sobre a dinâmica das trocas gasosas em diferentes intensidades de exercício. Dois parâmetros de extrema importância evidenciam as condições do transporte de  $O_2$  durante o exercício físico dinâmico: o consumo máximo ou pico de oxigênio e o limiar de anaerobiose ventilatório (LAV).

Em relação ao LAV, este corresponde ao ponto durante um exercício físico dinâmico submáximo onde ocorre predomínio da participação dos sistemas anaeróbios para produção de ATP, ocorrendo um aumento de gás carbônico proveniente do tamponamento dos íons  $H^+$  resultantes da dissociação do ácido láctico formado durante o exercício. A partir deste momento, ocorre também um aumento da produção de ácido láctico pelo músculo de maneira desproporcional à sua remoção pelos processos de captação e metabolização celulares no fígado, músculos inativos, coração e outros tecidos do organismo. O aumento da concentração sanguínea de íons  $H^+$  promove o estímulo ao centro respiratório, localizado no bulbo, por via humoral ou por meio dos quimiorreceptores periféricos, que vai provocar modificações das respostas das trocas gasosas, tais como aumento da ventilação pulmonar ( $\dot{V}E$ ) e da  $\dot{V}CO_2$ . Assim, o limiar de anaerobiose (LA) pode ser identificado no momento em que se observa um aumento desproporcional da ventilação pulmonar e da produção de dióxido de carbono, relativamente à elevação linear do consumo de oxigênio (BEAVER, 1986).

Apesar de ainda ocorrerem divergências quanto à importância relativa dos vários mecanismos propostos para se explicar a ocorrência do limiar de anaerobiose durante o exercício dinâmico, seguramente este índice se reveste de grande importância, uma vez que é o delimitador de dois estados fisiológicos

marcadamente diferentes observados durante a realização do exercício físico dinâmico (WASSERMAN et al, 1999). Assim, em potências abaixo deste ponto, o comportamento dos sistemas biológicos é linear e, acima deste, não-linear. Nesta última condição, as respostas de frequência cardíaca, ventilação pulmonar e produção de gás carbônico não mais atingem um completo estado de equilíbrio; por outro lado, inicia-se a ativação do sistema nervoso simpático para o coração, arteríolas e medula da supra-renal (com aumento de catecolaminas circulantes), bem como de outros sistemas neuro-hormonais, incluindo o sistema renina-angiotensina-aldosterona (WILMORE & COSTILL, 2002 e WASSERMAN et al, 1999).

A possibilidade de se medir o limiar de anaerobiose por diferentes metodologias como: o método ventilatório (BEAVER, 1986; CRESCÊNCIO, 2002 e SAKABE, 2004), pela resposta da frequência cardíaca (RIBEIRO et al.,1985 e SAKABE, 2004) ou sua variabilidade (ALONSO, 1998), ou pela eletromiografia de superfície (LUCÍA et al., 1997 e SAKABE, 2004), permitiu grandes avanços no estudo do transporte de O<sub>2</sub> em indivíduos saudáveis e principalmente em pacientes com doenças cardiorrespiratórias, possibilitando sua aplicação como ferramenta para avaliação da capacidade funcional e para prescrição de atividades físicas aos indivíduos saudáveis e no tratamento de cardiopatas e de portadores de fatores de risco para doença da artéria coronária (BEAVER, 1996).

A escolha do tipo de equipamentos e de protocolo utilizado durante o teste de esforço físico é de grande importância pois estará diretamente influenciando os ajustes fisiológicos e as respostas cardiovasculares e musculares dos indivíduos. A literatura tem documentado que protocolos com incremento de carga contínuo, também conhecidos como protocolos em rampa, possibilita uma melhor análise das

variáveis ventilatórias e metabólicas pois permite a observação do comportamento das variáveis estudadas em função do tempo e em função da carga de trabalho, além de permitir a identificação do limiar de anaerobiose e da capacidade máxima de exercício de um indivíduo (WASSERMAN et al., 1999; BALDISSERA, 1992; CRESCÊNCIO, 2002 e SAKABE, 2004).

Com relação à detecção do limiar de anaerobiose pela frequência cardíaca, diversas metodologias têm sido propostas (RIBEIRO et al., 1985; HOFMANN et al., 1994; BUNC et al., 1995; MARÃES et al., 1999; SAKABE et al. 2002; FERREIRA, 2003; TEIXEIRA, 2003; SAKABE, 2004). Assim, RIBEIRO et al. (1985), propuseram que o ponto a partir do qual a resposta da frequência cardíaca, em um exercício progressivo, torna-se não linear ao aumento da potência, coincide com o ponto de compensação respiratória e não com o limiar de anaerobiose, proposto por CONCONI et al. (1982). Neste estudo não foi observada diferença significativa entre os valores de potência no ponto de compensação respiratória e no ponto de quebra de linearidade da frequência cardíaca.

HOFMANN et al. (1994), não observaram diferença significativa entre o limiar da frequência cardíaca, determinado por meio de análise do ponto de quebra de linearidade da relação frequência cardíaca/potência, e do ponto de mudança do lactato, considerado como o segundo aumento abrupto da concentração de lactato sanguíneo.

BUNC et al. (1995), em estudo comparativo das diferentes metodologias de detecção do limiar de anaerobiose, observaram que o limiar da FC não foi significativamente diferente do limiar ventilatório, do segundo ponto de quebra da linearidade da relação entre lactato e potência e do limiar da eletromiografia do músculo vasto medial. Estes autores ainda sugerem que o limiar

da frequência cardíaca pode ser utilizado como um método alternativo na determinação do limiar de anaerobiose em indivíduos destreinados. Neste estudo, no entanto, a frequência cardíaca foi captada em intervalos de 5 segundos (s) e não batimento a batimento, e as variáveis ventilatórias foram coletadas a cada 30 s e não respiração a respiração.

MARÃES et al. (1999), SAKABE et al. (2002), FERREIRA (2003) e TEIXEIRA (2003), em estudos prévios realizados em nosso Laboratório sobre o comportamento e função do sistema nervoso autônomo na resposta da frequência cardíaca durante testes de exercício físico dinâmico descontínuo do tipo degrau, propuseram que o limiar de anaerobiose pode ser detectado indiretamente, pela observação da perda da estabilidade da frequência cardíaca a partir de uma determinada potência testada.

ALONSO et al. (1998), em estudo do comportamento da frequência cardíaca e sua variabilidade durante teste ergoespirométrico progressivo máximo utilizando protocolo do tipo degrau, observaram que a variabilidade da frequência cardíaca, calculada pelo desvio padrão dos intervalos R-R (i-RR), atingia níveis significativamente inferiores em relação à condição de repouso após o limiar de anaerobiose e após 60% do consumo pico de oxigênio. Neste estudo, a frequência cardíaca aumentou concomitantemente ao aumento da intensidade do exercício físico.

Outra ferramenta utilizada na estimativa não invasiva do limiar de anaerobiose é a eletromiografia de superfície (EMG<sub>s</sub>), por meio da análise dos sinais eletromiográficos, pois durante a contração muscular, ocorre a despolarização das fibras musculares, produzindo atividade elétrica, que representa o potencial de ação da unidade motora (UM). Este potencial de ação pode ser registrado na superfície da

pele, por meio de colocação de eletrodos, que captam e medem a diferença de potencial do sinal mioelétrico (NAGATA et al., 1981).

Assim esta metodologia tem sido usada em exames diagnósticos, para determinar as alterações fisiológicas ocorridas num músculo durante seu processo de contração, além de analisar a capacidade de resistência do músculo, a biomecânica muscular, o aprendizado motor, desordens neuromusculares, fadiga muscular, recrutamento de unidades motoras durante o tempo, intensidade e tipo de contração e pode também ser utilizado na determinação do LA (MORITANI & YOSHITAKE, 1998).

O músculo esquelético pode ser constituído tanto por fibras de contração rápida (CR) como de contração lenta (CL), como ocorre no músculo vasto lateral, que foi analisado neste estudo, sendo que as quantidades relativas do tipo de fibra de contração rápida ou lenta, varia de músculo para músculo e de indivíduo para indivíduo (WILMORE & COSTILL (2002).

O limiar de despolarização das unidades motoras varia de acordo com as características estruturais e funcionais das fibras musculares que são classificadas em dois tipos: a de contração lenta (CL) classificadas como oxidativas, do tipo I, vermelhas, tônicas ou aeróbias, e as de contração rápida (CR) classificadas como fibras do tipo II, brancas e rápidas que são classificadas em tipo II-a que são denominadas glicolíticas oxidativas rápidas e as tipo II-b que são denominadas glicolíticas rápidas. As fibras de contração rápida (CR) apresentam alto limiar de recrutamento das unidades motoras e maior frequência de disparo e são menos resistentes à fadiga (DE LUCA & ERIM, 1994; ERIM, 1996).

Deve ser enfatizado que a literatura mostra amplas evidências, no sentido de que o sistema nervoso central controla tanto o recrutamento de novas

unidades motoras, como a modulação da frequência de despolarização das unidades motoras já ativadas, objetivando manter uma força desejada e efetiva (DE LUCA & ERIM, 1994). BASMAJIAN & DE LUCA (1985), observaram que com o aumento da força de contração, ocorria aumento crescente do número de recrutamento das unidades motoras e aumento da frequência de disparo de cada uma delas, até que os potenciais individuais fossem somados e não mais reconhecidos, sendo observado um padrão de interferência (tetania). Este é o achado normal, diante de uma contração vigorosa, quanto maior a força de contração, mais unidades motoras são recrutadas e a amplitude do sinal aumenta.

Outros autores referem que em níveis de força muscular relativamente baixos, as maiores contribuições para o desenvolvimento de tensão muscular estão no recrutamento de unidades motoras, enquanto que em níveis de forças superiores o aumento da frequência de disparo das unidades motoras é que contribui para o aumento da tensão muscular (MILNER-BROWN et al., 1973; TANJI & KATO, 1973; DE LUCA & ERIM, 1994).

NAGATA et al. (1981), referem que o aumento progressivo na frequência de descarga das unidades motoras já ativadas e/ou de algumas recém recrutadas, poderia ser para compensar o déficit na força desenvolvida, em consequência de que o suprimento de ATP para as fibras musculares oxidativas de contração lenta, pela fosforilação oxidativa, torna-se inadequado e deve ser suplementado pela reserva de energia disponível através da glicólise anaeróbia, levando a uma acidose metabólica. Durante a acidose láctica, que ocorre no LA, verifica-se uma taxa metabólica específica para cada indivíduo, que tem como causa principal o suprimento inadequado de oxigênio. Assim, o LA pode então ser considerado como um importante método de avaliação da habilidade do sistema

cardiovascular e respiratório em manter o suprimento de  $O_2$  de forma adequada a fim de se manter o metabolismo aeróbio durante o exercício.

Em relação as UM um parâmetro que reflete bem a frequência de disparo e o número de UM recrutadas durante a contração muscular permitindo a quantificação dos sinais mioelétricos é o cálculo da *root mean square*, ou, RMS, que representa a raiz quadrada da média dos sinais coletados. Este método de avaliação dos sinais mioelétricos fornece informações sobre a amplitude destes sinais em microvolts (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; SILVA, 1998) e reflete um menor ou maior grau de atividade muscular durante o exercício físico. JAMES et al. (1998), referem que os valores de RMS aumentam proporcionalmente em relação à intensidade de exercício, durante teste de exercício incremental em cicloergômetro.

A determinação do limiar de anaerobiose por diferentes metodologias de análise é referida na literatura principalmente com indivíduos saudáveis, atletas e portadores de doença pulmonar obstrutiva. Há poucos trabalhos sobre este assunto referente a hipertensos. Dentro deste contexto, não causa surpresa a constatação de que o estudo do exercício físico na hipertensão arterial ainda se encontre numa fase na qual persistam muitas dúvidas, quanto a importantes aspectos teóricos e práticos, que envolvem a aplicação do exercício físico, quer seja para avaliação funcional ou para prescrição de protocolos de tratamento (GALLO JR, 1997).

No que se refere às respostas das variáveis FC, PA,  $\dot{V}O_2$  e  $\dot{V}CO_2$ , ao exercício físico dinâmico nos indivíduos com hipertensão arterial leve, deve-se mencionar que, embora sejam semelhantes às encontradas em indivíduos saudáveis, diferenças quantitativas e até mesmo qualitativas podem ocorrer. A elevação dos níveis pressóricos durante o exercício físico dinâmico no indivíduo com hipertensão arterial essencial (estágio I), tem a mesma explicação que à referida para indivíduos

sadios, ou seja, o aumento se dá pelo débito cardíaco. Já no hipertenso grave e naqueles com disfunção do ventrículo esquerdo, essa elevação ocorre às custas de um aumento predominante da resistência vascular periférica (KRIEGER, 1999).

Por outro lado, MODESTI et al., 1994 refere que geralmente os hipertensos têm perda da integridade endotelial, apresentando não só redução da dilatação vascular, como um efeito paradoxal, de vasoconstricção das artérias coronárias. Esta redução pode prejudicar o aporte de oxigênio para o músculo esquelético em contração, gerando uma maior dependência do metabolismo anaeróbio nos hipertensos do que em normotensos durante o exercício físico. Para o mesmo nível de exercício, ocorre uma maior produção de gás carbônico ( $\text{CO}_2$ ) nos hipertensos. Durante o exercício, a produção de gás carbônico ( $\dot{V}\text{CO}_2$ ) aumenta linearmente em relação ao consumo de oxigênio ( $\dot{V}\text{O}_2$ ) e o metabolismo é principalmente aeróbio até o limiar de anaerobiose que é alcançado em níveis de esforço anteriores nos hipertensos.

Acima deste valor, a curva da produção de gás carbônico ( $\dot{V}\text{CO}_2$ ) passa a apresentar aumento excessivamente maior refletindo a predominância do metabolismo anaeróbio. Por outro lado, em estudo com indivíduos hipertensos, em exercício físico dinâmico do tipo rampa, WASSERMAN et al. (1999), observou que o comportamento da FC apresenta-se semelhante ao dos indivíduos normais.

MODESTI et al. (1994), não detectou em seu estudo, diferenças entre as variáveis ventilatórias e metabólicas na fase inicial do exercício físico entre hipertensos e normotensos. Já durante o exercício físico com incremento de carga, os hipertensos apresentam uma maior redução do pH e dos mediadores responsáveis pela vasodilatação endotelial, em relação aos normotensos, o que pode acarretar em um prejuízo metabólico para os primeiros. Após a vasodilatação

inicial no músculo ativo, dois sistemas reflexos aumentam a ativação simpática e têm uma ação vasoconstrictora. O primeiro é a atividade paralela de recrutamento do moto neurônio  $\alpha$  e tem um importante papel na frequência cardíaca e um menor papel na atividade constrictora no leito vascular periférico. Por outro lado há a ativação metabólico reflexa no músculo esquelético, levando a mudanças na concentração metabólica no interstício dos músculos em atividade, aumentando o fluxo simpático para o músculo esquelético com uma menor influência na frequência cardíaca. Este último reflexo é particularmente importante na hipertensão arterial, por induzir uma marcante redução no fluxo sanguíneo para o músculo em contração e pode contribuir para a prevalência do metabolismo anaeróbio.

Um segundo aspecto importante é a diferente composição de fibras musculares na HA. A relativa preponderância do tipo de fibra glicolítica de contração rápida (tipo II-b) sobre a oxidativa rápida (tipo II-a) ou a de contração lenta (tipo I) pode prejudicar o metabolismo aeróbio. De fato, a redução do metabolismo aeróbio implica em um aumento da resistência vascular periférica durante o exercício (MODESTI et al., 1994).

Desta maneira, no que se refere ao comportamento da resposta da frequência cardíaca, da atividade muscular, através da EMGs e das variáveis ventilatórias durante protocolos de exercício físico dinâmico contínuo, são poucos os estudos que analisam estas variáveis de forma conjunta na determinação do LA em pacientes hipertensos.

Dentro deste contexto, a justificativa do presente estudo é determinar o limiar de anaerobiose por metodologias não invasivas de ajustes de modelos matemáticos que permitam identificar o ponto de mudança das variáveis FC,  $\dot{V}CO_2$

e do sinal eletromiográfico para a avaliação de respostas cardiovasculares e musculares ao exercício físico em hipertensos.

Estas metodologias trariam benefícios na prática clínica da avaliação da capacidade funcional de indivíduos hipertensos, submetidos a programas terapêuticos farmacológicos e não farmacológicos beneficiando a prescrição de programas de treinamento físico e de tratamento clínico, uma vez que são técnicas mais simples, de fácil acesso e menos onerosas em relação a utilização do equipamento de ergoespirometria, que tem um custo elevado não sendo acessível ao atendimento da população.

## **OBJETIVOS**

## 2. OBJETIVOS

1. Determinar e correlacionar o limiar de anaerobiose a partir da resposta da frequência cardíaca, do sinal eletromiográfico e das variáveis ventilatórias e metabólicas, utilizando metodologias matemáticas.
2. Comparar estas técnicas com o método da análise visual gráfica das variáveis ventilatórias, para estimar a capacidade aeróbia em homens hipertensos de meia-idade durante teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa.

## **CASUÍSTICA E MÉTODOS**

### **3. CASUÍSTICA E MÉTODOS**

#### **3.1. Casuística**

Foram estudados 9 voluntários do sexo masculino, com idade entre 50 e 60 anos (média de  $56,77 \pm 2,81$ ), ativos ocupacionais, que trabalham como jardineiros na UFSCar, sendo 5 portadores de hipertensão arterial leve (estágio 1) que corresponde a níveis pressóricos de PAS de 140-159 mmHg e PAD de 90-99 mmHg, e 4 voluntários classificados no estágio 2 com valores de PAD correspondente a níveis pressóricos entre 100 a 110 mmHg segundo classificação da IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL (2002).

#### **3.2. Aspectos éticos**

Este projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos - UFSCar – São Carlos, com o parecer nº 065/2002 (Apêndice 1).

Todos os voluntários foram primeiramente esclarecidos e orientados sobre os procedimentos experimentais a que seriam submetidos no presente estudo, bem como sobre o caráter não invasivo dos mesmos. Foi então apresentado o termo de consentimento formal (Apêndice 2), e após ler e concordar, assinaram para participar voluntariamente deste estudo, conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

#### **3.3. Critérios de inclusão**

- Ser do sexo masculino
- Idade entre 50 e 60 anos;

- Não tabagistas e não etilistas;
- Não usuários de medicações anti-hipertensivas, cardioativas e antivertiginosas durante a realização dos testes experimentais;
- Não usuários de drogas que causem dependência química;
- Índice de massa corporal até 29,9 Kg/m<sup>2</sup>;
- Membro inferior direito dominante;
- Eletrocardiograma (ECG) de esforço com diagnóstico negativo para isquemia do miocárdio;
- Exames laboratoriais em níveis normais ou controlado para a idade;
- Ausência de quaisquer patologias do sistema respiratório e músculo esquelético;
- Sem história clínica de doença cardíaca de Chagas.

Para tanto, os voluntários foram submetidos a exames de avaliação clínica geral, complementada por exames laboratoriais e teste ergométrico para detectar possíveis alterações ou outra doença que contra-indicasse a participação dos mesmos no estudo.

### **3.4. Avaliação clínica**

Na avaliação clínica os voluntários foram submetidos a:

#### **3.4.1. Anamnese**

Constando de uma ficha de avaliação dos dados pessoais, idade (anos), hábitos de vida e alimentar, antecedentes familiares, história pregressa e atual de possíveis doenças, entre outros (Apêndice3).

### **3.4.2. Avaliação fisioterapêutica**

Constou da aplicação da ficha de avaliação fisioterapêutica contendo: inspeção geral, avaliação postural, testes de prova de função muscular específicas, mensuração do membro inferior direito e esquerdo, medidas antropométricas (peso, altura e índice de massa corporal), aferição da FC (bpm), pressão arterial sistólica e diastólica em repouso (duas medidas), ausculta cardíaca e pulmonar (Apêndice 3).

### **3.4.3. Exames laboratoriais de rotina**

Foram realizados exames laboratoriais complementares de perfil lipídico (HDL, LDL e VLDL, colesterol total e triglicérides), hemograma completo, urina tipo I, creatinina sérica, uréia, ácido úrico e glicemia de jejum. Os resultados estão expressos na tabela I (Apêndice 4).

### **3.4.4. Exame eletrocardiográfico**

O eletrocardiograma (ECG) convencional de 12 derivações foi realizado em repouso, na posição supina antes e após o teste ergométrico. Para registro do ECG utilizou-se um eletrocardiógrafo de 3 canais (ESAOTE P80).

### **3.4.5. Teste clínico de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC- D)**

Este teste foi conduzido por um médico cardiologista e acompanhado pela pesquisadora tendo por finalidade a avaliação da capacidade funcional e do sistema cardiovascular, bem como diagnosticar possíveis alterações como isquemia do miocárdio e/ou patologias cardiovasculares associadas que contra-indicassem a prática de exercício físico. Utilizou-se o cicloergômetro de frenagem eletromagnética,

Corival 400, com variação de potência de 0 a 400 Watts (W) controlado por um microprocessador modelo Workload Programm, ambos da marca Quinton (Groniger, Netherlands). A potência inicial foi de 4 Watts (W) por um período de 2 minutos (min), com o intuito de aquecimento, e posteriormente foram introduzidos incrementos de 25W em 25W a cada 3 minutos (figura 1). O teste prosseguiu até que o voluntário atingisse a frequência cardíaca máxima estimada para homens, ou até a exaustão física e/ou o surgimento de sinais e sintomas limitantes.

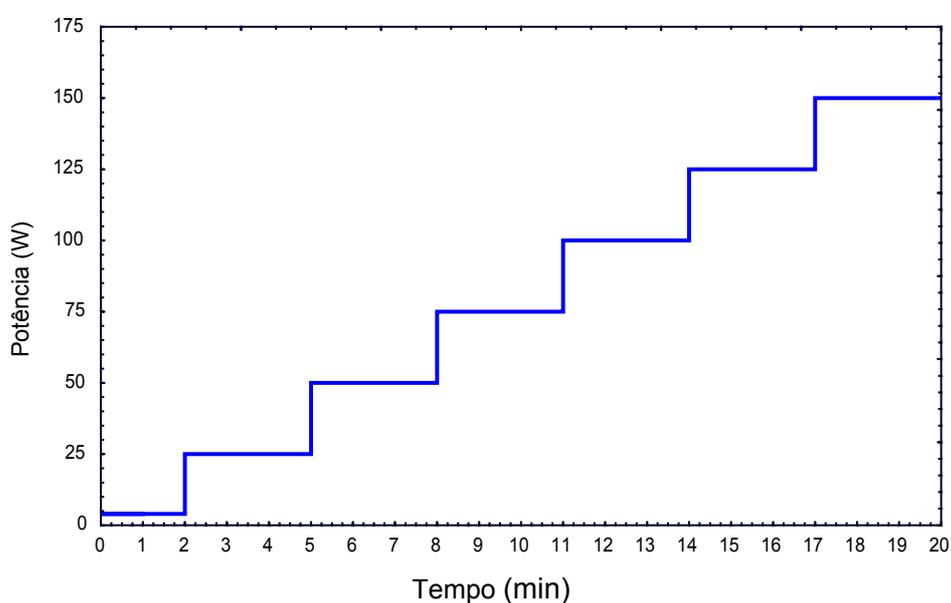


FIGURA 1. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau com carga inicial de 4 Watts (W), durante 2 minutos, e incrementos de 25 em 25W a cada 3 minutos.

Os voluntários foram monitorizados continuamente nas derivações eletrocardiográficas MC5, DII e V2 modificados, nas posições supina, sentada, hiperventilando e durante todo o teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D).

Os eletrodos foram posicionados da seguinte maneira:

- MC5: o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio, o positivo no quinto espaço intercostal em direção à linha axilar anterior esquerda referente a V5 e o eletrodo neutro no quinto espaço intercostal direito;
- DII: o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio esternal e o positivo no sexto espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior;
- V2: eletrodo positivo no quarto espaço intercostal a esquerda do esterno.

O registro do ECG, da frequência cardíaca (bpm), das aferições das PAS e PAD (mmHg) foram realizadas nas posições supina, sentada, hiperventilando, nos 15 (s) finais de cada nível de exercício e aos 60, 180, 360 e 540 (s) respectivamente após o teste.

Toda a avaliação foi realizada para assegurar as condições de saúde dos voluntários e diagnosticar possíveis alterações que contra-indicassem a participação na pesquisa.

### **3.5. Linha de base da pressão arterial (PA)**

Foi realizado um registro da PAS e da PAD (mmHg) durante duas (2) semanas, aferidas em 5 dias não consecutivos, para obtenção do perfil pressórico dos voluntários. Previamente a aferição os voluntários permaneciam 15 minutos em repouso na posição supina para que houvesse uma medida controle de FC e PA. A pressão arterial foi aferida nas posições supina, sentada e em pé sendo 2 medidas

em cada posição, intervaladas de 5 minutos, em ambos os membros superiores. Utilizou-se o método auscultatório na região da artéria braquial, sendo os valores de PAS (mmHg) determinados no momento do aparecimento do primeiro som (fase I de KOROTKOFF) e os valores de PAD (mmHg) no desaparecimento do som (fase V de KOROTKOFF). Este procedimento foi aplicado para todas as coletas da PA durante o estudo.

Todas as medidas foram feitas utilizando-se um esfigmomanômetro de coluna de mercúrio (Wan Med) e realizadas pelo mesmo observador. Os voluntários compareceram sempre no mesmo horário no período da manhã para evitar interferências circadianas.

Para melhor ilustração dos valores de PAS e PAD (mmHg), foi feita a média dos valores brutos obtidos nos membros superiores direito e esquerdo nas posições supina, sentada e em pé, nos 5 dias de aferição, segundo mostra a tabela II (Apêndice 4).

### **3.6. Procedimento experimental e controle ambiental**

O estudo foi conduzido no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF) e na Unidade Especial de Apoio em Fisioterapia Cardiovascular da UFSCar - São Carlos, no período da manhã, em horário previamente marcado com os voluntários que foram informados a comparecer com vestimenta adequada à prática de atividade física, com calçado do tipo tênis, e a realizar uma refeição leve, pelo menos duas horas antes do início do teste. Os mesmos foram orientados a não praticar atividades físicas intensas como corrida, caminhada longa, e a não ingerir alimentos e bebidas estimulantes, como chocolate, café, chá e bebidas alcoólicas no

dia anterior ao teste, bem como no dia do teste, pois poderiam influenciar as variáveis cardiovasculares, respiratórias e musculoesqueléticas.

Estas orientações foram verificadas no dia do teste, e os casos que não atenderam as solicitações foram transferidos para outra data.

A sala de teste foi previamente preparada antes de cada procedimento do estudo, tanto para a avaliação clínica como para o protocolo experimental, mantendo-se a temperatura entre 22<sup>o</sup> e 24<sup>o</sup> Celsius e a umidade relativa do ar entre 50 e 60%. Para a medição dos valores de temperatura e umidade relativa do ar foi utilizado um higrotermômetro *hygrometer thermo clock (Templec™)*. A temperatura foi controlada artificialmente por um aparelho de ar condicionado modelo *Mini Split (TEMPSTAR®)*.

Também foi realizada a calibração de todos os equipamentos que foram utilizados para aquisição dos sinais biológicos coletados durante o experimento.

Após a chegada do voluntário à sala de experimento, o mesmo era mantido em posição supina por 900 segundos seguido da aferição da pressão arterial e da frequência cardíaca para verificar se as condições basais eram satisfatórias para iniciar-se os testes. Antes porém, os voluntários foram submetidos aos procedimentos de tricotomia e limpeza da pele, tanto no tórax quanto no membro inferior direito, para a colocação dos eletrodos de registro do ECG e do eletromiógrafo (EMG<sub>s</sub>), respectivamente.

Os voluntários foram orientados a manterem a velocidade do cicloergômetro em torno de 60 rotações por minuto (rpm), a não realizarem contrações isométricas com os membros superiores e que informassem à

pesquisadora sobre qualquer alteração percebida no seu estado geral que inviabilizasse o teste.

A sala de teste era mantida com a porta fechada permanecendo três pessoas, sendo um voluntário e dois pesquisadores a fim de manter-se o máximo de silêncio para que se pudesse evitar interferências que viessem alterar o experimento.

A figura 2 ilustra o experimento.

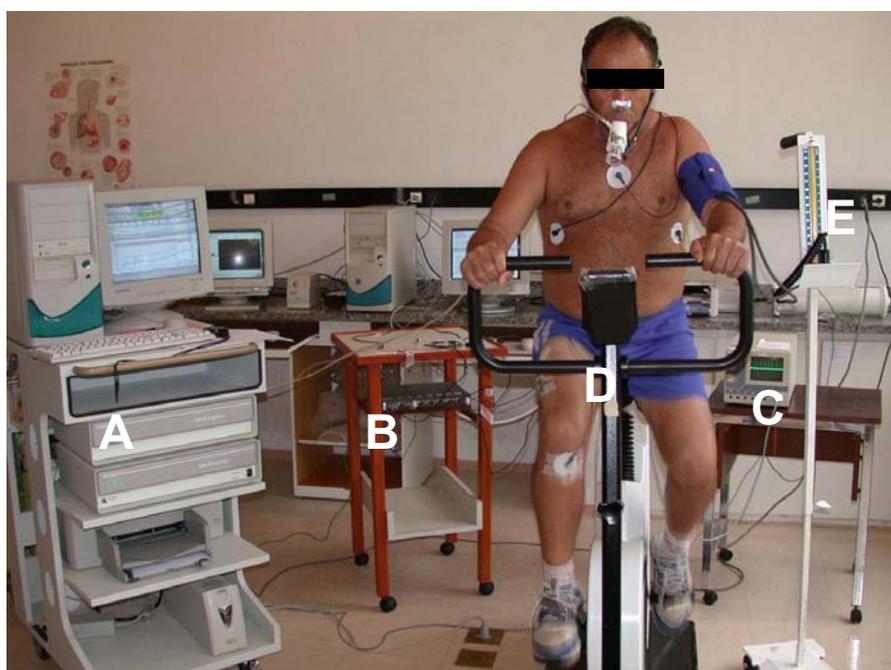


FIGURA 2. Ilustração do procedimento experimental no teste de exercício físico dinâmico contínuo tipo rampa. A – Analisador de gases (*MedGraphics CPX/D System*), B – Eletromiógrafo (*Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda*), C – Monitor cardíaco (*ECAFIX TC500*), D – Cicloergômetro (*Corival 400*), E – Esfigmomanômetro (*WanMed*).

### **3.7. Protocolo experimental**

#### **3.7.1. Teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa – TEFDC-R**

Esse teste teve como objetivo avaliar a capacidade aeróbia dos voluntários por meio da resposta das variáveis ventilatórias e metabólicas no momento do LAV assim como determinar as respostas da frequência cardíaca (FC), das variáveis ventilatórias e metabólicas e da eletromiografia de superfície (EMG<sub>s</sub>). Estas variáveis foram coletadas durante todo o período do TEFDC-R.

Este protocolo, consistiu de um período de 60 (s) em repouso sentado no cicloergômetro, sendo que após esse período foi acionado o software (*Breeze Suíte*) acoplado ao microprocessador do equipamento analisador de gases (*MedGraphics CPX/D System*) que automaticamente controlou um período de 240(s) a uma potência de 4W para aquecimento dos membros inferiores e ajustes das funções cardiorespiratórias, e em seguida, também automaticamente, foi iniciado o período da rampa com um incremento de potência progressivo que variou entre 15 e 20 W/min, calculado individualmente, segundo a fórmula (equação 1) proposta por WASSERMAN et al. (1999), até que se alcançasse a FC máxima ou que os voluntários manifestassem sinais de estafa física (figura 3).

Após a interrupção do incremento de potência a carga foi diminuída automaticamente para 25W por um período de recuperação de 120 segundos.

Este período de recuperação teve o objetivo de evitar 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.

$$\text{Incremento (W/min) de carga} = \frac{\dot{V}O_2 \text{ pico do esforço (ml/min)} - \dot{V}O_2 \text{ basal em repouso (ml/min)}}{100}$$

(Equação 1)

onde:  $\dot{V}O_2$  pico do esforço (ml/min) = altura (cm) – idade (anos) X N

$\dot{V}O_2$  basal em repouso (ml/min) = 150 + 6 X peso (Kg)

N = 20 para os homens

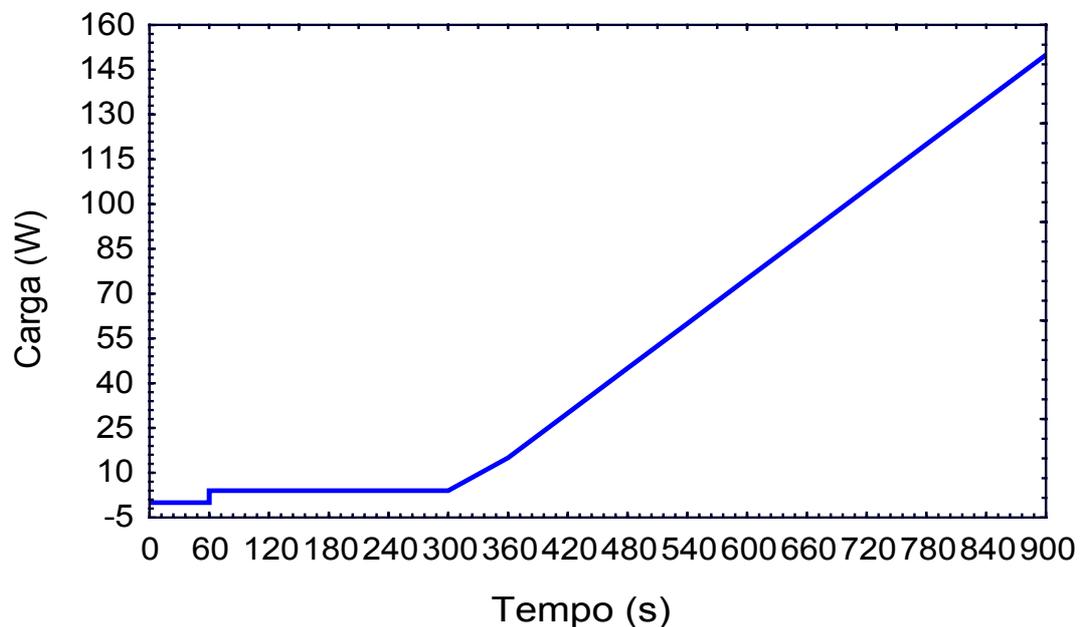


FIGURA 3. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R), onde o voluntário permaneceu 60 (s) em repouso, 240 (s) em carga inicial de 4 Watts (W) e a seguir o início do exercício progressivo com incremento de potência de 15 ou 20 W/min, até a potência máxima suportada pelo voluntário.

Os voluntários foram submetidos a aferição da PA (mmHg) aos 300, 480, 660 segundos, e no instante da carga máxima suportada durante o TEFDC-R. A PA (mmHg) também foi aferida aos 60, 180, 360 e 540 segundos do período de recuperação.

### 3.8. Procedimentos para captação e processamento dos sinais biológicos

#### 3.8.1. Eletrocardiografia

Os voluntários foram monitorizados na derivação MC5, com o eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio, o positivo na região do quinto espaço intercostal na linha axilar anterior esquerda e o eletrodo neutro no quinto espaço intercostal direito. Tal disposição foi escolhida para se obter uma maior diferença entre os picos das ondas R e os picos das ondas T, dos sinais eletrocardiográficos (figura 4).

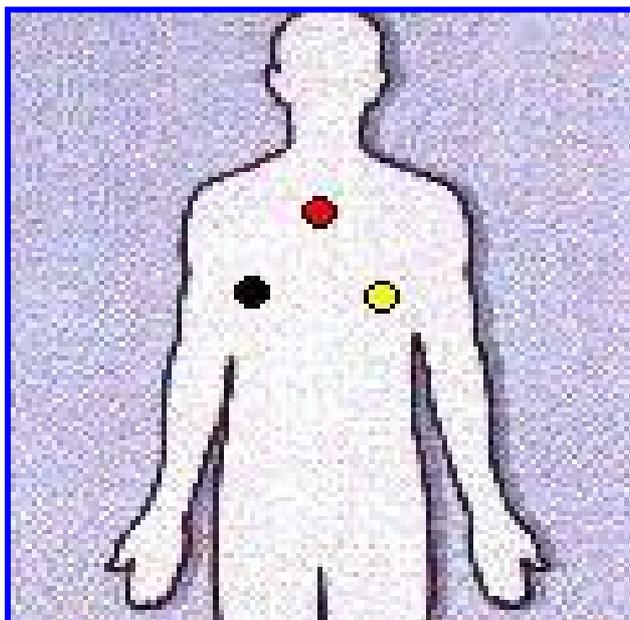


FIGURA 4. Ilustração do posicionamento dos eletrodos na derivação MC5.

Os sinais eletrocardiográficos foram captados a partir de um monitor cardíaco de 1 canal (ECAFIX TC500), e processados por meio de um conversor analógico digital Lab. PC+ (*National Instruments, CO.*), que constitui uma interface entre o monitor cardíaco e o microcomputador. A FC foi obtida e calculada a partir

dos intervalos R-R (iR-R) do ECG que foram registrados utilizando-se um programa de processamento de sinais (SILVA *et al.*, 1994 e OLIVEIRA *et al.*, 1996) (figura 5).

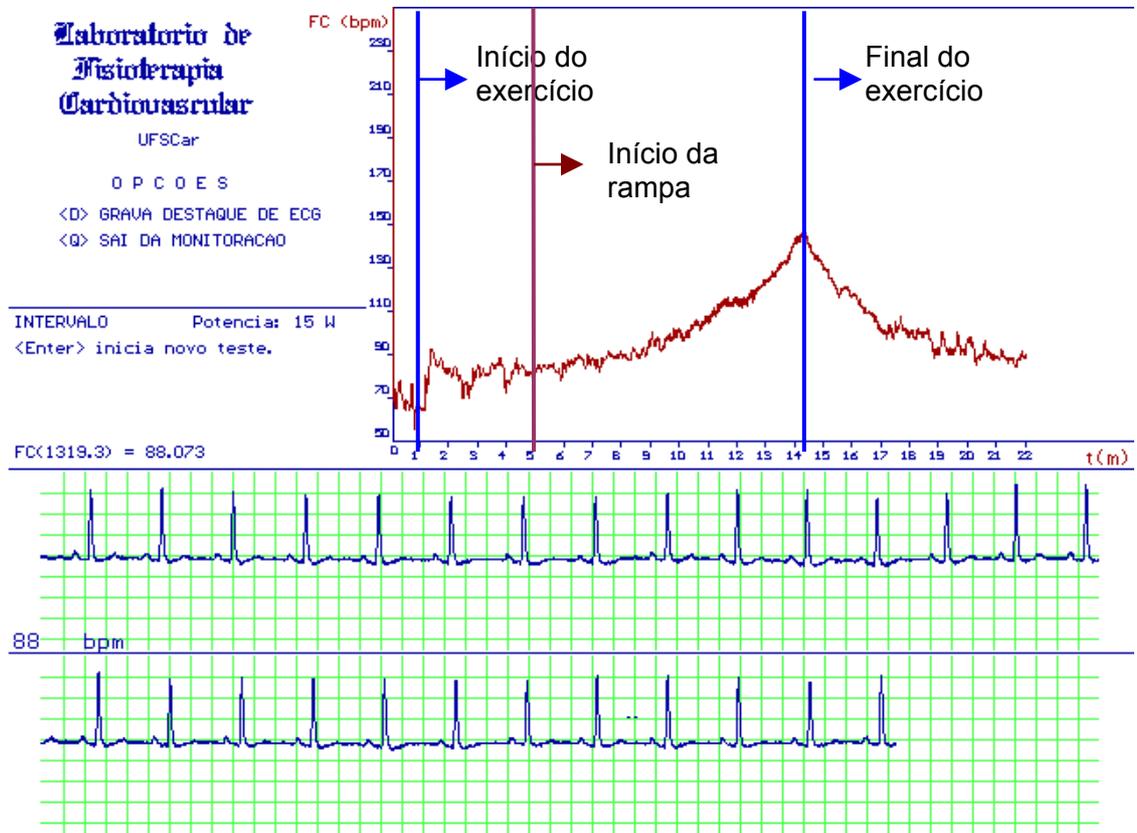


FIGURA 5. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, a partir do eletrocardiograma, batimento a batimento em tempo real obtida a partir dos intervalos R-R na condição de exercício. As linhas verticais azuis delimitam o início e o final do exercício físico dinâmico, e a linha vertical lilás o início da rampa do voluntário JC.

### 3.8.2. Eletromiografia de superfície (EMG<sub>s</sub>)

Foi realizada tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool, e posteriormente houve a fixação dos eletrodos com fita adesiva (*Micropore*) sobre o ventre do músculo vasto lateral (VL) direito longitudinalmente em relação às suas fibras no ponto médio entre o trocanter maior e o côndilo lateral do fêmur (figura 6)

segundo técnica descrita por BASMAJIAN (1985) e JAMMES et al. (1998). O VL foi escolhido por tratar-se de um músculo muito estudado em exercícios realizados em bicicleta ergométrica (NAGATA et al., 1981; VITASSALO et al., 1985 e JAMMES et al., 1998).

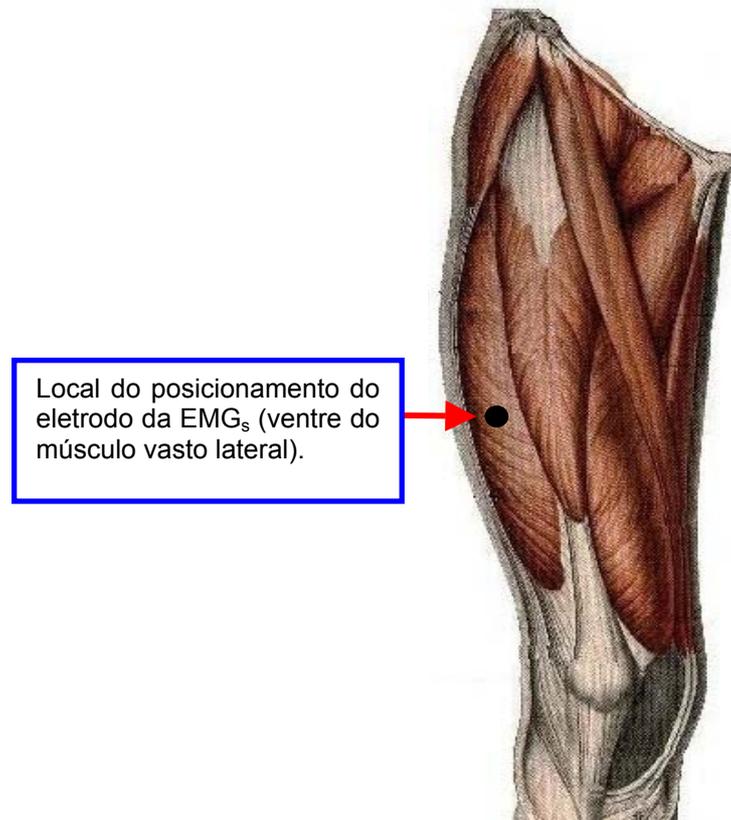


FIGURA 6. Ilustração do local onde foi posicionado o eletrodo para registro do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral, no ventre muscular, na distância média entre o trocanter maior e o côndilo lateral do fêmur.

Na figura 7 está representado a colocação dos eletrodos de superfície. Os eletrodos utilizados foram de prata-cloreto de prata (Noraxon *Dual Electrodes*<sup>®</sup>) com distância inter-eletrodo de 2 cm, de centro a centro (figura 7A), acoplados por meio de terminais específicos (figura 7B) a um dispositivo diferencial ativo adaptado (figura 7C), o qual foi responsável pela diferenciação entre os dois pólos dos

eletrodos. Tanto os terminais quanto o dispositivo diferencial foram fabricados especialmente para estes tipos de eletrodos. O eletrodo de referência (figura 7D) foi posicionado sobre a tuberosidade da tíbia do membro inferior direito do voluntário.

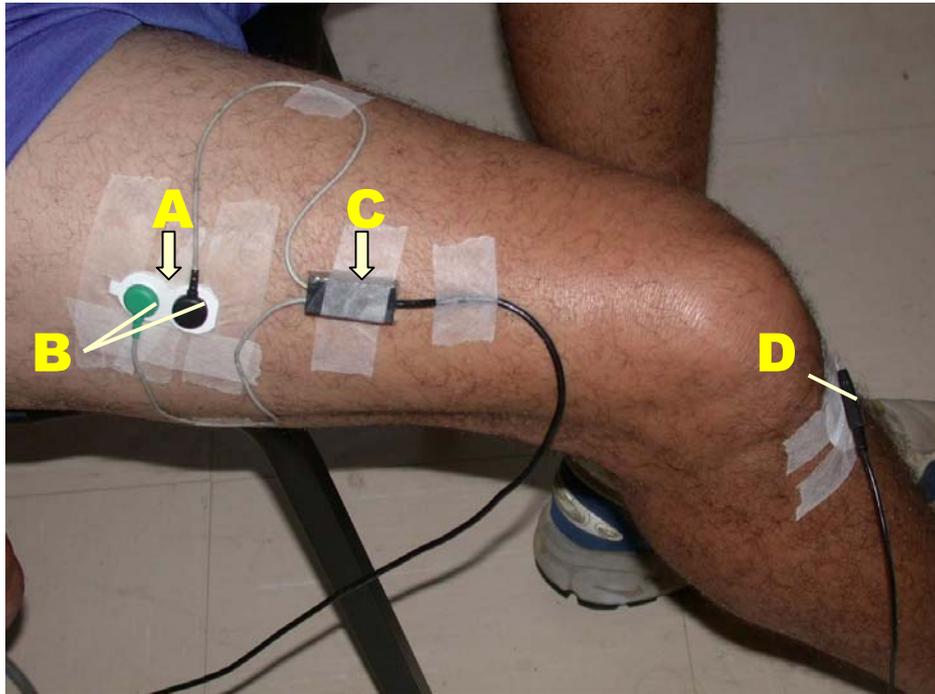


FIGURA 7. Ilustração do posicionamento dos eletrodos. Em A: eletrodos de superfície de prata - cloreto de prata, B: terminais de acoplamento ao eletrodo de prata - cloreto de prata, C: amplificador e D eletrodo de referência.

Para a aquisição da eletromiografia de superfície foi utilizado um eletromiógrafo computadorizado de dezesseis canais (*Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.*) e um programa de aquisição de sinais (*AqDados5*). O equipamento é composto de um módulo condicionador de sinais de 16 entradas analógicas simples (*MCS 1000V2*), uma placa conversora analógico-digital (*CAD 12/32*) de 12 bits de resolução com amplificador, interfaceados a um microcomputador. Os sinais da  $EMG_s$  foram processados por um filtro digital passa banda, sendo o passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz. A frequência de amostragem, do conversor

analógico-digital foi 1000 Hz, com faixa de tensão de entrada do sinal no canal analógico de – 10.000 a + 10.000 microvolts ( $\mu\text{V}$ ).

A calibração do eletrodo foi com ganho de 1000, sendo 20 vezes no eletrodo e 50 vezes na placa, obtendo-se assim um ponto de referência de calibração a ser posteriormente utilizado (de acordo com o manual do fabricante).

A captação da EMGs foi realizada durante 20 segundos antes e durante todo o teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R).

#### **3.8.2.1. Processamento do sinal da EMGs e análise do índice RMS durante o TEFDC-R**

A partir dos sinais eletromiográficos coletados durante a realização do protocolo, foi selecionado, por meio do aplicativo AqDados 5.03 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) o período de análise.

Os sinais do trecho de análise foram convertidos para o formato ASCII utilizando-se do aplicativo AqDados 4.0 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda), para que os mesmos pudessem ser processados por uma rotina específica. Essa rotina foi construída e desenvolvida em conjunto com o Laboratório de Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo, campus São Carlos (USP – São Carlos) e colaboração da Faculdade de Educação Física (FEF) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) e implementado no aplicativo MatLab 5.2 que gerava uma tabela de dados dos valores de RMS do sinal eletromiográfico em  $\mu\text{V}$  e gráficos ilustrativos. Com a aplicação desse algoritmo foram obtidos os gráficos do espectro de potência do sinal analisado e do RMS do sinal eletromiográfico em  $\mu\text{V}$ . A análise qualitativa do sinal foi realizada pela observação do espectro de potência, onde verificou-se a

presença ou não de ruídos de frequência de 60 Hz e harmônicas. Nos testes em que se observaram a presença de ruídos e de harmônicas, os mesmos foram refeitos.

Esta rotina gerava uma tabela de dados brutos dos valores de RMS do sinal eletromiográfico em  $\mu\text{V}$ .

Por meio deste algoritmo, foram calculados os valores de RMS a cada 200 milissegundos de todo o sinal eletromiográfico coletado. Foi estabelecido que seriam eliminados valores de RMS inferiores a  $40 \mu\text{V}$  a fim de garantir que somente fossem analisados os dados dos sinais eletromiográficos envolvidos nos períodos de contrações musculares durante o exercício físico dinâmico (figura 8).

O RMS do sinal eletromiográfico corresponde à raiz quadrada da média quadrática das amplitudes dos sinais eletromiográficos registrados no tempo selecionado para a análise (equação 4).

$$RMS = \sqrt{\frac{\int_{ti}^{tf} f^2(t) dt}{tf - ti}}$$

(Equação 4)

Onde:

$ti$ : instante inicial;

$tf$ : instante final;

$f^2(t)$ : função do sinal amostrado;

$dt$ : derivado do tempo.

$\int$  : integral.

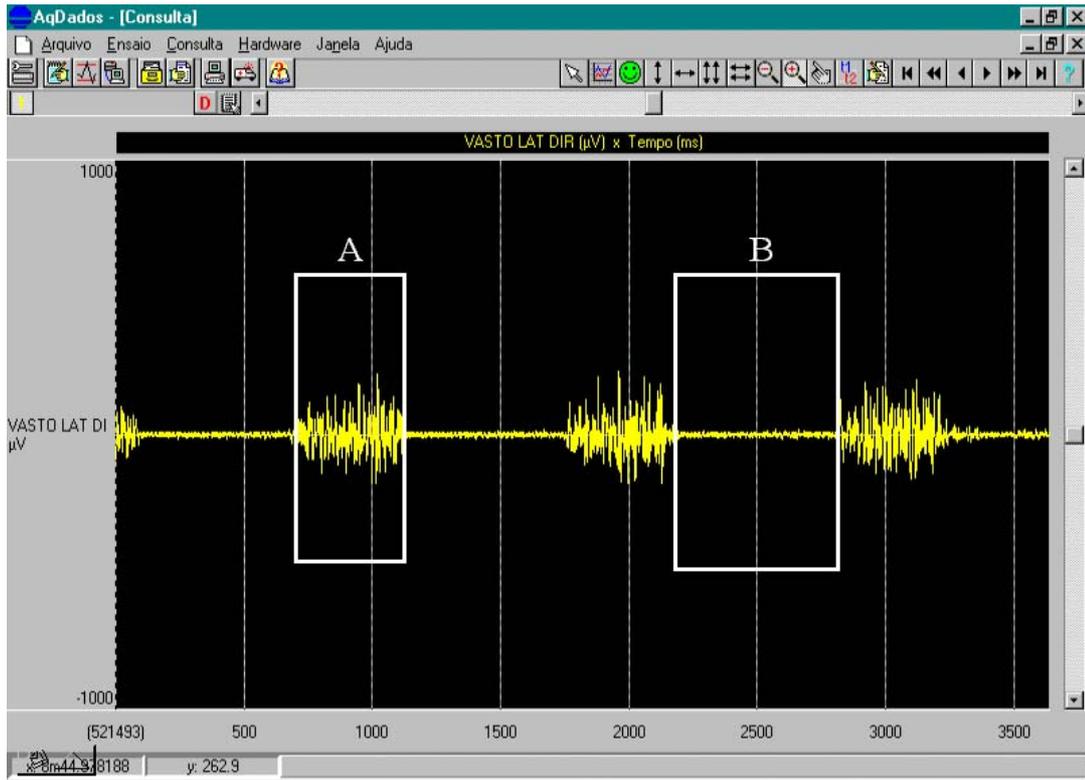


FIGURA 8. Ilustração do sinal eletromiográfico com os trechos correspondentes à contração muscular (A) e ao repouso (B) durante a aplicação do protocolo. Dados do voluntário AA.

A partir da aplicação desse limiar de corte do RMS os trechos correspondentes às contrações musculares foram janelados a cada 1024 pontos, com taxa de sobreposição do sinal de 50%, aos quais foram feitos os cálculos de RMS específico de cada janela, gerando gráficos ilustrativos do sinal analisado tanto no domínio da frequência pela análise espectral por meio da Fast Fourier Transform (FFT) (figura 9) como do domínio do tempo, utilizando-se o índice de RMS (figura 10).

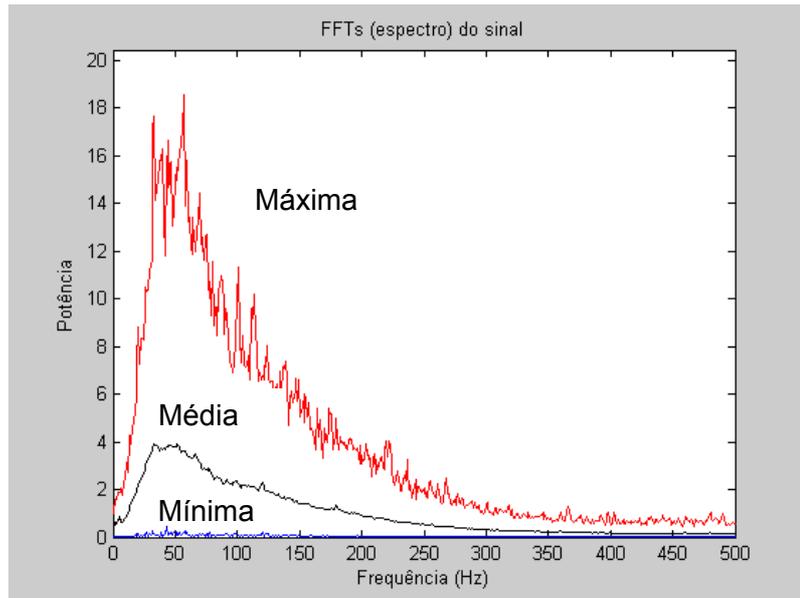


FIGURA 9. Ilustração da tela do *software MatLab* que representa o espectro de potência do sinal da EMG<sub>s</sub> do músculo vasto lateral do voluntário AA durante todo o período da rampa do protocolo. Em vermelho está representada a frequência máxima, em cinza a média e em azul a mínima.

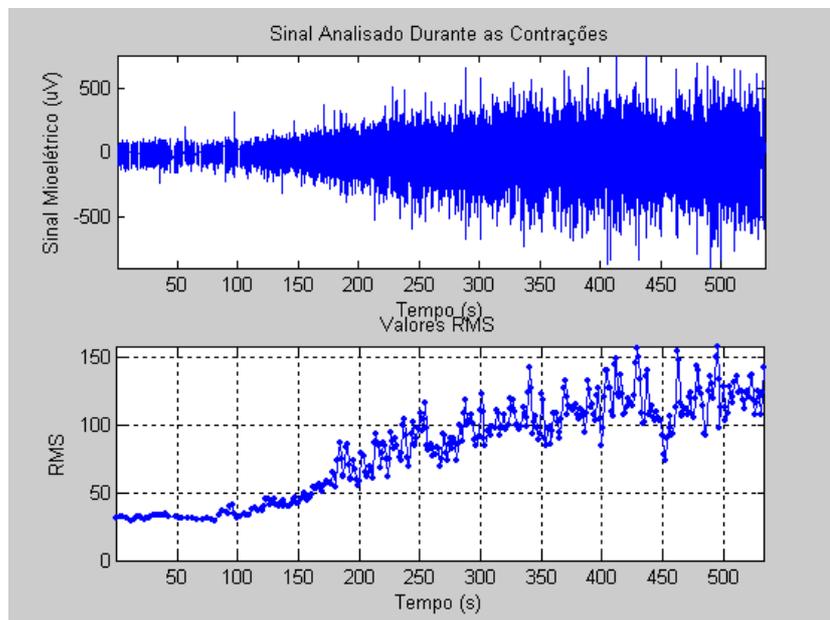


FIGURA 10. Ilustração da tela do *software MatLab* que representa em A o sinal eletromiográfico e em B o RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu\text{V}$ ) em função do tempo referente às contrações do músculo vasto lateral do voluntário AA durante todo o período da rampa do protocolo.

### 3.8.3. Ergoespirometria

As variáveis ventilatórias e metabólicas foram obtidas por um sistema computadorizado de análise ergoespirométrica CPX/D da marca MedGraphics (St. Paul, MN, EUA), utilizando o *software BreezeEX* para captação, armazenamento e processamento por meio de um conversor analógico–digital das variáveis cardiorrespiratórias e metabólicas. Esse *software* também possibilitava a emissão gráfica em vários formatos, plotando as variáveis respiratórias em função do tempo ou em função do  $\dot{V}O_2$ , (*V-SLOPE*).

Previamente ao teste, o sistema ergoespirométrico (*MedGraphics CPX/D*) foi calibrado seguindo as instruções do manual do fabricante.

A figura 11 ilustra os dispositivos e componentes utilizados para a coleta das variáveis ventilatórias. Utilizou-se um pneumotacógrafo de Pilot (figura 11A) conectado ao sistema CPX/D através da *sampleline* (figura 11B) acoplada a uma peça bucal, com coletor de saliva (figura 11C). Foi utilizada uma pinça para oclusão nasal (figura 11D) e um suporte adaptado para aliviar o peso da peça bucal (figura 11E).

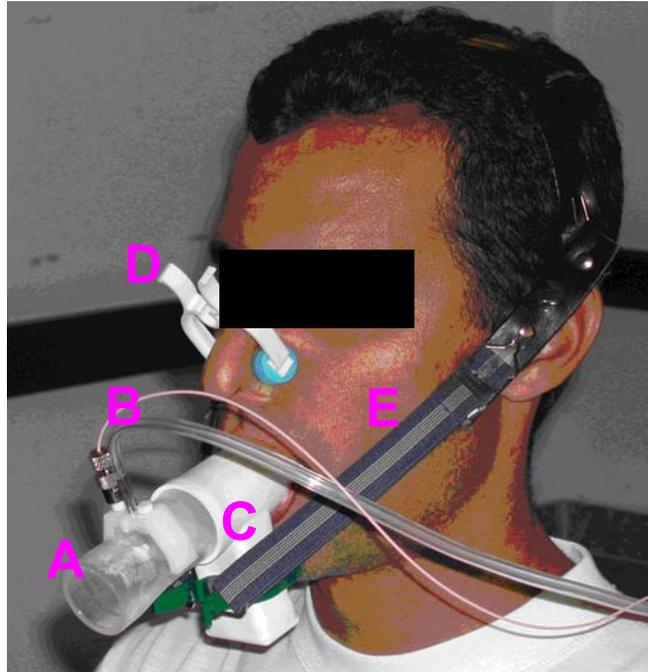


FIGURA 11. Ilustração dos dispositivos e componentes utilizados para coleta das variáveis ventilatórias. Em A: pneumotacógrafo de Pilot, B: *sampleline*, C: peça bucal com coletor de saliva, D: pinça para oclusão nasal e E: suporte adaptado para aliviar o peso da peça bucal.

No sistema CPX/D a análise de  $O_2$  é realizada por meio de um eletrodo de zircônio e de  $CO_2$  através de um sensor infravermelho, que fornecia, em tempo real, os valores de potência aplicada em Watts, a velocidade do cicloergômetro (rotações por minuto), a frequência cardíaca (bpm) e os valores do consumo de  $O_2$  ( $\dot{V}O_2$  ml $O_2$ /Kg/min), a produção de  $CO_2$  ( $\dot{V}CO_2$  l/min) e a ventilação pulmonar ( $\dot{V}E$  l/min) coletados respiração a respiração (figura 12) ou representado por médias móveis de 8 ciclos respiratórios (figura 13). Também foram calculados e armazenados os dados em tabelas e em gráficos com os valores dos 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 (figura14).

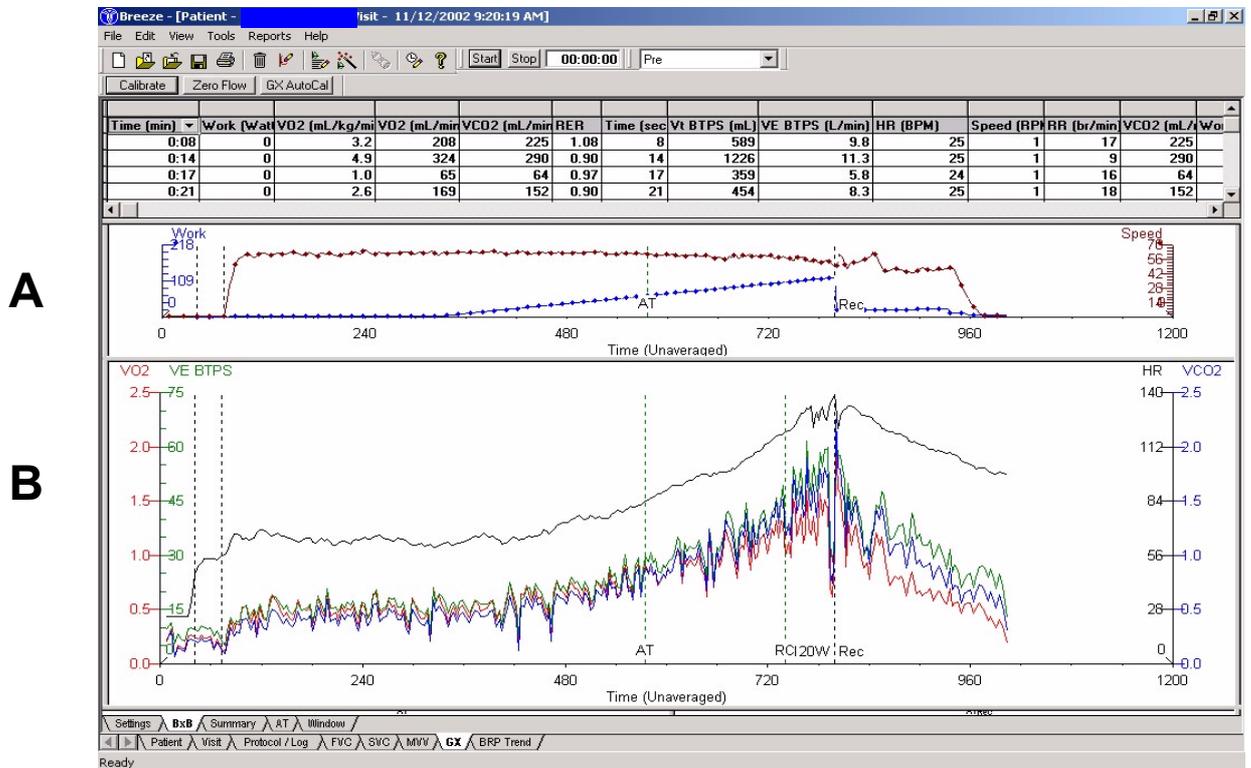


FIGURA 12. Ilustração da tela do sistema de análise ergoespirométrico CPX/D durante o TEFDC-R, mostrando em A, o incremento de potência (W) em azul e a velocidade do cicloergômetro (rpm) em marrom, em B, o consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em litros por minuto em vermelho, a produção de  $CO_2$  ( $\dot{V}CO_2$ ), em litros por minuto em azul, a ventilação pulmonar ( $\dot{V}$ ) em litros por minuto em verde, a frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto em preto. As barras verticais preta correspondem ao início e fim do TEFDC-R e a verde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório. As variáveis ventilatórias estão expressas em valores de respiração a respiração de um dos voluntários (JCM).

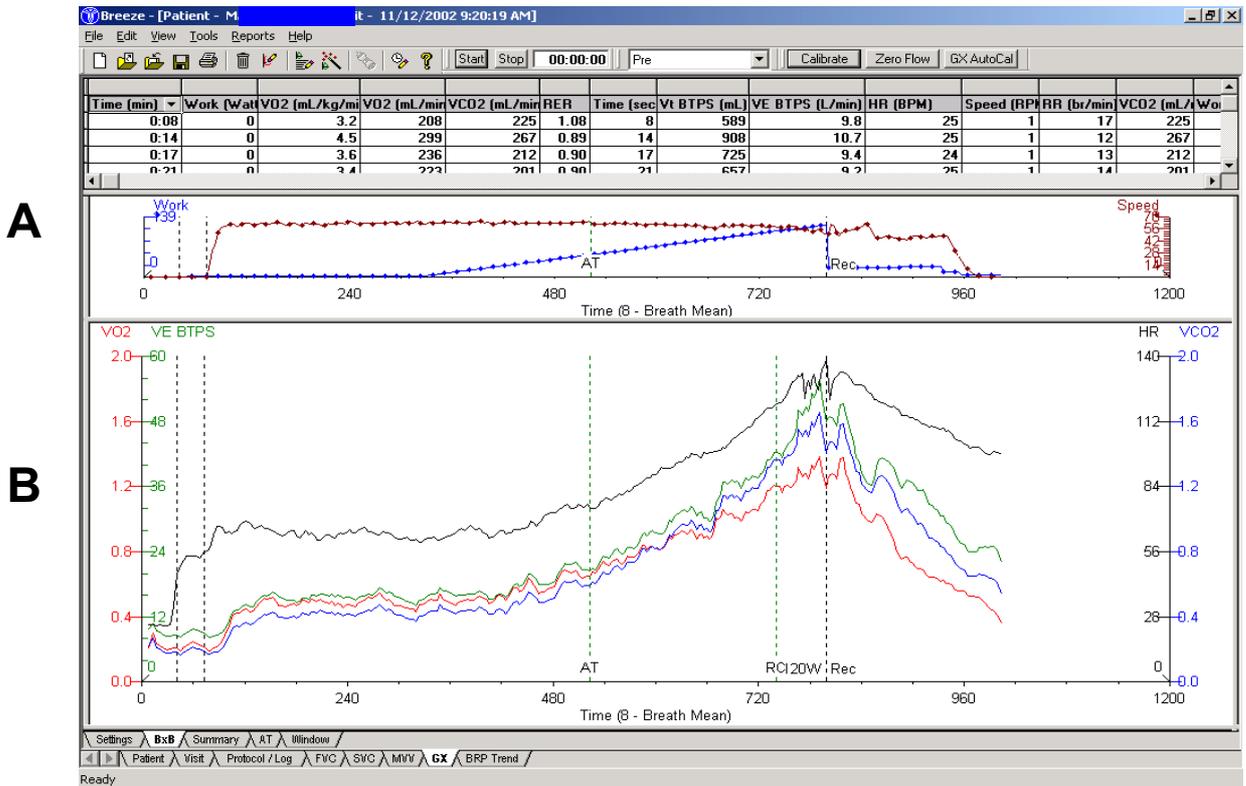


FIGURA 13. Ilustração da tela do sistema de análise ergoespirométrica CPX/D durante o TEFDC-R, mostrando em A, o incremento de potência (W) em azul e a velocidade do cicloergômetro (rpm) em marrom, em B, o consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em litros por minuto em vermelho, a produção de  $CO_2$  ( $\dot{V}CO_2$ ), em litros por minuto em azul, a ventilação pulmonar ( $\dot{V}$ ) em litros por minuto em verde, a frequência cardíaca (HR) em batimentos por minuto em preto. As barras verticais preta correspondem ao início e fim do TEFDC-R e a barra vertical verde ao ponto de identificação do limiar de anaerobiose ventilatório. As variáveis ventilatórias estão expressas em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios de um dos voluntários (JCM).

## UFSCAR

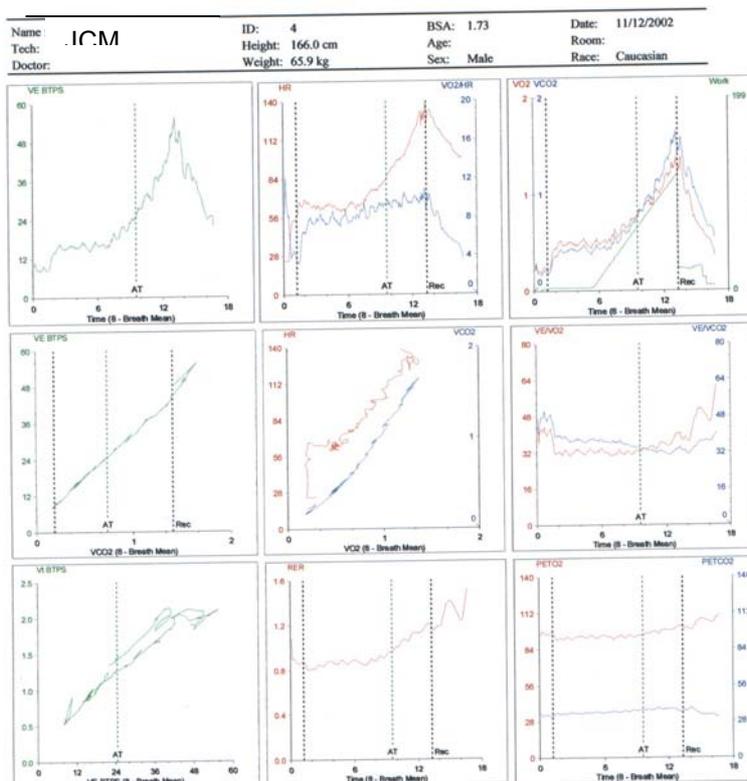


FIGURA 14. Representação gráfica das variáveis fornecidas pelo sistema CPX/D após um teste de esforço físico. Consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em ml/min, produção de  $CO_2$  ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min, ventilação pulmonar ( $\dot{V}E$ ) em l/min, quocientes de trocas respiratórias (RER), frequência cardíaca (HR) em bpm, pulso de  $O_2$  ( $\dot{V}O_2/HR$ ) em ml/bpm, equivalentes ventilatórios de  $O_2$  ( $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ ) e de  $CO_2$  ( $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ ), pressões parciais ao final da expiração de  $O_2$  (PET  $O_2$ ) e de  $CO_2$  (PET  $CO_2$ ) em mmHg e tempo (Time) em minutos. As variáveis ventilatórias estão expressas em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. As barras verticais preta correspondem ao início e fim do exercício físico, bem como do início da rampa de potência. A barra vertical verde corresponde ao ponto de identificação do LAV de um dos voluntários (JCM).

### **3.8.3.1. Análise das variáveis ventilatórias durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa**

Os dados das variáveis ventilatórias consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) e de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) foram calculados em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios gerando uma tabela de dados.

### **3.8.3.2. Métodos de determinação do limiar de anaerobiose durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa**

Para análise do limiar de anaerobiose, foi selecionado no TEFDC-R, o período correspondente ao momento em que foi observada a elevação das variáveis ventilatórias em resposta ao incremento de potência até o ponto de compensação respiratória (PCR), ou até o final do exercício, quando o voluntário não apresentasse o (PCR) (figura 15). Este período foi utilizado para a análise de todas as variáveis estudadas (FC, produção de gás carbônico e RMS do sinal eletromiográfico).

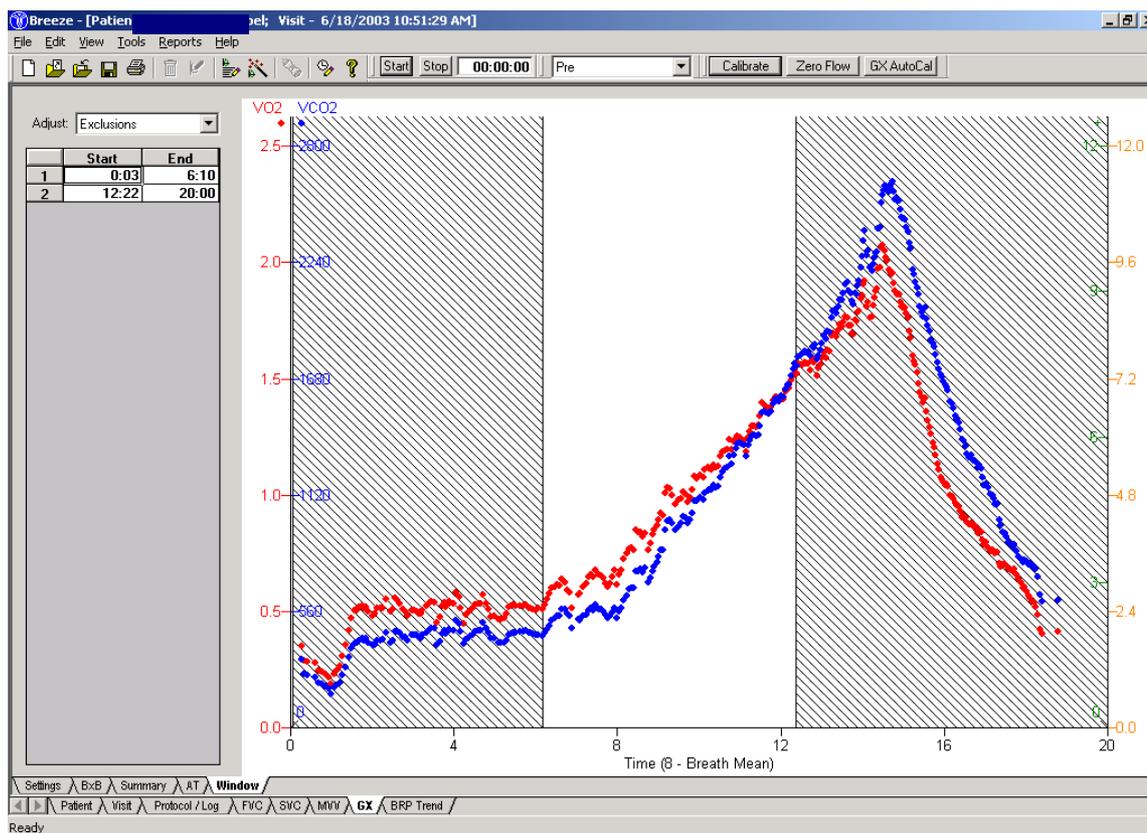


FIGURA 15. Representação gráfica no sistema ergoespirométrico MedGraphics CPX/D das variáveis  $\dot{V}CO_2$  (l/min) e  $\dot{V}O_2$  (l/min) em função do tempo, plotadas em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. A faixa em branco corresponde ao trecho analisado de um dos voluntários (JCM).

### 3.8.3.2.1. Método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias (MVV)

Este método foi utilizado como referência na comparação dos demais métodos.

Três fisioterapeutas atuantes no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico da Universidade Federal de São Carlos, familiarizados com a utilização do sistema ergoespirométrico CPX/D MedGraphics, passaram por um período de treinamento, onde foram discutidos os critérios e etapas a serem seguidos, para garantir a quantificação adequada do LAV. Nesta fase foram discutidos os métodos

a serem realizados na análise do LAV (gráficos analisados, variáveis levadas em consideração) bem como a seqüência dos procedimentos a serem tomados (impressão dos gráficos, anotações sobre o tempo de exercício e a carga correspondente ao LAV).

Cada observador, independentemente, realizava a análise no visor do monitor colorido de 15 polegadas (Samsung SyncMaster 550V) de um microcomputador acoplado ao sistema MedGraphics CPX/D, por permitir melhor resolução que a impressão gráfica. Foi orientado ao observador que ficasse sentado em uma cadeira com ajuste de posição vertical, em frente ao monitor, a fim de que fosse reduzido ao mínimo, o erro de paralaxe.

Assim, para a determinação do LAV pela análise visual sobre o trecho selecionado das curvas de consumo de oxigênio e produção de gás carbônico plotadas em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios em função do tempo, era observado o momento em que a  $\dot{V}CO_2$  aumentava desproporcionalmente em relação à  $\dot{V}O_2$ , ou seja, quando ocorresse a perda de paralelismo entre as duas variáveis (WASSERMAN et al., 1999) (figura 16). Cada pesquisador anotava o valor da carga correspondente a esse ponto e posteriormente era calculada a média das 3 observações e por último era impresso o gráfico.

Na análise qualitativa, foi levada em consideração principalmente a manutenção da velocidade da pedalada durante todo o teste, bem como a ocorrência ou não de artefatos que viessem a prejudicar a medida do LAV.

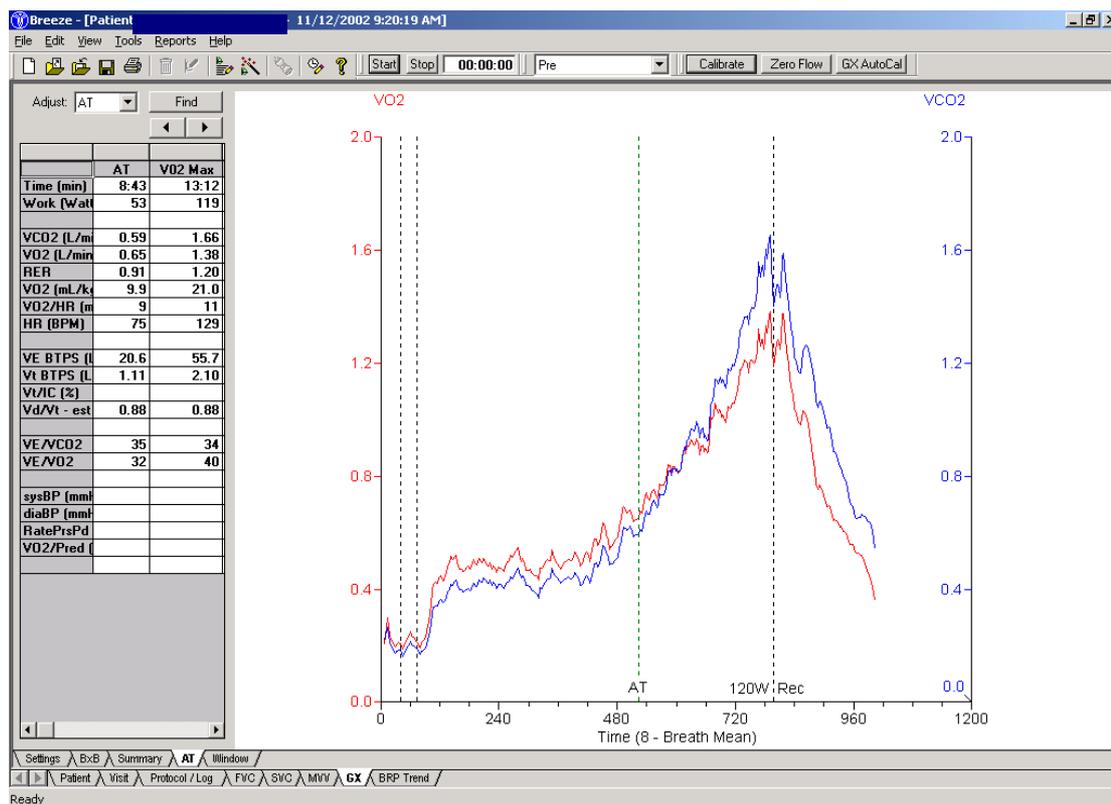


FIGURA 16. Representação gráfica no sistema ergoespirométrico MedGraphics CPX/D das variáveis  $\dot{V}CO_2$  (l/min) e  $\dot{V}O_2$  (l/min) em função do tempo, plotadas em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. A linha vertical verde corresponde ao momento do LA de um dos voluntários (JCM).

### 3.8.3.2.2. Método do modelo matemático bissegmentado linear-linear (MMLL) aplicado às respostas da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ )

Para realização desta etapa, todos os valores das variáveis armazenadas no sistema CPX/D foram transferidos para um outro microcomputador, necessário à gravação do conjunto de dados para posterior análise. Estas variáveis foram: tempo, em minutos; potência, em Watts;  $\dot{V}O_2$ , em ml/min;  $\dot{V}O_2$ , em mlO<sub>2</sub>/Kg/min;  $\dot{V}CO_2$  em ml/min; quociente respiratório (RER); FC em bpm e ventilação ( $\dot{V}E$ ), em l/min.

O método matemático escolhido foi baseado em pesquisas anteriores conduzidas em colaboração com a FEF/UNICAMP e com o laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, que apontam para a potencialidade dos modelos bissegmentados na determinação do LA (SOLER et al., 1989 e CRESCÊNCIO, 2002).

Foi implementada uma rotina específica desenvolvida no aplicativo estatístico “S-plus” (versão 2000 Professional Release 1 for MS Window, 1999, Copyright © Statistical Sciences, Inc. Copyright Lucent Technologies) para o modelo bissegmentado. 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 quadrático. Optamos em utilizar o modelo linear por ter sido o que melhor ajustou-se à curva de  $\dot{V}CO_2$ .

A rotina inclui 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 (figura 17).

Durante o intervalo entre o início e o final da elevação da potência (tipo de rampa) em esforço, o número de pontos, para cada uma das variáveis em relação ao tempo ou do  $\dot{V}CO_2$  em relação ao  $\dot{V}O_2$  foi em média de 100 pontos. Nestas condições foi possível obter gráficos da soma dos quadrados dos resíduos (SQRR) do modelo bissegmentado linear – linear (MMLL), com um número de pontos que variou de 60 a 166 pontos, dependendo do caso analisado.

A rotina inclui a impressão de um conjunto de 8 gráficos para cada uma das funções linear – linear. Neste estudo optou-se pela análise do gráfico da função linear – linear da curva da  $\dot{V}CO_2$  que melhor representou o momento do LAV, e foi

realizada a análise gráfica qualitativa e quantitativa, referente ao comportamento da SQRR para os ajustes dos modelos propostos.

A figura 17 mostra a representação da resposta da  $\dot{V}CO_2$  em relação ao tempo, bem como a 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 da reta. Da esquerda para a direita, a dinâmica do algoritmo interseccionando o conjunto de dados, de modo que o número de pontos e o tamanho do primeiro ajuste de reta diminuam. Nesta figura estão impressas as duas retas (MMLL) com o menor valor da SQRR.

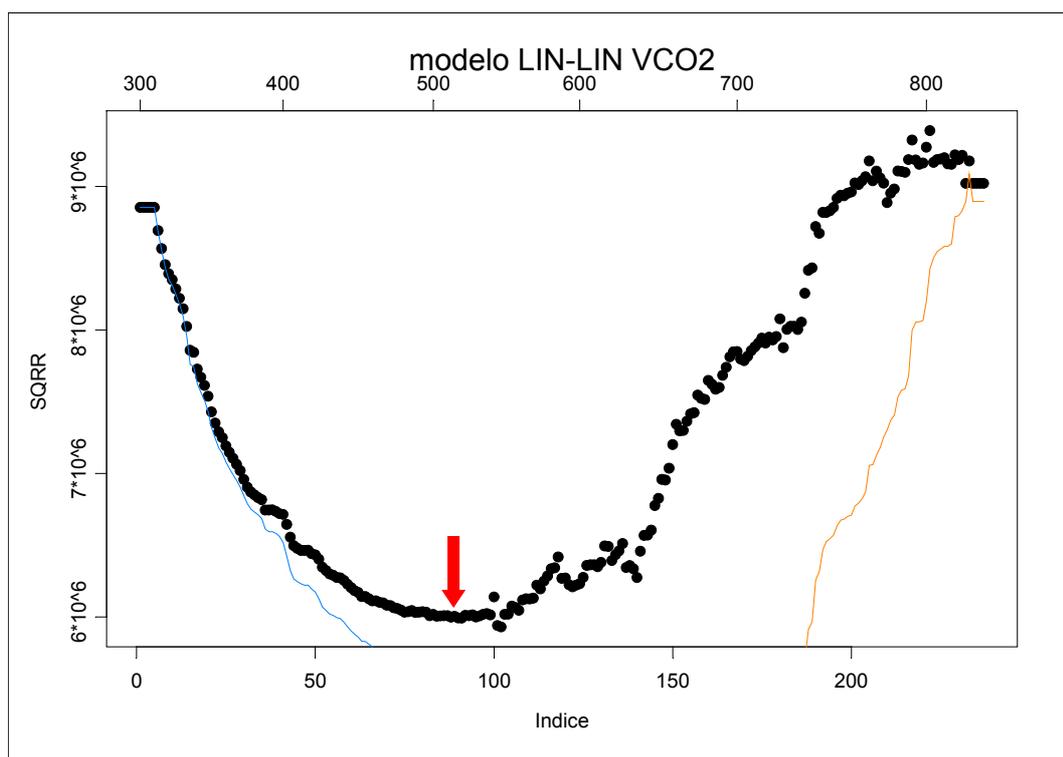


FIGURA 17. Ilustração do gráfico gerado da análise do modelo matemático bissegmentado linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) processados em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios. A seta vermelha indica o momento do LA determinado por esta metodologia. Dados de um dos voluntários (JCM).

O ponto escolhido como LAV corresponde ao menor valor da SQRR para o MMLL. Como em mais de 50% dos casos, ao invés de um ponto, ocorria uma região (5 a 10 pontos) onde se situavam os valores mínimos da SQRR, optamos pela escolha do valor da mediana dos pontos da referida região, para representar o LAV.

#### **3.8.3.2.3. Método do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC), $\dot{V}CO_2$ (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS)**

Foi utilizado um modelo matemático implementado do modelo de HINKLEY (1969), que determina o ponto de mudança pelo método de máxima verosimilhança. Esse modelo foi aplicado aos dados de FC, captada batimento a batimento, RMS do sinal eletromiográfico e  $\dot{V}CO_2$  em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios para todos os voluntários estudados durante todo o trecho de análise do TEFDC-R. Os dados de FC, RMS e  $\dot{V}CO_2$  no trecho analisado, estão ilustrados nas figuras 18, 19 e 20, respectivamente.

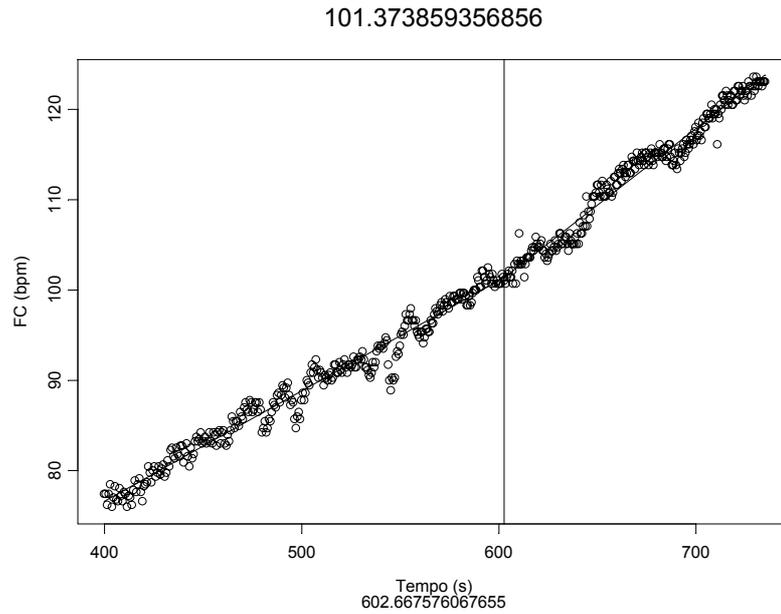


FIGURA 18. Ilustração da análise do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (MMH-FC), de um dos voluntários estudados (AA). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca.

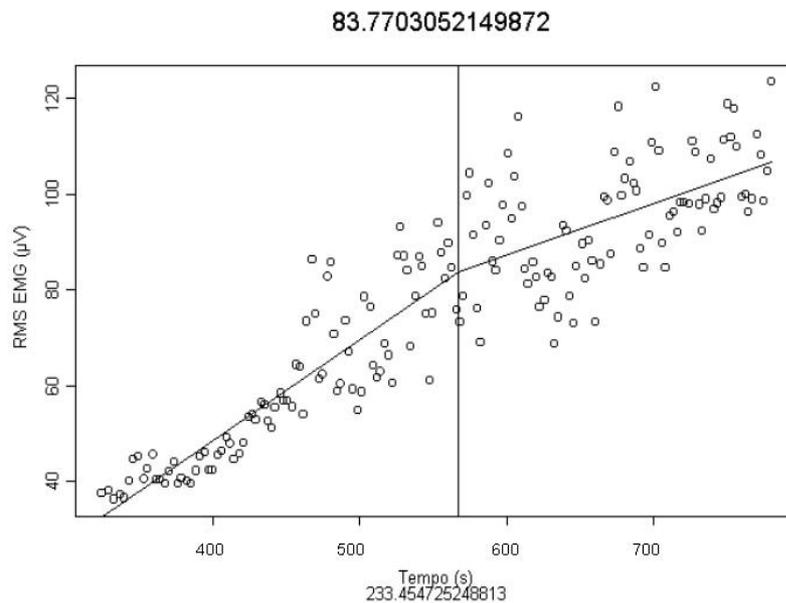


FIGURA 19. Ilustração da análise do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), de um dos voluntários estudados (AA). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento do RMS.

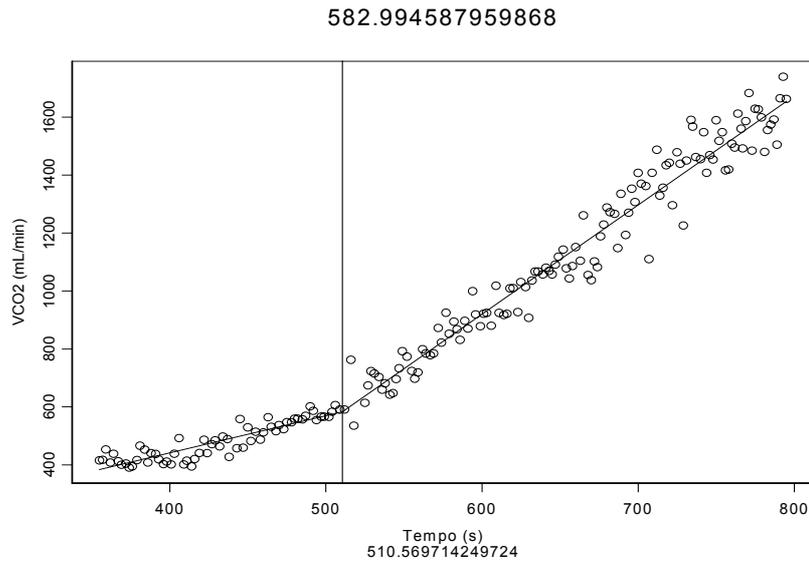


FIGURA 20. Ilustração da análise do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico (MMH- $\dot{V}CO_2$ ), de um dos voluntários estudados (AA). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento do  $\dot{V}CO_2$ .

### 3.9. Análise estatística

Após análise de distribuição dos dados verificou-se que os mesmos não possuíam distribuição normal, portanto, foram utilizados testes estatísticos não paramétricos utilizando o aplicativo *STATISTICA for Windows, Release 5.5 Stat soft, Inc* (2000) e GraphPad InStat, versão 3.

Os resultados foram apresentados graficamente em *box-plot* com os valores de mediana, 1<sup>o</sup> quartil (25%), 3<sup>o</sup> quartil (75%), valores máximos e mínimos, *outliers* e extremos.

A análise estatística de significância foi realizada a partir dos testes: *Wilcoxon* para amostras pareadas; *Friedman* (ANOVA) para medidas repetidas seguido de técnicas de comparações múltiplas com o teste de *Dunn*, que informa a

qual nível se deu a significância entre os dados; análise de correlação de *Spearman*.

Foram considerados níveis de significância de  $\alpha = 5\%$ .

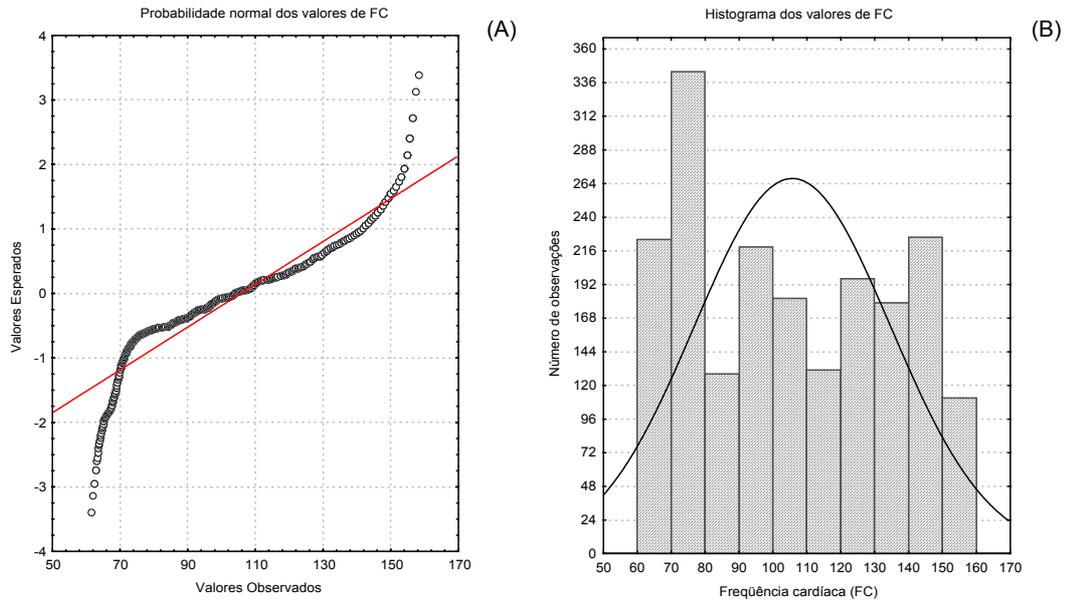


FIGURA 21. Análise dos valores absolutos de frequência cardíaca (FC) durante o teste em rampa de um dos voluntários estudados (JCM) quanto à distribuição dos dados. Em A, estão representados os valores observados em relação aos esperados e em B, estão representados a Curva de Gauss e o Histograma do número de observações.

## **RESULTADOS**

## 4. RESULTADOS

### 4.1. Casuística

No que se refere à casuística, foi levado em consideração critérios de inclusão e exclusão, para que não houvesse discrepância em relação à idade e ao índice de massa corpórea (IMC). Na tabela 1, abaixo, estão apresentados os dados referentes a idade, características antropométricas (peso, altura e índice de massa corpórea), PAS, PAD e FC de repouso na posição sentada segundo IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL (2002), dos voluntários estudados (n=9).

Tabela 1. Idade em anos, características antropométricas (peso em quilograma (Kg), altura em metros (m) e índice de massa corpórea (IMC) em quilogramas por metro ao quadrado ( $\text{Kg}/\text{m}^2$ ), pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em milímetros de mercúrio (mmHg) e frequência cardíaca (FC) em batimentos por minuto (bpm).

Voluntários	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	PAS rep (mmHg)	PAD rep (mmHg)	FC rep (bpm)
AA	56	82	1,66	29,76	142	100	65
JC	57	79,4	1,65	29,16	142	91	75
JCM	58	65,9	1,66	23,87	145	94	66
JFA	57	88	1,72	25,58	147	100	72
JGC	50	77	1,66	27,9	141	97	66
LE	57	69	1,64	25,65	142	98	72
MCS	57	84	1,72	28,39	149	99	72
MP	60	80	1,64	29,85	144	102	75
OSL	59	72,5	1,69	25,38	143	101	65
Média	56,77	77,53	1,67	27,28	144	98	69,77
DP	2,81	7,19	0,03	2,19	2,8	3,6	4,23
Mediana	57	79,4	1,66	27,9	143	99	72
1 <sup>o</sup> Quartil	57	72,5	1,65	25,58	142	97	66
3 <sup>o</sup> Quartil	58	82	1,69	29,16	145	100	72
Mínimo	50	65,9	1,64	23,87	141	91	65
Máximo	60	88	1,72	29,85	149	102	75

D.P.: desvio padrão.

Em relação às variáveis cardiovasculares na condição de repouso sentado dos voluntários estudados, foram observados valores medianos da FC de 72 bpm e da PAS e PAD de 143 e 99 mmHg, respectivamente.

Todos os voluntários estudados encontravam-se assintomáticos no período em que foi desenvolvido o presente estudo, não fizeram uso de medicamentos, e estavam executando regularmente as suas atividades profissionais.

Na tabela I (Apêndice 4), estão apresentados os valores de glicemia de jejum, uréia, creatinina, triglicérides, colesterol total, LDL colesterol, HDL colesterol, VLDL colesterol e ácido úrico dos voluntários estudados. Para alguns voluntários, os valores obtidos apresentaram-se fora dos valores de referência que estão relatados a seguir: glicemia de 132 mg/dl para o voluntário MP; triglicérides de 242 mg/dl para o voluntário LE; colesterol total de 224; 234; 232 e 234 mg/dl para os voluntários JCM, JGC, MCS e OSL respectivamente; LDL de 163 mg/dl para o voluntário JGC; HDL de 24 mg/dl para o voluntário MP; VLDL de 32; 34 e 48 mg/dl para os voluntários JC, JCM e LE respectivamente e valores de ácido úrico de 6,5; 9 e 6,6 mg/dl para os voluntários AA, JCM e LE respectivamente.

Para os valores de uréia e creatinina, todos os voluntários estudados apresentaram-se dentro dos valores de referência.

Em relação aos níveis pressóricos, foram incluídos no presente estudo os voluntários com pressão arterial no estágio 1 para os valores de PAS, ou seja, valores de 140 a 159 mmHg e para os valores de pressão arterial diastólica, 05 voluntários enquadraram-se no estágio 1, ou seja, 90 a 99 mmHg e 4 voluntários no estágio 2, de 100 a 109 mmHg, segundo a IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL (2002). Os valores expressos são os que foram

coletados na condição de repouso sentado, do membro superior esquerdo, durante a realização da linha de base da PA.

Para se estabelecer o perfil da pressão arterial, os valores de PAS e PAD em mmHg, aferidos nos 5 dias de coleta da PA, com duas medidas intervaladas de 5 minutos nos dois membros superiores nas posições supina, sentada e em pé, foram expressos na tabela II (Apêndice 4).

Na tabela III (Apêndice 4), verifica-se os valores obtidos de frequência cardíaca máxima estimada para a idade ( $220 - \text{idade}$ ) em bpm, os valores de FC (bpm), PAS e PAD (mmHg) em condição de repouso e durante o pico do TEFDC-D e a potência pico atingida, dos voluntários estudados ( $n=9$ ). No pico do TEFDC-D, os valores medianos da FC estimada foi de 163 bpm, o da FC obtida foi de 160 bpm, e da potência pico de 150 W.

A tabela IV (Apêndice 4) mostra os achados do eletrocardiograma (ECG) realizado durante o teste ergométrico para avaliação clínica dos voluntários estudados ( $n=9$ ), sendo que nenhum apresentou sinais de isquemia do miocárdio, e dois deles apresentaram extra-sístole supra ventricular isoladas.

A tabela V (Apêndice 4) expressa os valores de potência (W), FC (bpm), PAS e PAD (mmHg),  $\dot{V}O_2$  ( $\text{mlO}_2/\text{Kg}/\text{min}$ ),  $\dot{V}CO_2$  ( $\text{ml}/\text{min}$ ), VE ( $\text{l}/\text{min}$ ) e a classificação aeróbia no pico do exercício durante o TEFDC-R. O valor mediano de  $\dot{V}O_2$  foi de 22,9 ( $\text{mlO}_2/\text{Kg}/\text{min}$ ), enquadrando-se na classificação funcional fraca, segundo a “*American Heart Association*” ( $\dot{V}O_2$  máx entre 18 e 24  $\text{mlO}_2/\text{Kg}/\text{min}$ ).

**4.2. Valores de potência (W), consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ mlO<sub>2</sub>/Kg/min), produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ml/min), frequência cardíaca (FC bpm) e RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu$ V) no nível do exercício em que foi determinado o LA pelas diferentes metodologias estudadas**

A tabela VI (Apêndice 4) e as figuras 22 a 26 ilustram respectivamente, os valores de potência, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico, frequência cardíaca e RMS do sinal eletromiográfico, no nível de exercício em que foi determinado o LA pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS).

Em relação aos valores de potência no LA determinado pelo modelo MMH- $\dot{V}CO_2$ , este, apresentou diferença estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) em relação aos outros 4 modelos de análise (método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), cujos dados são representados na figura 22. Já para os valores de  $\dot{V}O_2$  no LA determinado pelo método MMH- $\dot{V}CO_2$ , houve diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) em relação apenas a 3 modelos (modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), representados na figura 23.

Para os valores de  $\dot{V}CO_2$  e FC no limiar de anaerobiose, o modelo MMH- $\dot{V}CO_2$  apresentou diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) em relação aos métodos modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), cujos valores estão representados nas figuras 24 e 25 respectivamente.

Os valores de RMS no LA determinados pelos 5 modelos de análise não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ). A figura 26 ilustra estes valores.

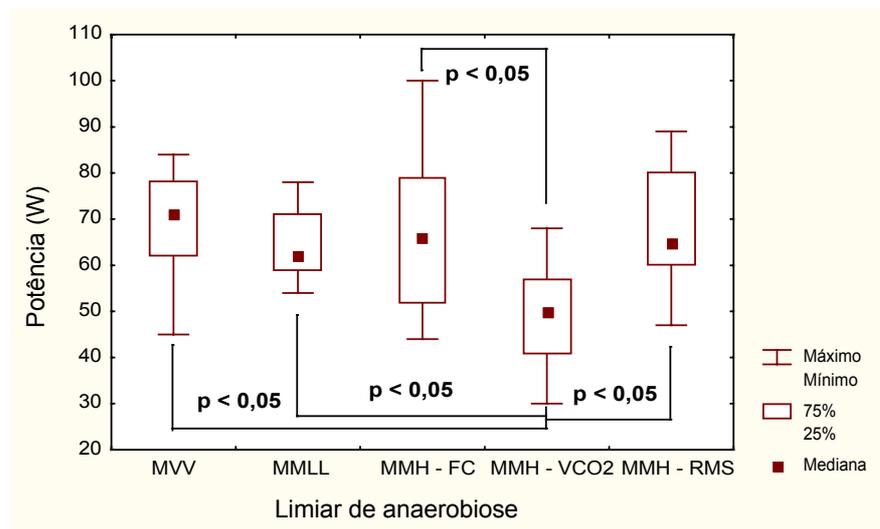


FIGURA 22. Valores de potência (W) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

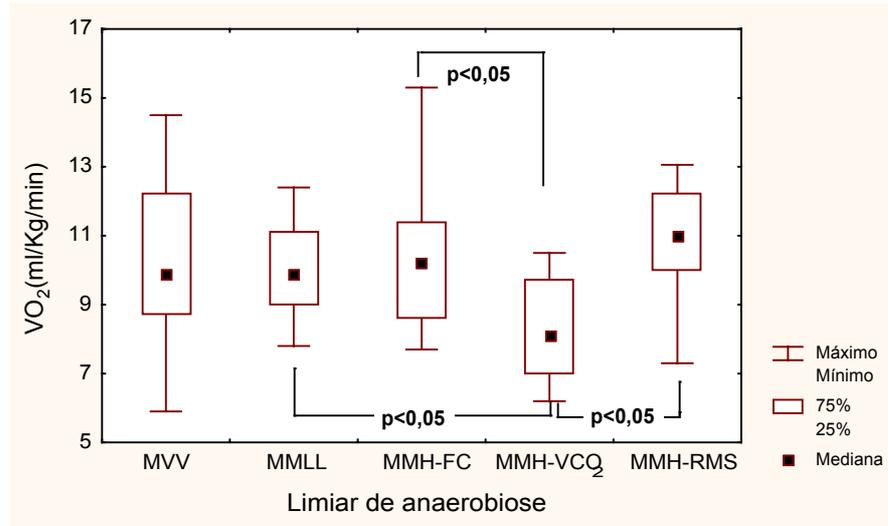


FIGURA 23. Valores de  $\dot{V}O_2$  (mlO<sub>2</sub>/Kg/min) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

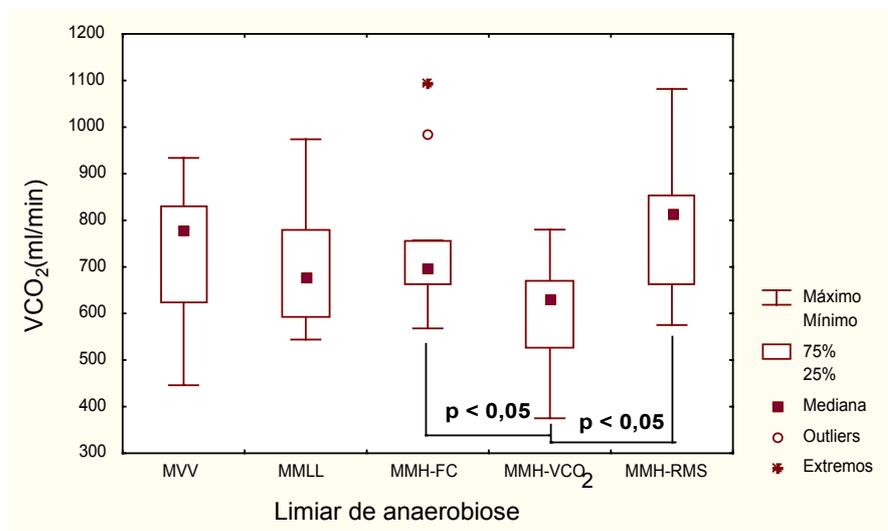


FIGURA 24. Valores de  $\dot{V}CO_2$  (ml/min) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

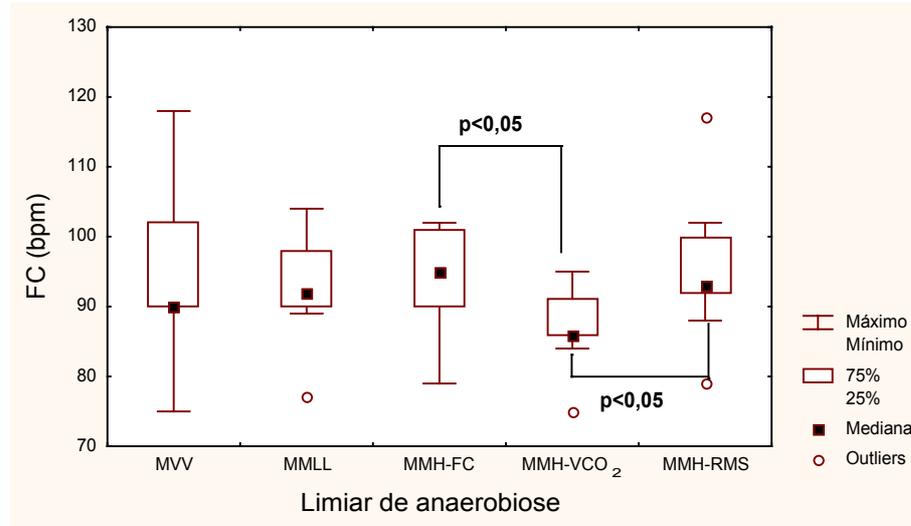


FIGURA 25. Valores de FC (bpm) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

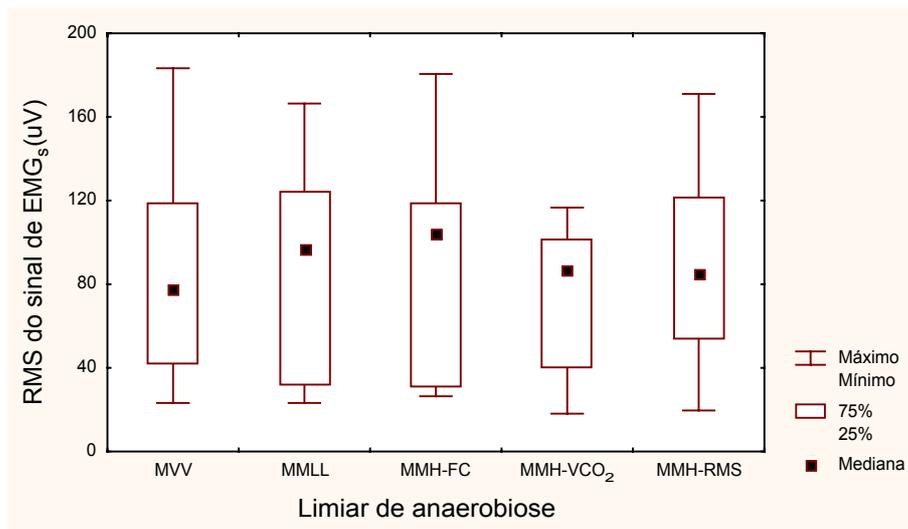


FIGURA 26. Valores de RMS do sinal da EMG<sub>s</sub> ( $\mu V$ ) no LA determinado pelo método do modelo visual gráfico ventilatório (MVV), modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC),  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

### 4.3. Análise de correlação entre os valores de potência no nível de exercício físico em que foi determinado o LA pelas diferentes metodologias estudadas

As figuras de 27 a 30 ilustram respectivamente a análise de correlação entre os valores de potência no limiar de anaerobiose determinado pelo método do modelo visual gráfico das variáveis ventilatórias (MVV) em relação ao modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$ ; o modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC); aos de  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e de RMS (MMH-RMS). Podemos observar que nas figuras 27 a 30 observa-se que não houve correlação ( $r_s=0,56$ ;  $r_s=0,40$ ;  $r_s=0,43$  e  $r_s=0,40$ , respectivamente) estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ).

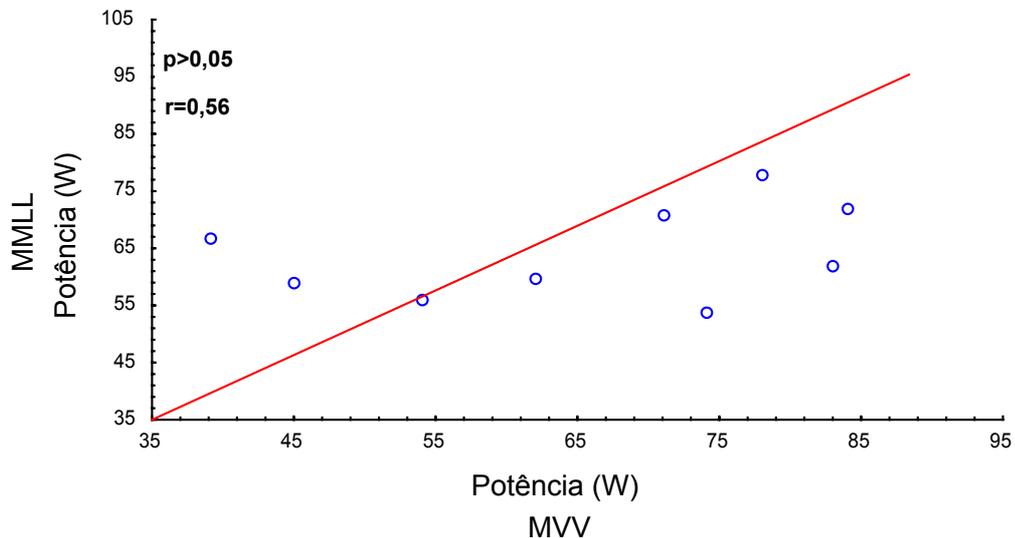


FIGURA 27. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$ , dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

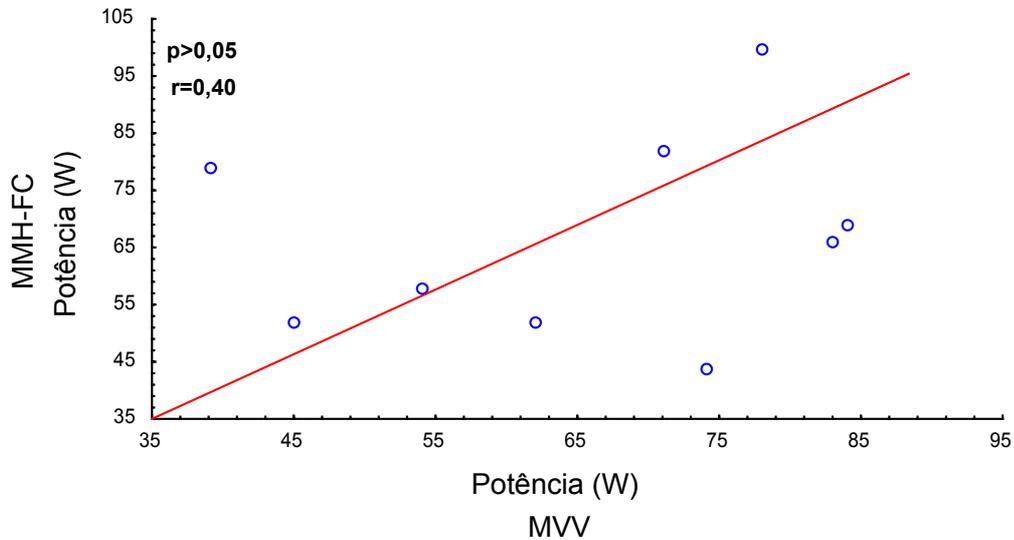


FIGURA 28. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático de Hinkley, aplicados aos dados de FC (MMH-FC), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

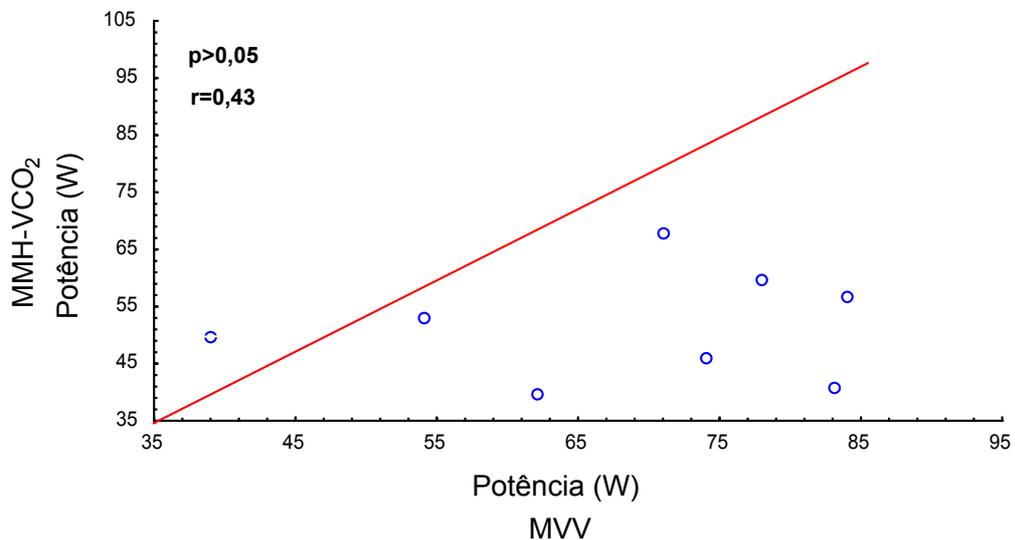


FIGURA 29. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático de Hinkley, aplicados aos dados de  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

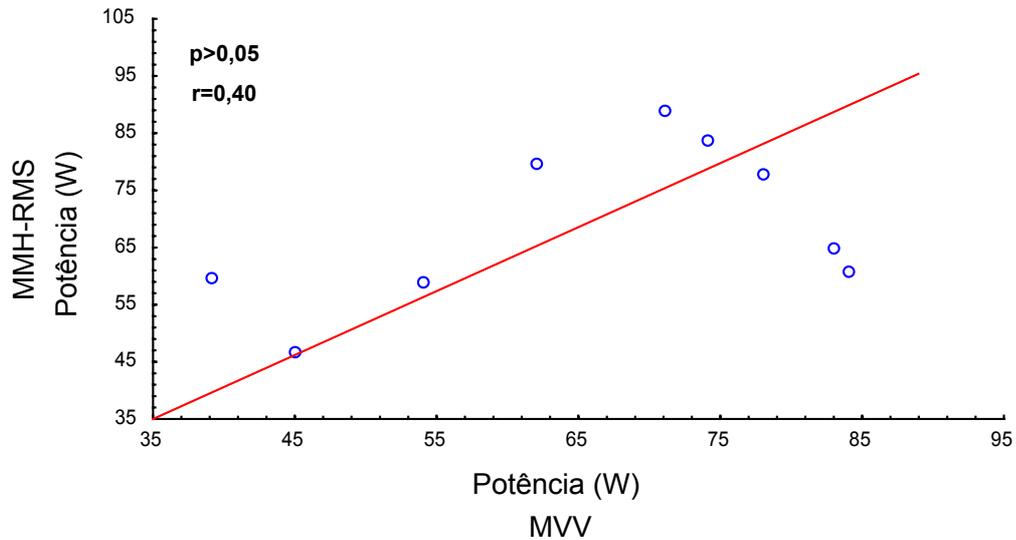


FIGURA 30. Correlação entre os valores de potência, em Watts (W), no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerbiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV) e pelo método do modelo matemático de Hinkley, aplicados aos dados de RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

#### 4.4. Análise de correlação entre os valores de potência, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico, frequência cardíaca e RMS do sinal eletromiográfico, no nível de exercício físico em que foi determinado o LA pelo método do modelo visual gráfico das variáveis ventilatórias

As figuras de 31 a 40 ilustram a análise de correlação entre os valores de potência, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico, frequência cardíaca e RMS do sinal eletromiográfico, em que foi determinado o LA pelo modelo do método visual gráfico das variáveis ventilatórias. Na figura 31 pode-se observar que os valores do coeficiente de correlação de Spearman ( $r_s=0,75$ ) foram estatisticamente

significantes ( $p < 0,05$ ) entre os valores de potência (W) e  $\dot{V}O_2$  ( $\text{ml}O_2/\text{Kg}/\text{min}$ ), assim como entre os valores de potência (W) e frequência cardíaca (bpm) ( $r_s = 0,69$   $p < 0,05$ ), ilustrado na figura 33.

No que se refere as correlações entre a potência (W) x  $\dot{V}CO_2$  (figura 32), potência (W) x RMS (figura 34),  $\dot{V}O_2$  X  $\dot{V}CO_2$  (figura 35),  $\dot{V}O_2$  X FC (figura 36),  $\dot{V}O_2$  X RMS (figura 37), FC X  $\dot{V}CO_2$  (figura 38),  $\dot{V}CO_2$  X RMS (figura 39), FC X RMS (figura 40), verifica-se que houve baixa correlação e estatisticamente não significativa ( $p > 0,05$ ) para a análise desses dados obtidos a partir do método visual gráfico ventilatório.

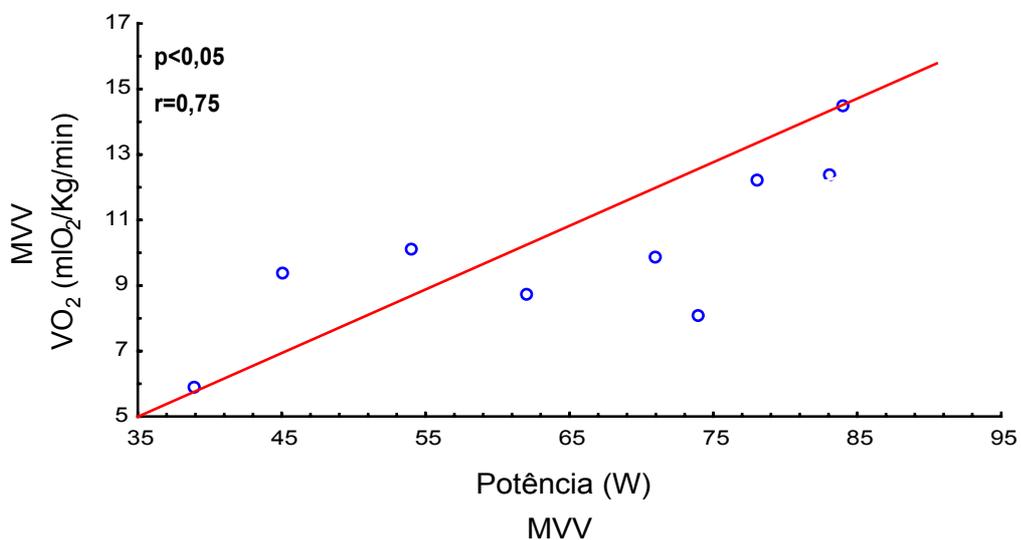


FIGURA 31. Correlação entre os valores de potência (W) e de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em  $\text{ml}O_2/\text{Kg}/\text{min}$  no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

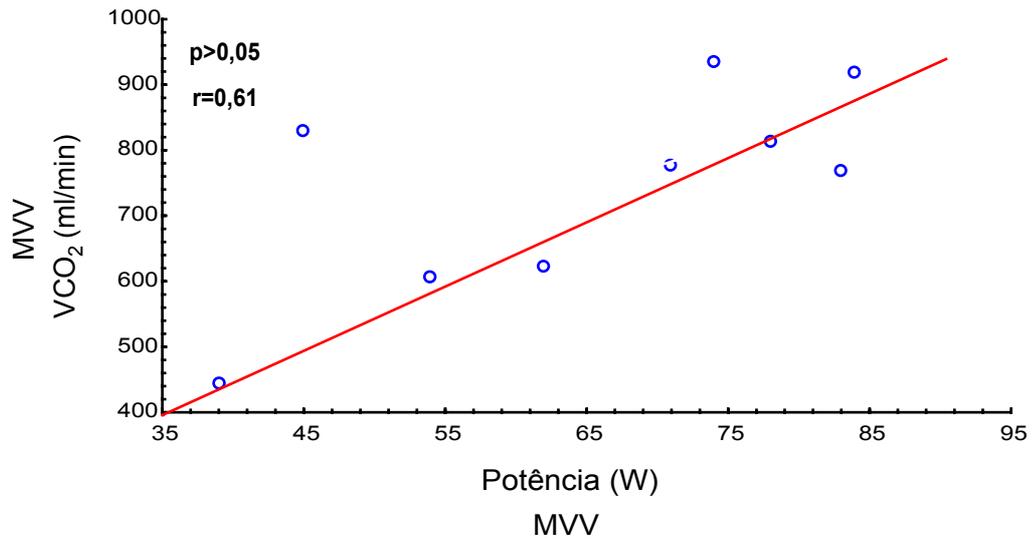


FIGURA 32. Correlação entre os valores de potência (W) e de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

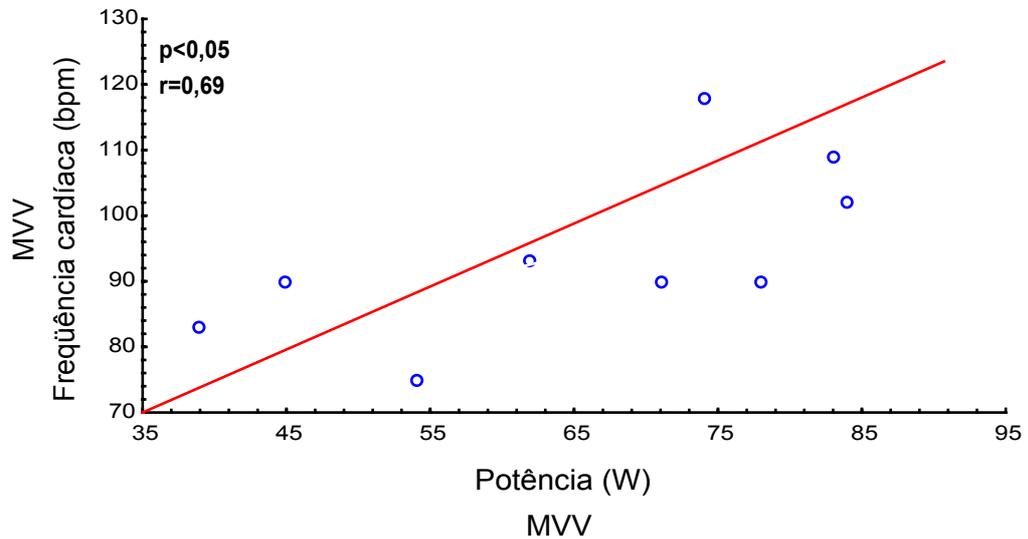


FIGURA 33. Correlação entre os valores de potência (W) e de frequência cardíaca (bpm) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

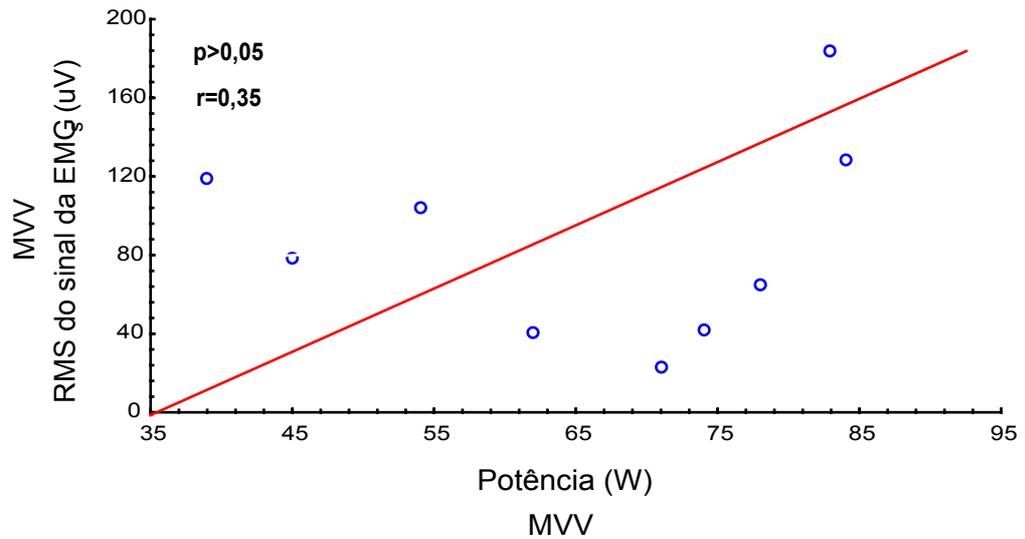


FIGURA 34. Correlação entre os valores de potência (W) e do RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu\text{V}$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

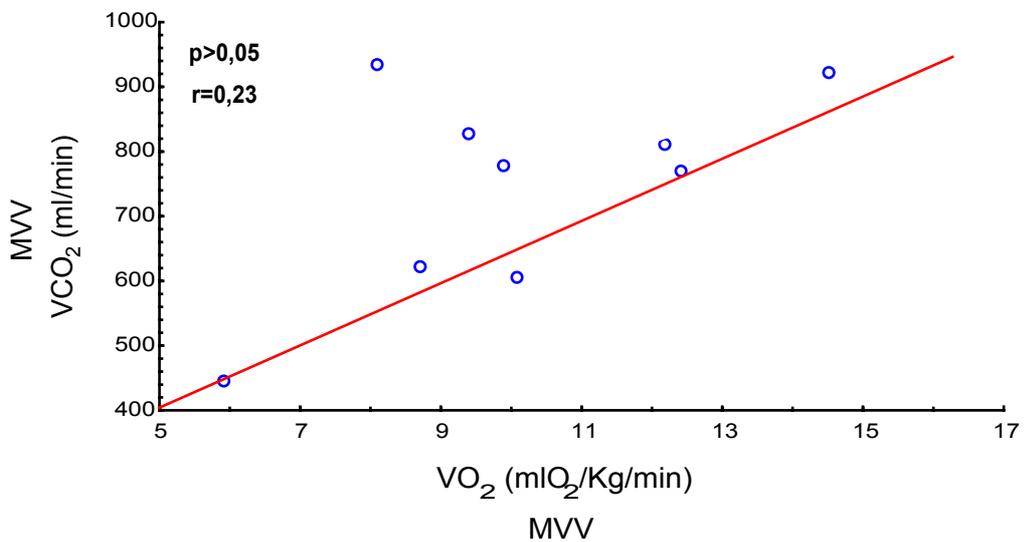


FIGURA 35. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio ( $\dot{V}\text{O}_2$ ) em  $\text{mlO}_2/\text{Kg}/\text{min}$  e de produção de gás carbônico ( $\dot{V}\text{CO}_2$ ) em  $\text{ml}/\text{min}$  no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

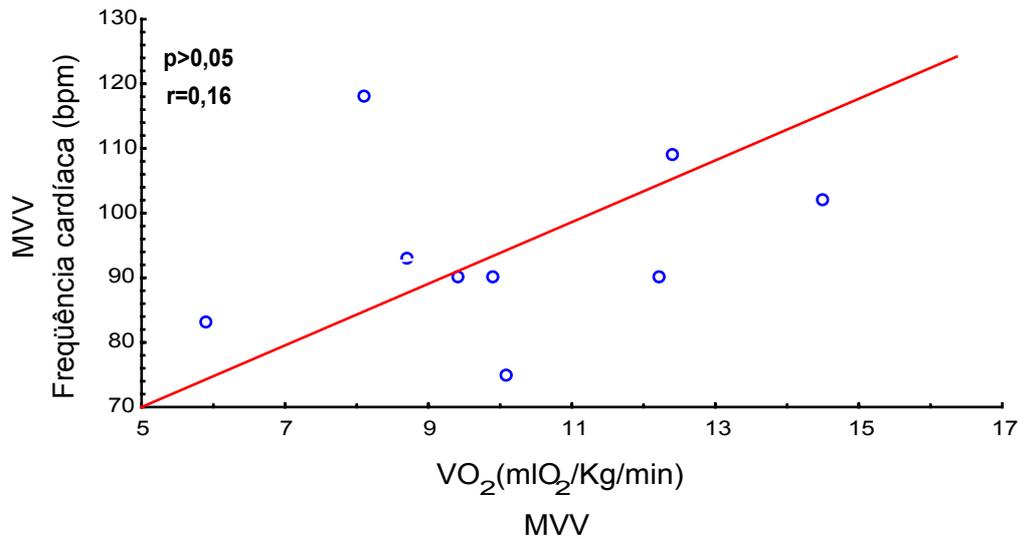


FIGURA 36. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em  $\text{mlO}_2/\text{Kg}/\text{min}$  e de frequência cardíaca (bpm) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância de  $\alpha = 5\%$ .

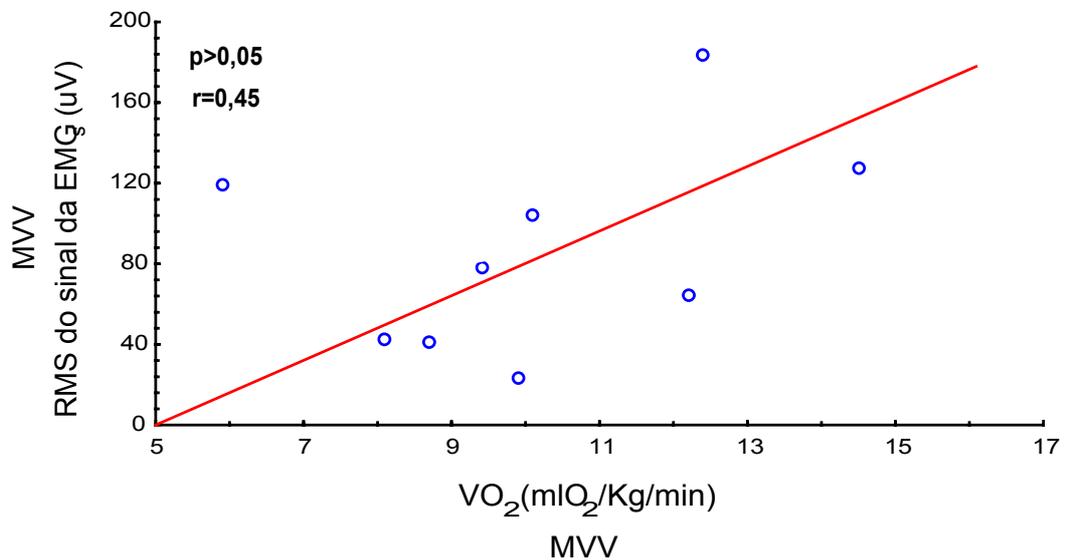


FIGURA 37. Correlação entre os valores de consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) em  $\text{mlO}_2/\text{Kg}/\text{min}$  e RMS do sinal da EMG ( $\mu\text{V}$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância  $\alpha = 5\%$ .

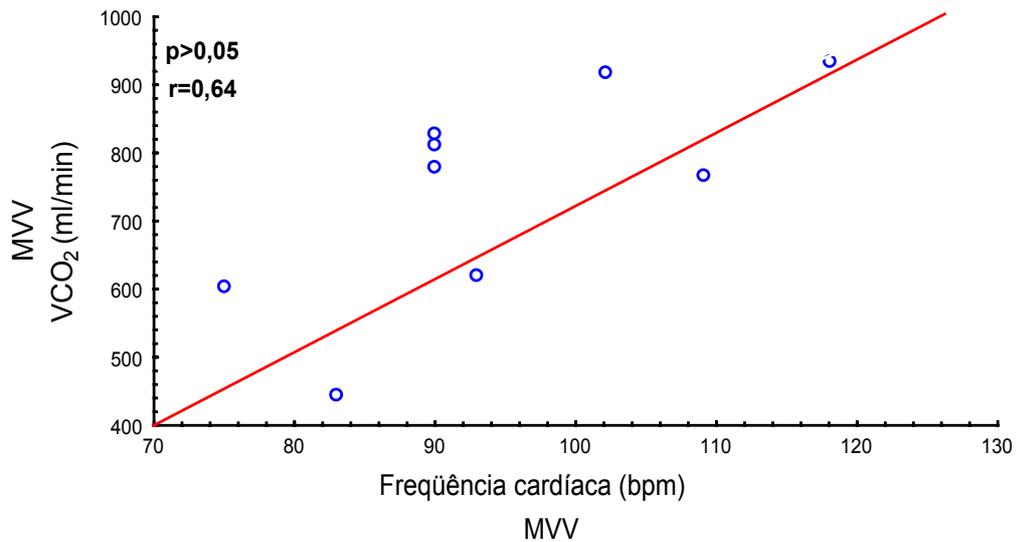


FIGURA 38. Correlação entre os valores de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min e de frequência cardíaca em bpm, no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância  $\alpha = 5\%$ .

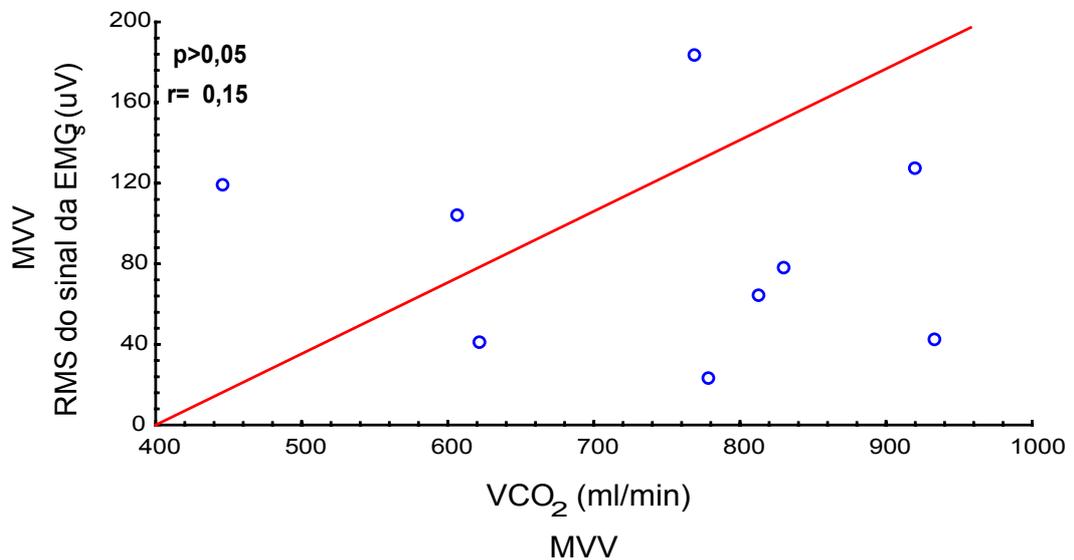


FIGURA 39. Correlação entre os valores de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) em ml/min e de RMS do sinal da EMGs ( $\mu V$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados (n=9). Nível de significância  $\alpha = 5\%$ .

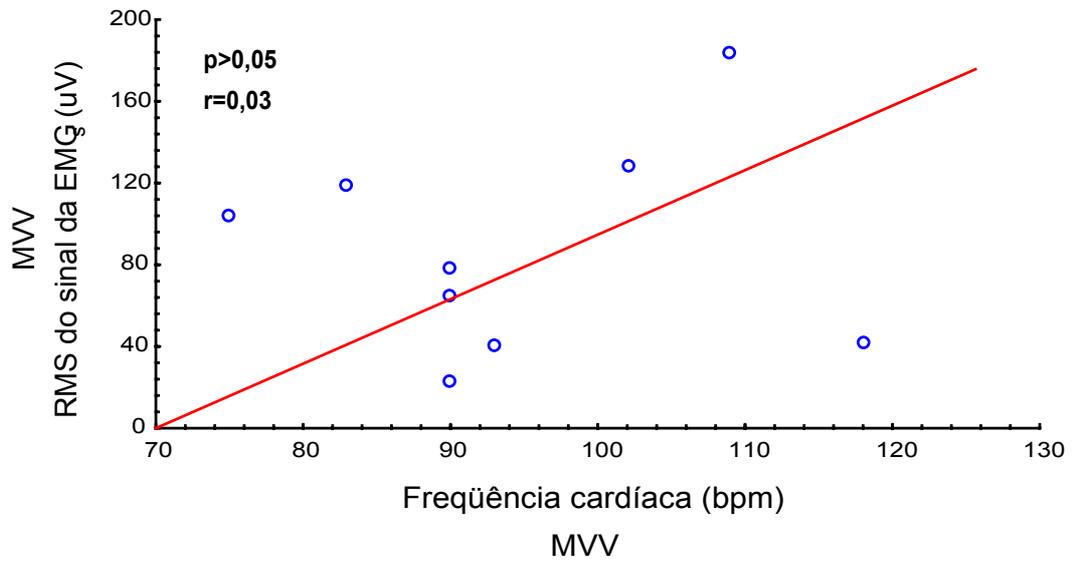


FIGURA 40. Correlação entre os valores de frequência cardíaca (bpm) e de RMS do sinal da EMGs ( $\mu\text{V}$ ) no nível de exercício físico em que foi determinado o limiar de anaerobiose pelo método visual gráfico ventilatório (MVV), dos voluntários estudados ( $n=9$ ). Nível de significância  $\alpha = 5\%$ .

**DISCUSSÃO**

## 5. DISCUSSÃO

Na presente investigação os voluntários estudados apresentaram uma padronização quanto a idade, as características antropométricas, estilo de vida, atividade ocupacional, consumo mínimo de sal e de bebidas alcoólicas e que não eram tabagistas. Estes critérios foram cuidadosamente observados, visando garantir o controle de qualidade da pesquisa, tendo em vista que estes são os principais fatores determinantes para a HA. Ainda deve ser levado em consideração que os voluntários não faziam uso de medicamentos anti-hipertensivos e mantiveram suas atividades ocupacionais normais.

Os valores, em mediana, dos parâmetros cardiovasculares obtidos durante o repouso sentado foi 71 bpm para a FC, que se apresenta dentro da faixa de normalidade de 60 a 80 bpm, segundo WILMORE & COSTILL (2002), e de 143 e 99 mmHg para a PAS e PAD respectivamente, valores estes que se encontram dentro da faixa esperada para a HA essencial (estágio 1), segundo a IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL (2002). Porém, vale ressaltar que dentre os voluntários 4 deles apresentavam níveis pressóricos diastólicos enquadrando-se no estágio 2.

Durante o teste clínico de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D), a PAS e PAD apresentaram, valores medianos no pico do exercício de 230 e 110 mmHg, respectivamente, enquanto no protocolo do tipo rampa (TEFDC-R) os valores medianos foram de 230 mmHg para a PAS e 125 mmHg para a PAD. Estes valores encontram-se acima dos valores pressóricos normais de resposta ao exercício físico dinâmico máximo compreendido entre 160 mmHg e 220 mmHg para a PAS, e da oscilação de 10 mmHg em relação ao repouso

para a PAD caracterizando o quadro de hipertensão arterial (CONSENSO NACIONAL DE ERGOMETRIA, 1995). Estes valores também se apresentaram abaixo dos critérios de interrupção do teste ergométrico para hipertensos, que estabelece um valor de PAS até 260 e de PAD até 140 mmHg, bem como a manifestação clínica de desconforto torácico, tontura, palidez, alterações eletrocardiográficas de isquemia, infradesnível do segmento ST de 0,3 mV, entre outros, segundo as II DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA SOBRE TESTE ERGOMÉTRICO (2002).

Em relação à potência pico (150W) do teste clínico, (TEFDC-D), os valores da FC pico (160 bpm) atingidos foram semelhantes aos valores de FC estimado para a idade (163 bpm), sendo assim, foi considerado que os voluntários realizaram um teste eficaz para a avaliação das respostas hemodinâmicas ao exercício físico.

Quanto ao teste ergoespirométrico do tipo rampa em cicloergômetro em nosso estudo com hipertensos, o valor mediano da carga pico (150 W) atingida foi ligeiramente superior à obtida por SAKABE (2004), no estudo em homens sedentários na mesma faixa etária, utilizando protocolo semelhante. Assim, os resultados do presente estudo são consistentes com dados da literatura que mostram que a atividade física regular contribui para um maior desempenho aeróbio funcional (FORJAZ, 1998; HALLIWILL, 2001 e RONDON, 2002). Por outro lado estes resultados divergem do estudo de MODESTI et al. (1994), com indivíduos hipertensos que não realizavam treinamento regular e que atingiram uma carga pico de 250 W. É importante ressaltar que esta carga foi obtida a partir da conversão dos dados do teste realizado em esteira ergométrica, utilizando o protocolo de Bruce modificado.

No presente estudo os voluntários eram ativos ocupacionais porém é importante ressaltar que o valor mediano do  $\dot{V}O_2$  no pico do TEFDC-R apresentado foi de 22,9 mlO<sub>2</sub>/Kg/min e encontram-se na faixa de classificação aeróbia fraca, segundo a *American Heart Association* (AHA), que compreende valores de  $\dot{V}O_{2\text{máx}}$  entre 18 e 24 mlO<sub>2</sub>/Kg/min.

A literatura refere que durante a realização de um exercício físico dinâmico, quanto maior a performance exigida para realização da contração muscular, maior o requerimento dos ajustes fisiológicos para suprir a demanda necessária ao aporte de oxigênio e de nutrientes aos músculos em atividade, ocorrendo, desta forma, alterações nas variáveis cardiorrespiratórias, de modo a manter a atividade muscular ao longo do exercício (BEAVER, 1986 e GALLO JR et al., 1990).

No protocolo utilizado neste estudo com incremento de potência do tipo rampa, a velocidade constante das pedaladas, o não vazamento aéreo dos gases e o posicionamento adequado dos indivíduos foi fundamental para a boa qualidade do teste. Tem sido referido que este protocolo é o que se adequa melhor em relação aos ajustes das respostas cardiovasculares e musculares das variáveis analisadas (WASSERMAN et al. 1999).

Tem sido também referido que em altos níveis de trabalho, como por exemplo, em intensidades próximas ao limiar de anaerobiose (LA), os quimiorreceptores localizados nas fibras musculares (fibras aferentes do tipo IV), até então tonicamente pouco ativas durante o exercício em baixas intensidades, começam a enviar informações concernentes às alterações metabólicas que estão ocorrendo em nível muscular para os centros cardiovasculares e respiratórios localizados no bulbo. Além disso, os barorreceptores localizados nos seios

carotídeos e no arco aórtico também enviam aferências aos centros bulbares (MITCHELL, 1990). Essas alterações metabólicas são decorrentes do acúmulo de lactato em nível muscular e da acidez metabólica presente em intensidades de exercício nas quais a demanda por nutrientes supera sua oferta, ou seja, a partir do LA (WASSERMAN et al., 1999).

Os centros cardiovascular e respiratório promovem então os ajustes cardiorrespiratórios necessários para a manutenção da realização do exercício, como por exemplo, o ajuste da FC pelos eferentes simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo (CATAI, 1992; GALLO JR. et al., 1995; CHACON-MIKAHIL et al., 1998) e os ajustes do *drive* ventilatório (WASSERMAN et al., 1999). Desta forma, ocorre um aumento da FC (HOFMANN et al., 1994; BUNC et al., 1995) e da  $\dot{V}CO_2$  (WASSERMAN et al., 1999; CRESCÊNCIO, 2002) desproporcional ao incremento linear de potência aplicada, a partir de uma determinada intensidade de trabalho, geralmente próxima ao momento em que essas alterações fisiológicas começam a acontecer, isto é, próxima ao LA.

O aumento da demanda metabólica observado em intensidades de exercício próximas ao LA ocorre principalmente em decorrência de um maior recrutamento de unidades motoras, necessárias para a manutenção da contração muscular exigida pelo exercício (NAGATA et al., 1981; GLASS et al., 1998). No presente estudo, o crescente recrutamento de unidades motoras, refletido pelo aumento da amplitude do sinal mioelétrico do músculo vasto lateral, apresentou um ponto de quebra de linearidade de sua resposta, durante a execução do exercício físico dinâmico progressivo.

Foi observado, no presente estudo, que a frequência cardíaca,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  e RMS do sinal eletromiográfico aumentaram linearmente com o incremento

de potência até uma determinada intensidade de trabalho, apresentando a partir deste instante um aumento desproporcional, ou seja, apresentaram pontos de quebra de linearidade em suas respostas. Nossos achados são concordantes com HOFMANN et al. (1994), que também encontraram este aumento desproporcional para os valores de FC, com WASSERMAN et al. (1999) e CRESCÊNCIO (2002), para os valores de  $\dot{V}CO_2$  e com LUCÍA et al. (1997), para os valores de RMS do sinal eletromiográfico.

Assim, no presente estudo foram utilizados diferentes métodos de determinação do limiar de anaerobiose ventilatório (LAV) para a análise das respostas das variáveis cardiovasculares, ventilatórias, metabólicas e mioelétricas, utilizando-se de análises diretas de percepção, cognição-visual, como a análise visual dos dados realizada por 3 observadores, que a literatura tem referido como uma técnica eficiente e confiável (WASSERMAN et al., 1999 e CRESCÊNCIO, 2002); por procedimentos de processamento dos dados utilizando-se de computadores, de modo a permitir a aplicação de modelos matemáticos. Os modelos matemáticos aplicados nos estudos na área da fisiologia do exercício, visam representar determinados tipos de comportamentos dinâmicos dos sistemas biológicos estudados, e suas interações durante a condição de exercício físico (SILVA, 1988 e CRESCÊNCIO, 2002). No que se refere ao LA, a aplicação de modelos matemáticos permite, de maneira objetiva, identificar pontos de mudança no padrão desses comportamentos, que caracterizam esse estado fisiológico.

Deste modo, foi utilizado como padrão de referência o método visual gráfico das variáveis ventilatórias  $\dot{V}O_2$  e  $\dot{V}CO_2$  (MVV). Porém deve-se ressaltar que esse é um método subjetivo, uma vez que está na dependência do processo de percepção-cognição de analisadores humanos. O MVV foi comparado com o modelo

matemático linear-linear (MMLL) aplicado aos dados da  $\dot{V}CO_2$  e com o modelo matemático de Hinkley (MMH) aplicado aos dados de FC, RMS do sinal eletromiográfico e  $\dot{V}CO_2$ , na análise dos valores de potência (W),  $\dot{V}O_2$  ( $mlO_2/Kg/min$ ),  $\dot{V}CO_2$  ( $ml/min$ ), FC (bpm) e RMS do sinal miográfico ( $\mu V$ ).

O MMLL, utilizado no presente estudo, assim como outros modelos matemáticos bissegmentados, desenvolvidos em conjunto com a FEF/UNICAMP e com o Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, aplicado aos dados da  $\dot{V}CO_2$  em função do tempo, vem sendo preferivelmente utilizado, por ser mais adequado às mudanças de inclinação para representar o LA (SOLER et al., 1989; CRESCÊNCIO, 2002 e SAKABE, 2004).

Na avaliação da adequação dos modelos de análise do presente estudo, observamos que o modelo bissegmentado linear-linear (MMLL) aplicado aos valores da  $\dot{V}CO_2$  não apresentou correlação significativa em relação ao método visual gráfico das variáveis ventilatórias (MVV) ( $r_s=0,56$ ), para determinação do LA, para os valores de potência. Nossos achados são concordantes com CRESCÊNCIO (2002), que cita o achado de um erro sistemático do MMLL na medida do LA, onde os valores obtidos não estavam concentrados em torno da bissetriz, quando correlacionado ao método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias, tendo o modelo matemático uma tendência a subestimar os valores de potência e  $\dot{V}O_2$  no LA. Porém, nossos dados diferem de SAKABE (2004), que encontrou altos coeficientes de correlação entre o método MMLL e o modelo visual gráfico ventilatório ( $r_s=0,81$ ), não obtendo portanto na análise da variável potência um erro sistemático em relação a estes modelos.

Como foi mencionado anteriormente, apesar da análise das variáveis ventilatórias e metabólicas ser a referência na determinação do LA, a utilização de

equipamentos de ergoespirometria é restringida, na maioria das vezes, a laboratórios de pesquisa, tendo seu acesso limitado pelo alto custo na aquisição desse tipo de equipamento, bem como sua manutenção e complexo manuseio. Desta forma, estudos vêm sendo propostos para que se analise o LA, pela obtenção da FC e da EMG<sub>s</sub>, que são ferramentas mais simples e menos dispendiosas, na avaliação da capacidade funcional de voluntários.

No presente estudo foi implementado o algoritmo do modelo matemático de regressão segmentada de estimação de máxima verossimilhança de HINKLEY (1969), que identifica o ponto de mudança no padrão de comportamento das variáveis FC (MMH-FC), RMS do sinal mioelétrico (MMH-RMS) e da  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) durante um teste de exercício físico dinâmico.

Na literatura, estão bem documentadas as mudanças nos padrões de resposta das variáveis cardiorrespiratórias (RIBEIRO et al., 1985; HOFMANN et al., 1994; BUNC et al., 1995; WASSERMAN et al., 1999) e musculares (LUCÍA et al., 1997; GLASS et al., 1998), estudados de forma independente. Porém o momento de mudança de padrão dessas variáveis, assim como as relações existentes entre elas, merecem maiores investigações, utilizando-se de ferramentas matemáticas e estatísticas.

O algoritmo de Hinkley visa identificar o momento em que ocorrem essas mudanças, para cada uma das variáveis estudadas. Vale ressaltar que essas mudanças, independente do sistema estudado, obedecem ao padrão da quebra de linearidade da resposta de sua variável, em um determinado instante do teste.

Quanto à aplicação do modelo matemático de Hinkley aos dados do presente estudo, os resultados são corroborados aos observados por LUCÍA et al. (1997), que utilizaram um modelo matemático linear bissegmentado que detectava o

ponto de quebra de linearidade da relação amplitude do sinal mioelétrico do vasto lateral em relação à potência. Neste estudo, os autores referem que este ponto coincide com o aumento do equivalente ventilatório do oxigênio, ou seja, com o LA quantificado pela análise das variáveis ventilatórias. A análise pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$ , assim como o MMLL, se baseia no princípio de que, a partir de uma determinada intensidade de exercício, ocorre um aumento do *drive* ventilatório, com aumento da  $\dot{V}CO_2$  desproporcional ao incremento da potência aplicada (WASSERMAN et al., 1999).

Na avaliação da adequação dos modelos de análise do presente estudo, observamos que o modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC ( $r_s=0,40$ ),  $\dot{V}CO_2$  ( $r_s=0,43$ ) e RMS do sinal eletromiográfico ( $r_s=0,40$ ) não apresentou correlação significativa em relação ao método visual gráfico das variáveis ventilatórias (MVV) para determinação do LA, quando comparados aos valores de potência. Esses dados são discordantes de SAKABE (2004), que encontrou altos coeficientes de correlação ao método MMH-FC ( $r_s=0,91$ ), MMH- $\dot{V}CO_2$  ( $r_s=0,78$ ) e MMH-RMS ( $r_s=0,84$ ). Essa discordância pode ser devido às características individuais dos voluntários do presente estudo que são hipertensos. Deve-se considerar que na hipertensão arterial os mecanismos fisiopatológicos, incluem aumento da atividade simpática e da atividade do sistema renina-angiotensina, disfunção endotelial, alterações estruturais do lúmen dos vasos sanguíneos, alteração da predominância do metabolismo do tipo de fibra muscular glicolítica e que podem ter contribuído para as discordâncias encontradas (MODESTI et al., 1994; LUCÍA et al., 1997 e KRIEGER, 1999).

Ainda em relação à adequação dos modelos de análise utilizados no presente estudo, foi observado que os valores de potência,  $\dot{V}O_2$  e FC obtidos no

LAV pelo modelo matemático de Hinkley (MMH) aplicados à variável  $\dot{V}CO_2$  apresentou valores sempre inferiores em relação às metodologias de análise. Estes valores podem ser em função do comportamento da variável  $\dot{V}CO_2$  nos voluntários hipertensos. A literatura refere que nestes indivíduos, ocorre durante o exercício físico dinâmico, uma menor perfusão sangüínea dos músculos em atividade, devido à pressão arterial sistêmica elevada quando comparados aos normotensos. Esse padrão de resposta é causado por anormalidades no tônus vasomotor, com resposta atenuada ao estímulo vasodilatador e um relativo aumento na resistência vascular periférica (MODESTI et al., 1994). Assim, várias evidências indicam que a resposta cardiovascular ao exercício físico dinâmico, em hipertensos, é mais influenciada por alterações na circulação periférica do que pelos mecanismos centrais.

Em relação ao tipo de fibra muscular, alguns estudos (MODESTI et al., 1994 e LUCÍA et al., 1997) relatam que ocorre mudança no padrão de recrutamento da unidade motora com predomínio das fibras de contração lenta (tipo I) para as fibra de contração rápida (tipo II-b). Desta forma durante o exercício físico dinâmico ocorre predomínio do metabolismo anaeróbio levando ao acúmulo de lactato circulante. De fato, a redução do metabolismo aeróbio implica em um aumento da resistência vascular periférica durante o exercício.

MODESTI et al. (1994), estudando hipertensos no estágio I, sem uso de medicação anti-hipertensiva, durante teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa, utilizando esteira com protocolo de Bruce modificado, apenas discute a composição do tipo de fibra muscular no hipertenso. LUCÍA et al. (1997), coletou a EMGs do músculo vasto lateral de indivíduos transplantados, durante teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa em cicloergômetro, utilizando eletrodo de superfície, sendo o sinal amplificado com um filtro passa banda de 250 Hz. A

freqüência de amostragem foi de 1000 Hz, e os valores da EMGs foram calculados a cada 2 segundos.

Porém, na avaliação da adequação do método visual gráfico das variáveis ventilatórias  $\dot{V}O_2$  e  $\dot{V}CO_2$  para determinação do LA, houve correlação significativa entre as variáveis potência em relação à  $\dot{V}O_2$  ( $r_s=0,75$ ). Estes dados são concordantes com os achados de SAKABE (2004), que também encontrou correlação significativa ( $r_s=0,63$ ) entre as mesmas variáveis. O presente estudo também obteve correlação significativa entre as variáveis potência e FC ( $r_s=0,69$ ). Estes achados nos levam a sugerir que o modelo MVV mostrou-se adequado quando comparado para as variáveis FC e  $\dot{V}O_2$  em relação ao grupo de hipertensos do presente estudo.

Dessa forma, os resultados encontrados no presente estudo mostram que a mudança no padrão do comportamento da FC durante o exercício físico dinâmico progressivo ocorre em instantes semelhantes às mudanças no padrão ventilatório e metabólico, sugerindo que os ajustes promovidos pelos sistemas cardiorrespiratórios são mediados simultaneamente.

RIBEIRO et al. (1985), utilizando método visual para identificação de mudança no padrão do comportamento da FC, referem que o ponto de quebra da linearidade da FC coincide com o ponto de compensação respiratória e não com o primeiro LA. Estes resultados diferem dos encontrados na presente investigação, podendo essas diferenças estarem relacionadas à metodologia de análise empregada (análise visual da FC vs. análise por modelo matemático), bem como à coleta de dados utilizada (média da FC a cada minuto vs. captação da FC batimento a batimento).

Em relação à adequação da utilização de algoritmos matemáticos na quantificação do LA, o presente estudo com voluntários hipertensos, está de acordo com HOFMANN et al. (1994) e BUNC et al. (1995), que estudaram voluntários normotensos e utilizaram um modelo matemático de ajuste linear aos dados de FC, que detectava o ponto onde a resposta da FC perdia a linearidade em relação ao aumento da potência. Os autores referem que este ponto de quebra é fortemente correlacionado com o LA determinado pelo método do lactato sangüíneo (segundo aumento abrupto do lactato sangüíneo em torno de 4 mmol/l). HOFMANN et. (1994) referem que os coeficientes de correlação das variáveis potência ( $r=0,923$ ),  $\dot{V}O_2$  ( $r=0,974$ ) e FC ( $r=0,857$ ) no LA identificado pelas duas metodologias foram significativos ( $p<0,001$ ). BUNC et al. (1995) referem que a correlação do  $\dot{V}O_2$  ( $r=0,870$ ) e FC ( $r=0,857$ ) no LA determinado pelas duas metodologias foram significantes ( $p<0,001$ ).

Esta adequação evidencia que existe uma relação entre FC e  $\dot{V}O_2$  durante o exercício, que pode estar relacionada ao volume sistólico e à diferença entre a quantidade de  $O_2$  do sangue arterial e venoso que está na dependência da disponibilidade da hemoglobina, da oxigenação sangüínea no pulmão e extração de  $O_2$  na periferia. O débito cardíaco (DC) no início do exercício sofre elevação devido ao aumento do volume sistólico e da FC. O volume sistólico aumenta devido ao inotropismo cardíaco e aumento do retorno venoso resultante de gradientes pressóricos causados pela contração muscular e diminuição da pressão intratorácica, acompanhado de aumento da respiração profunda. Com a continuidade do exercício, ocorre adicional aumento no DC devido ao aumento da FC (WASSERMAN et al., 1999).

Os indivíduos hipertensos apresentam características de hiperatividade do sistema simpático com aumento da frequência e do débito cardíaco e do volume sistólico. O aumento do fluxo sanguíneo, decorrente da hiperatividade cardíaca, pode estimular a parede dos vasos e promover alterações de suas atividades constritoras e dilatadoras diante de substâncias vasoativas. Paralelamente, a hiperatividade simpática pode estimular a produção de angiotensina II que, por sua vez, pode aumentar ainda mais a vasoconstrição periférica. Todas estas alterações, decorrentes de uma circulação hiperdinâmica, podem aumentar potencialmente a resistência periférica total e elevar a pressão arterial (RIBEIRO et al., 1997).

Foram também analisados no presente estudo os valores de potência,  $\dot{V}O_2$ , FC,  $\dot{V}CO_2$  e RMS determinados no momento do LA pelos 5 métodos de análise: MVV, MMLL, MMH- $\dot{V}CO_2$ , MMH-FC e MMH-RMS que são discutidos abaixo.

SAKABE (2004), estudando homens de meia idade, saudáveis e utilizando as mesmas metodologias de análise, obteve valores semelhantes aos encontrados nos voluntários hipertensos no presente estudo para os valores de potência no LAV de 66,5W (MVV); 61W (MMLL); 66,5 (MMH-FC); 60,5W (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e 65W (MMH-RMS); para os valores de  $\dot{V}O_2$ , expressos em mediana, de 11 mlO<sub>2</sub>/Kg/min (MVV); 10,7 mlO<sub>2</sub>/Kg/min (MMLL); 10,5 mlO<sub>2</sub>/Kg/min (MMH-FC); 11,7 mlO<sub>2</sub>/Kg/min (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e 10,7 (MMH-RMS) e para os valores de frequência cardíaca, em valores medianos de 95,2 bpm (MVV); 93,6 bpm (MMLL); 92,8 bpm (MMH-FC); 95,8 bpm (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e 95,8 bpm (MMH-RMS). A similaridade obtida entre os dois estudos pode estar relacionada ao tipo de atividade física apresentado pelos voluntários hipertensos.

Porém, nossos dados diferem dos valores obtidos de MODESTI et al. (1994), que encontraram, para homens ativos com hipertensão leve, idade média de 42,5 anos, em teste cardiopulmonar realizado em esteira com protocolo de Bruce modificado, valores médios de potência de 140 W; FC de 93 bpm;  $\dot{V}O_2$  de 21,7 mlO<sub>2</sub>/Kg/min e  $\dot{V}CO_2$  de 1705 ml/min no LAV. Esse estudo determinou o LA como sendo o valor de consumo de O<sub>2</sub> ( $\dot{V}O_2$ ) em que se perde a relação linear entre  $\dot{V}E$  e  $\dot{V}O_2$ . Os maiores valores de  $\dot{V}O_2$  e  $\dot{V}CO_2$  encontrado por estes autores pode ser devido ao ergômetro utilizado pelos mesmos (esteira).

Embora os valores das variáveis cardiovasculares e ventilatórias encontrados por MODESTI et al. (1994), sejam diferentes do presente estudo, o comportamento da resposta destas variáveis, são semelhantes, ou seja, ocorreu um aumento linear da produção de CO<sub>2</sub> em relação ao consumo de O<sub>2</sub>, o que reflete um metabolismo predominantemente aeróbio até o ponto de mudança da reta, supondo ser o momento em que ocorre o LA, passando a predominar a partir deste ponto, o metabolismo anaeróbio.

Em relação ao RMS do sinal eletromiográfico, LUCÍA et al. (1997), coletando a EMGs do músculo vasto lateral, durante teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa em cicloergômetro, utilizando eletrodo de superfície, sendo o sinal amplificado com um filtro passa banda de 250 Hz. A frequência de amostragem foi de 1000 Hz, e os valores da EMGs foram calculados a cada 2 segundos. Foi utilizando o modelo matemático de regressão linear relacionando a EMGs e o tempo, e o ponto de cruzamento entre estas duas retas foi determinado o LA, que neste estudo, obteve-se o valor de 59 ( $\mu$ V). Estes dados também são discordantes do presente estudo e podem estar relacionados a diferença dos modelos utilizados na

análise para determinação do LA, quando comparamos os valores com a metodologia de referência do presente estudo.

NAGATA et al. (1981), também observou que o aumento da demanda metabólica em intensidades de exercício próximas ao LA ocorre principalmente em decorrência de um maior recrutamento de unidades motoras, necessárias para a manutenção da contração muscular exigida pelo exercício físico. Com o aumento contínuo da potência aplicada em um protocolo de exercício físico dinâmico do tipo rampa, as fibras musculares do tipo I começam a entrar em estado de fadiga a partir de um determinado momento, sendo necessário então o recrutamento de mais fibras musculares, principalmente do tipo II, refletido por um aumento da amplitude do sinal mioelétrico. Porém cabe ressaltar, segundo ERIM (1996), que as unidades motoras das fibras glicolíticas de contração rápida possuem taxas de disparo inferiores as das fibras oxidativas.

Uma das limitações metodológicas do presente estudo, se deve ao fato de não ter havido a realização de biópsia no músculo vasto lateral estudado dos indivíduos hipertensos, limitando a análise detalhada e a afirmação da predominância de atividade do tipo de fibra muscular dos voluntários estudados.

MODESTI et al. (1994), não detectou, em seu estudo, diferenças entre as variáveis ventilatórias e metabólicas na fase inicial do exercício físico entre hipertensos e normotensos. A primeira resposta vascular ao exercício é em relação ao pH e aos mediadores da vasodilatação no endotélio que está reduzida, e esta pode ser a razão para o prejuízo metabólico observado. Após a vasodilatação inicial no músculo ativo, dois sistemas reflexos aumentam a ativação simpática e têm uma ação vasoconstritora. O primeiro é a atividade paralela de recrutamento do moto neurônio  $\alpha$  e tem um importante papel na frequência cardíaca e um menor papel na

atividade constritora no leito vascular periférico. Por outro lado há a ativação metabólo-reflexa no músculo esquelético, levando a mudanças na concentração metabólica no interstício dos músculos em atividade, aumentando o fluxo simpático para o músculo esquelético com uma menor influência na frequência cardíaca. Este último reflexo é particularmente importante na hipertensão arterial, por induzir uma marcante redução no fluxo sanguíneo para o músculo em contração e pode contribuir para a prevalência do metabolismo anaeróbio.

Desta forma, os resultados encontrados no presente estudo para quantificar o LA pela análise de modelos matemáticos aplicados à sinais biológicos, tal como a FC, possibilita uma análise objetiva e adequada dos parâmetros cardiorrespiratórios e de sua aplicação como ferramenta para avaliação da capacidade funcional e para prescrição de protocolos de treinamento aos indivíduos hipertensos de meia idade.

Com relação às diferenças estatisticamente não significantes encontradas, em nosso estudo e as encontrada em outros utilizando a mesma metodologia (SAKABE, 2004), sugere que estudos futuros deverão ser realizados, com um maior número de voluntários envolvendo populações com diferentes condições de saúde, faixa etária e de ambos os sexos, para se avaliar as limitações encontradas, bem como para se ter uma melhor aplicação e adequação das metodologias matemáticas propostas neste estudo, para quantificar, de maneira objetiva, segura e confiável o LA.

## **CONCLUSÕES**

## 6. CONCLUSÕES

1. O comportamento das variáveis cardiorrespiratórias e musculares durante os testes de exercício físico dinâmico apresentaram-se compatíveis com os encontrados na literatura
2. O modelo MMLL mostrou-se mais sensível na análise da mudança do padrão de resposta da  $\dot{V}CO_2$ , por apresentar valores similares aos encontrados pela metodologia do modelo visual gráfico (padrão ouro).
3. O modelo matemático de Hinkley mostrou-se sensível na determinação da mudança de padrão das respostas das variáveis estudadas
4. O modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de  $\dot{V}CO_2$  apresentou-se sempre com menores valores, o que pode estar relacionado ao fato dos voluntários hipertensos estudados, apresentarem predominância de metabolismo anaeróbio na produção de energia, podendo resultar em prejuízo do metabolismo aeróbio
5. De uma forma geral podemos concluir que as mudanças dos padrões de respostas das variáveis cardiorrespiratórias e musculares ocorrem em níveis próximos ao LA, refletindo a introdução dos sistemas orgânicos em atividade durante o exercício físico

6. Desta forma, a contribuição deste estudo visa trazer benefícios na prática clínica da avaliação da capacidade funcional de indivíduos hipertensos, submetidos a programas terapêuticos farmacológicos e não farmacológicos beneficiando a prescrição de programas de treinamento físico e de tratamento clínico, uma vez que são técnicas mais simples, de fácil acesso e menos onerosas em relação a utilização do equipamento de ergoespirometria, que tem um custo elevado e não acessível ao atendimento da população.

**REFERÊNCIAS**  
**BIBLIOGRÁFICAS**

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CONSENSO NACIONAL DE ERGOMETRIA. Arq. Bras. Cardiol, v 65 II, 1995.
2. III CONSENSO BRASILEIRO DE HIPERTENSÃO ARTERIAL – CBHA. Campos do Jordão, SP, 1998.
3. II DIRETRIZES DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA SOBRE TESTE ERGOMÉTRICO. Arq Bras Cardiol, v 78, sp II, 2002.
4. IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL. Rev Soc Bras Hipertensão, v. 5, n. 4, p. 1-129, 2002.
5. ALONSO, D. O.; FORJAZ, C. L. M.; RESENDE, L. O.; BRAGA, A. M. F. W.; BARRETO, A. C. P.; NEGRÃO, C. E.; RONDON, M. U. P.B. Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. Arq Bras Cardiol, v. 71, n. 6, p. 787-792, 1998.
6. BALDISSERA, V. Estudo da variabilidade do limiar de anaerobiose e frequência cardíaca de indivíduos sedentários e atletas durante exercício físico dinâmico em cicloergômetro, utilizando-se rampas corrigidas. 1992. Dissertação (Doutorado em Biociências Aplicadas em Clínica Médica). Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
7. BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. Muscle alive, their function revealed by electromyography. Baltimore: Willians & Wilkins, 5a. edição, p. 187-99, 1985.

8. BEAVER W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol*, v. 60, n. 6, p. 2020-2027, 1986.
9. BUNC, V.; HOFMANN, P.; LEITNER, H.; GAISL, G. Verification of the heart rate threshold. *Eur J Appl Physiol*, v. 70, p. 263-269, 1995.
10. CATAI, A. M. Adaptações cardiorrespiratórias em atletas: estudo em diferentes fases do treinamento físico. 1992. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
11. CARREIRA, M. A. M. Q.; RIBEIRO, J. C.; CALDAS, J. A.; TAVARES, L. R.; NANI, E. Resposta da pressão arterial ao esforço máximo em hipertensos sob diferentes esquemas terapêuticos. *Arq Bras Cardiol*, v. 75, n. 4: p. 281-284, 2000.
12. 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 aerobic training in middle-age men: the importance of a decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. *Braz J Med Biol Res*, v. 31, n. 5, p. 705-712, 1998.
13. CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P. G.; DROGHETTI, P.; CODECA, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive fieldtest in runners. *J Appl Physiol*, v. 52: p. 869-873, 1982.

14. CRESCÊNCIO, J. C. Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos. 2002. Dissertação (Mestrado em Biociências Aplicadas em Clínica Médica) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
15. DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci*, v. 17, p. 299-305, 1994.
16. ERIM, Z.; DE LUCA, C. J.; MINEO, K.; AOKI, T. Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle & Nerve*, v. 19, p. 563-573, 1996.
17. FERREIRA, V. A influência da idade e da reposição hormonal sobre a modulação autonômica do coração e o limiar de anaerobiose. 2003. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos/HCFMRP/Instituto de Química de São Carlos, São Carlos.
18. FORJAZ C. L. M., MATSUDAIRA Y., RODRIGUES F. B., NUNES N., NEGRÃO C. E. Post-exercise changes in blood pressure, heart rate and rate pressure product at different exercise intensities in normotensive humans. *Braz J Med Biol Res* 1998; 31: 1247-1255.
19. GALLO JR., L.; MACIEL, B. C.; MARIN-NETO J. A.; MARTINS, L. E. B. Ajustes cardiovasculares ao exercício físico. Efeitos do treinamento aeróbio. *Medicina*, v. 23, n. 2, p. 101-106, 1990.

20. GALLO JR., L.; MACIEL, B. C.; MARIN-NETO J. A.; MARTINS, 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, n. 11-12, p. 1179-1184, 1995.
21. GALLO JR, L.; CASTRO, R. B. P.; MACIEL, B. C. Exercício físico e hipertensão. *Hipertensão arterial*. Ed. Saraiva-Sarvier, São Paulo, Brasil, p. 175-186, 1997.
22. GLASS, S. C.; KNOWLTON, R. G.; SANJABI, P. B.; SULLIVAN, J. J. Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. *J. Sports Med Phys Fitness*, v. 38, n. 1, p. 47-52, 1998.
23. GOUVÊA, E. C.; CATAI, A. M.; SILVA, E.; OLIVEIRA, L.; MILAN, L. A. GALLO JR., L. Implementação e incorporação dos módulos de análise de dados e emissão de relatórios ao sistema computacional de eletrocardiografia de esforço. *Anais do V Congresso de Iniciação Científica da UFSCar (CIC-UFSCar), Anais eletrônico, São Carlos UFSCar, 1998.*
24. HALLIWILL J. R. Mechanisms and clinical implications of post-exercise hypotension in humans. *Exerc Sports Sci Rev* 2001; 29 (2): 65-70.
25. HINKLEY, D. V. Inference about the intersection in two-phase regression. *Biometrika*, v. 56, n. 3, p. 495-504, 1969.
26. HOFMANN, P.; BUNC, V.; LEITNER, H.; POKAN, R.; GAISL, G. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*, v. 69, p. 132-139, 1994.

27. ISHIKAWA, K.; OHTA T.; ZHANG J.; HASHIMOTO S.; TANAKA H. Influence of age and gender on exercise training-induced blood pressure reduction in systemic hypertension. *Am J Cardiol*; 84: 192-196, 1999.
28. JAMMES, Y.; CAQUECARD, F.; BADIER, M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercise. *Respiration Physiology*, v.112, p.167-174, 1998.
29. KRIEGER, E. M.; IRIGOYEN M. C.; KRIEGER J. E. Fisiopatologia da hipertensão. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo*, v. 9, n. 1, 1999.
30. LUCÍA, A.; VAQUERO, A. F.; PÉREZ, M.; SÁNCHEZ, O.; SÁNCHEZ, V.; GÓMEZ, M. A.; CHICARRO, J. L. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients. *Chest*, v. 111, n. 6, p. 1571-1576, 1997.
31. MARÃES, V. R. F. S.; SILVA, E.; RIBEIRO, T. F.; PETTO, J.; MOURA, M. S. A.; CATAI, A. M.; OLIVEIRA, L.; TREVELIN, L. C.; GALLO JR., L. Study of heart rate variability in the characterization of anaerobic threshold (AT) in discontinuous dynamic exercise tests (DDET). *Journal of the International Academy of Cardiology*, v. 1, n. 1, p. 47, 1999.
32. MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; YEMM, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contraction. *J. Physiol.*, v. 230, p. 371-390, 1973.
33. MITCHEL, J. Neural control of the circulation during exercise. *Med Sci Sports Exerc.*, v. 22, n. 2, p. 141-154, 1990.

34. MODESTI, P. A.; OLIVO G.; PESTELLI, F.; GUARNACCIA, V.; GENSINI, G. F.; MALFANTI, P. L.; SERNERI, G. G. N. Anaerobic Metabolism in hypertensive patients during exercise stress test. *Am J. Hypertens*, v 7, p. 469-473, 1994.
35. MOREIRA, W. D.; FUCHS, F. D.; RIBEIRO J. P., Appel L. J. The effect of two aerobic training intensities on ambulatory blood pressure in hypertensive patients: results of a randomized trial. *J Clin Epidemiol* 1999; 52 (7): 637-642.
36. MORITANI, T.; YOSHITAKE, Y. The use of electromyography in applied physiology. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, p. 363-381, 1998.
37. NAGATA, A.; MURO, M.; MORITANI, T.; YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and signals myoelectric. *Japanese Journal of Physiol*, v. 31, p. 585-597, 1981.
38. OLIVEIRA, L.; BARCELLOS, S. R.; CIONE, M. A.; FERREIRA, V. C.; LIPORONE, M. A.; CATAI, A. M.; MARTINS, L. E. B.; TREVELIN, L. C.; GALLO JR., L.; SILVA, E. Sistema computacional para captação e processamento em tempo real de sinais de eletrocardiograma. *Anais da XI Reunião Anual da Federação das Sociedades de Biologia Experimental – FeSBE*, p. 317-317, Caxambu – MG, 1996.

39. PINHEIRO, D. A. Estudo do limiar de anaerobiose e de outros parâmetros cardiorrespiratórios frente a testes de avaliação funcional em atletas e em sedentários. 1997. Dissertação (Mestrado em Ciências Fisiológicas), Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.
40. RIBEIRO, A. B.; KOHLMANN JR, O.; TAVARES, A. Definição, classificação etiopatologia da hipertensão arterial. Ed. Saraiva-Sarvier, São Paulo, Brasil, p. 23-30, 1997.
41. RIBEIRO, J. P.; FIELDING, R. A.; HUGHES, V.; BLACK, A.; BOCHESI, M. A.; KNUTTGEN, H. G. Heart rate break point may coincide with the anaerobic threshold and not the aerobic threshold. *Int J Sports Med*, v. 6, n. 4, p. 220-224, 1985.
42. RONDON M. U. B., ALVES M. J., BRAGA A. M., TEIXEIRA O. T., BARRETO A. C., KRIEGER E. M., NEGRÃO C. E. Postexercise blood pressure reduction in elderly hypertensive patients. *J Am Coll Cardiol* 2002; 39 (4): 676-82.
43. SAKABE, D. I.; FERREIRA, V.; RIBEIRO, T. F.; AZEVEDO, G. D.; MILAN, L. A.; CATAI, A. M.; OLIVEIRA, L.; GALLO JR., L.; SILVA DE SÁ, M. F.; SILVA, E. Use of a semi-parametric model for the analysis of heart rate variability (HRV) in order to determine the anaerobic threshold of middle-aged men and postmenopausal women receiving or not hormonal replacement therapy. In: 13<sup>th</sup> Annual Meeting of North American Menopause Society (NAMS), 2002, Chicago. Anais..., Chicago, 2002, p. 94-94.

44. SAKABE, D. I. Quantificação do limiar de anerbiose durante exercício físico dinâmico: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares. 2004. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.
45. SILVA, E. Influência do exercício isométrico nas respostas da frequência cardíaca e eletromiográficas no homem. 1998. Dissertação (Doutorado) – Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
46. SILVA, E.; CATAI, A. M.; TREVELIN, L. C.; GUIMARÃES, J. O.; SILVA JR, L. P.; SILVA, L. M. P.; OLIVEIRA, L.; MILAN, L. A.; MARTINS, L. E. B.; GALLO JR., L. Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise. *Annals of the World Congress on Medical Phys and Biom Engineering*, v.1,p.419-149, RJ, 1994.
47. SOLER, A. M.; FOLLEDO, M.; MARTINS, L. E. B.; LIMA-FILHO, E. C.; GALLO JR, L. Aerobic threshold estimation by statistical modeling. *Braz J Med Res*. v.22, p.795-797, 1989.
48. TANJI, J.; KATO, M. Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man. *Exp. Neurol.*, v.40, p.771-783, 1973.
49. TEIXEIRA, L. C. A. Análise do padrão de resposta da frequência cardíaca pelos métodos de séries temporais e semi-paramétrico e de sua variabilidade na determinação do limiar de anaerbiose. 2003. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos/HCFMRP/Instituto de Química de São Carlos, São Carlos.

50. VITASSALO, J. T.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiol Scand*, v.124, p.287-293, 1985.
51. WASSERMAN, K.; HANSEN, J. E.; SUE, D. Y.; WHIPP, B. J.; CASABURI, R. *Principles of exercise testing and interpretation*. Editora Lippincott Williams & Wilkins, 3ª edição, 1999.
52. WILMORE, J. C.; COSTILL, D. L. *Fisiologia do esporte e do exercício*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2002.

## **APÊNDICE 1**

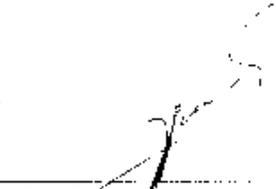
Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
 PRÓ - REITORIA DE PÓS - GRADUAÇÃO E PESQUISA  
 COORDENADORIA DE PESQUISA  
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UFSCar, registrado no CONEP/Conselho Nacional de Saúde, pelo ato de 18 de março de 1997, DELIBEROU aprovação o projeto com protocolo nº 065/2002 e título: **"ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE CONSUMO DE OXIGÊNIO, VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E ELETROMIOGRAFIA NO LIMAR DE ANEROBIOSE EM SEDENTÁRIOS, PORTADORES DE FATORES DE RISCO PARA DOENÇA DA ARTÉRIA CORONÁRIA (DAC) E COM DAC ESTABELECIDA: ESTUDO DOS EFEITOS DO TREINAMTO. FÍSICO AERÓBIO"** com orientação do Profa. Dra. Aparecida Maria Catai.

São Carlos, 25 de setembro de 2002.

  
 Prof. Dr. Jorge Oishi  
 Presidente da Comissão de Ética

## **APÊNDICE 2**

Termo de Consentimento Formal

## Termo de Consentimento Formal

**Pesquisa:** “Determinação do limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico em homens hipertensos de meia-idade: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares”.

**Responsáveis:** Orientadora: Profa. Dra. Ester da Silva  
Mestranda: Albaiza Nicoletti Otterço

A pesquisa tem por finalidade observar as variáveis da eletromiografia, do consumo de oxigênio e determinar o limiar anaeróbio a partir de medidas ventilatórias, metabólicas e pela variabilidade da frequência cardíaca.

Antes do início do teste em questão, serei submetido a anamnese (com dados pessoais, hábitos de vida e alimentar, antecedentes familiares, história atual e pregressa), avaliação clínica, avaliação física fisioterápica, eletrocardiograma (ECG) de repouso deitado e sentado com verificação da FC e da pressão arterial, e exames laboratoriais (hemograma, glicemia de jejum, lipidograma completo, urina de rotina, uréia, ácido úrico e creatininas séricas), com o objetivo de detectar possíveis alterações cardiovasculares, musculares ou articulares que contra-indiquem minha participação na pesquisa. Também será realizado linha de base da pressão arterial sistólica e diastólica em 5 dias não consecutivos, duas medidas (intervaladas por 5 minutos) nos dois membros superiores nas posições supina, sentada e em.

A sua continuidade dar-se-á com um teste clínico de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D), realizado com a presença de um médico cardiologista especializado neste procedimento, para a avaliação de minha condição física e cardiovascular. Durante o TEFDC-D, a FC será registrada a partir do ECG durante todo o teste. A pressão arterial será mensurada no repouso, ao final de cada potência de exercício e durante a recuperação.

Serei submetido a um teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R), o qual será iniciado com uma potência de 4 Watts por minutos, seguido por um incremento de potência de 15 ou 20 Watts por 4 minutos até que eu atinja aproximadamente 85% da resposta de FC pico obtida no teste ergométrico clínico ou da minha FC máxima prevista pela idade. Conjuntamente será realizada coleta dos sinais eletromiográficos do músculo vasto lateral através do eletromiógrafo de superfície, e coleta dos dados ventilatórios através do analisador de gases. A minha FC será registrada batimento a batimento a partir do ECG durante o repouso nas posições supino (deitada) e sentada por um período de 15 minutos em cada posição, previamente a realização do esforço físico, por um período de 1 minuto antes da realização do exercício físico e 1 minuto após o exercício. Estou ciente de que estes testes funcionais apresentam caráter não invasivo, ou seja, sem a utilização de drogas medicamentosas ou de procedimentos invasivos.

Antes de iniciar os testes, serei instruído sobre os sinais e sintomas que devem me alertar a parar a seqüência do teste; ainda serei observado por uma equipe treinada

que estará alerta a qualquer alteração que possa sugerir a interrupção do exercício exigido.

Os benefícios que terei com tais procedimentos incluem a verificação de possíveis alterações eletrocardiográficas associadas com a análise dos exames físico e postural, observando assim, minha situação física. Os testes me possibilitarão reconhecer meus limites fisiológicos durante o exercício dinâmico submáximo, servindo também como parâmetro para treinamento físico que evitem sobrecarga cardiorrespiratória, muscular e articular.

As informações obtidas durante as avaliações e os exames laboratoriais serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha expressa autorização por escrito. As informações assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando minha privacidade.

Eu li e entendi as informações precedentes. Além disso, todas as dúvidas que me ocorreram já foram sanadas completamente.

Durante o período de observação científica, estarei ciente da minha condição de inatividade física, não realizando exercícios físicos para, assim, não alterar os resultados do programa proposto.

Comprometo-me, por meio deste, seguir com o programa até sua finalização, visando reconhecer os meus limites orgânicos, além de me desempenhar para a continuidade do estudo proposto, salvo algum problema que possa surgir que me impossibilite de participar.

Eu, \_\_\_\_\_ portador  
do RG n°. \_\_\_\_\_, residente a Rua:  
\_\_\_\_\_, n°. \_\_\_\_\_,  
Bairro: \_\_\_\_\_, Cidade: \_\_\_\_\_, Estado:  
\_\_\_\_\_, tendo recebido as informações acima e ciente dos meus direitos  
abaixo relacionados, voluntariamente concordo em participar de um programa científico  
nos termos do projeto de pesquisa proposto pelo Núcleo de Pesquisa em Exercício  
Físico (NUPEF) da Universidade Federal de São Carlos.

1. A garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento a qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos e benefícios e outros relacionados com a pesquisa;
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 minha privacidade;

4. O compromisso de me proporcionar informação atualizada durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade de continuar participando.

São Carlos, \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Voluntário

Pesquisadores:

\_\_\_\_\_  
Orientadora: Profa. Dra. Ester da Silva

\_\_\_\_\_  
Profa. Dra. Aparecida Maria Catai  
Chefe do Laboratório

\_\_\_\_\_  
Mestranda Albaiza Nicoletti Otterço

## **APÊNDICE 3**

### Ficha de Avaliação Fisioterapêutica



**NÚCLEO DE PESQUISA EM EXERCÍCIO FÍSICO - NUPEF**

**FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA**

Pesquisador(a).....

Avaliação número:.....

Data: ...../...../.....

Horário: ..... : ..... h

Temperatura: .....°C

Última refeição há: ..... : ..... h

Umidade ar: .....%

**I - DADOS PESSOAIS:**

Nome:.....

Código:.....

Data nascimento:.....

Idade:.....

Sexo:.....

RG:.....

Local Nascimento:.....UF:.....

Raça: ( ) branca ( ) negra ( ) amarela ( ) vermelha

Profissão atual (tempo):.....Profissão anterior (tempo):.....

Estado civil:.....

Grau de instrução:.....

Endereço:.....

Bairro:.....

Cidade:.....UF:.....

Telefone:.....

E-mail:.....

**II - ANAMNESE:**

**1. Possui convênio médico?**

- ( ) sim Qual?:.....  
 ( ) não

**2. Hábitos de vida:**

**a) É fumante atualmente?**

- ( ) Sim Cigarros/dia:..... Há quanto tempo:.....  
 ( ) Não Já fumou antes ..... Cigarros/dia:.....Período  
 fumante:..... Quando parou:.....

**b) Ingere bebida alcoólica atualmente?**

- ( ) Sim Que tipo?: ( ) destilados ( ) fermentados ( ) ambos  
 Há quanto tempo?:.....  
 Quantidade diária:.....

- ( ) Não Já ingeriu bebida alcoólica antes.....?( ) destilados ( ) fermentados ( ) ambos  
 Quantidade:.....Frequência/semana:.....  
 Há quanto tempo parou?.....:.....
- c) Faz algum tipo de dieta alimentar?  
 ( ) sim Qual?..... Há quanto tempo?:.....  
 ( ) não
- d) Pratica alguma atividade física?  
 ( ) Sim Qual?.....  
 Tem orientação?:.....  
 Nível: ( ) leve ( ) moderada ( ) intensa ( ) muito intensa  
 Frequência semanal:.....  
 Há quanto tempo?: .....
- ( ) Não
- e) Já praticou alguma atividade física?  
 ( ) sim Qual:..... Por quanto tempo:.....  
 Frequência semanal: ..... Há quanto tempo parou:.....  
 ( ) não
- f) Qual nível de stress na profissão?  
 ( ) trabalho normal em ambiente tranquilo  
 ( ) trabalho com estresse e preocupações moderadas  
 ( ) trabalho estafante em ambiente estressante
- g) Nível de estresse apresentado pelo estilo de vida e tipo de personalidade  
 ( ) Vida normal sem queixas  
 ( ) Sono normal/fisiológico  
 ( ) Problemas conjugais e/ou familiares  
 ( ) sono perturbado com menos de 8 horas por dia  
 ( ) comportamento do tipo "A"

### 3. Dados Clínicos:

- a) Tem DCV diagnosticada?  
 ( ) Sim Qual?.....  
 Há quanto tempo?:..... Médico:.....  
 ( ) Não
- b) Apresenta algum problema musculo-esquelético?  
 (Obs: quando a resposta for "sim" mencionar local e a data da lesão.)
- Fraturas: ( ) não ( ) sim .....
- Luxações: ( ) não ( ) sim .....
- rupturas musculares ( ) não ( ) sim .....
- Instabilidade: ( ) não ( ) sim .....
- Lesões nervosas: ( ) não ( ) sim .....
- Tendinites: ( ) não ( ) sim .....
- Problema de coluna: ( ) não ( ) sim .....
- Dificuldade de movimento: ( ) não ( ) sim .....
- Outros:.....

c) Apresenta alguma das doenças abaixo:

	Tipo	Há quanto tempo	Tratamento
Tireóide			
Diabetes			
Dislipidemia			
Obesidade			
Renais			
Pulmonares			
Outra			
Outra			

d) Medicamentos em uso:

Medicamento	Dosagem	Tempo que toma

e) Cirurgia

( ) não ( ) sim (quais e data?).....

f) Qual o membro dominante?

- Superior: ( ) destro ( ) sinistro
- Inferior: ( ) direito ( ) esquerdo

g) Outras observações a respeito de sua saúde que não foram apresentadas acima:

.....

#### 4. Antecedentes Familiares

a) Idade do Pai:..... Idade da Mãe:.....

b) Na família há antecedentes das doenças abaixo:

	Grau Parentesco	Tipo e/ou Tempo
DCV		
Alteração Tireóide		
Diabetes		
Dislipidemia		
Obesidade		
Renais		
Pulmonares		
Outros		

#### III - EXAME FÍSICO:

PA:.....x.....mmHg (1ª medida) PA:.....x.....mmHg (2ª medida) PA:.....x.....mmHg (média)

FC:.....bpm

Peso corporal:..... Kg

Altura:..... cm

IMC: .....Kg/cm<sup>2</sup>

## 1 – Músculo-esquelético

a) Mensuração:

Mensuração	Membro Inferior - Coxa	
	Comprimento	Cirtometria (cm)
Direito		
Esquerdo		

b) Testes retrações musculares

DIREITO	MÚSCULOS	ESQUERDO
<b>Decúbito Dorsal</b>		
	Ísquiotibiais	
	Reto Femoral	
	Iliopsoas	
<b>Decúbito Lateral</b>		
	Tensor fáscia lata	
<b>Decúbito Ventral</b>		
	Quadríceps	
<b>Em pé</b>		
	Tríceps sural	

- sem retração      + leve      ++ moderada      +++ grave

c) Relatório Avaliação postural:

---

**IV - EXAMES LABORATORIAIS**


---

EXAME	DATA	VALORES OBTIDOS	VALORES REFERÊNCIAS
Triglicérides			
Glicemia			
Colesterol	total		
	LDL		
	HDL		
Urina (tipo I)			
Ácido Úrico			
Creatinina			
Uréia			

---

**V - EXAMES COMPLEMENTARES**


---

# **APÊNDICE 4**

Tabelas

Tabela I. Valores obtidos dos exames laboratoriais de glicemia, uréia, creatinina, triglicérides, colesterol total, LDL, HDL, VLDL e ácido úrico em mg/dl dos voluntários estudados (n=9).

	Valores de referência	AA	JC	JCM	JFA	JGC	LE	MCS	MP	OSL
<b>Glicemia (mg/dl)</b>	76-120	96,0	98,0	106,0	108,0	86,0	104,0	119,0	132,0	109,0
<b>Uréia (mg/dl)</b>	16-46	35,0	36,0	30,0	30,0	32,0	26,0	26,0	36,0	30,0
<b>Creatinina (mg/dl)</b>	M: 0,7-1,3	0,9	1,0	1,1	0,8	1,0	1,0	1,1	1,3	1,3
<b>Triglicérides (mg/dl)</b>	< 200	126,0	160,0	174,0	80,0	160,0	242,0	120,0	143,0	180,0
<b>Colesterol total (mg/dl)</b>	< 200	196,0	174,0	224,0	140,0	234,0	161,0	232,0	183,0	234,0
<b>LDL (mg/dl)</b>	< 130	124,8	103,0	123,2	76,0	163,0	78,0	120,0	130,0	96,0
<b>HDL (mg/dl)</b>	> 35	46,0	39,0	66,0	48,0	39,0	34,0	59,0	24,0	37,0
<b>VLDL (mg/dl)</b>	< 32	25,2	32,0	34,8	16,0	32,0	48,0	33,4	28,6	31,6
<b>Ácido úrico (mg/dl)</b>	H: < 6	6,5	6,0	9,0	4,0	5,0	6,6	5,1	4,0	4,9

Tabela II. Valores médios das aferições de pressão arterial sistólica e diastólica coletadas nos membros superiores direito e esquerdo nas condições supino, sentado e em pé, que foram realizadas em 5 dias não consecutivos para obtenção da linha de base da pressão arterial dos voluntários estudados (n=9).

Voluntários	Supino				Sentado				Em pé			
	Membro Superior Direito		Membro Superior Esquerdo		Membro Superior Direito		Membro Superior Esquerdo		Membro Superior Direito		Membro Superior Esquerdo	
	PAS	PAD	PAS	PAD	PAS	PAD	PAS	PAD	PAS	PAD	PAS	PAD
AA	141	95	140	96	141	97	142	100	144	101	144	104
JC	142	94	141	91	143	96	142	91	143	94	142	95
JCM	149	98	146	93	148	95	145	94	147	99	147	99
JFA	144	97	143	94	150	100	147	100	152	106	152	105
JGC	140	96	140	95	141	95	141	97	140	101	141	101
LE	141	93	144	92	141	99	142	98	141	101	141	100
MCS	155	100	150	98	149	101	149	99	150	107	148	104
MP	148	106	146	102	145	105	144	102	146	103	142	102
OSL	155	105	152	104	146	106	143	101	144	104	143	106
Média	146	98	145	96	145	99	144	98	145	102	144	102
Desvio Padrão	6,0	4,6	4,3	4,5	3,7	4,0	2,8	3,6	3,9	3,9	3,8	3,4
Mediana	144	97	144	95	145	99	143	99	144	101	143	102
1 <sup>o</sup> Quartil	141	95	141	93	141	96	142	97	143	101	142	100
3 <sup>o</sup> Quartil	149	100	146	98	148	101	145	100	147	104	147	104
Mínimo	140	93	140	91	141	95	141	91	140	94	141	95
Máximo	155	106	152	104	150	106	149	102	152	107	152	106

Tabela III: Valores de frequência cardíaca (FC), em bpm, pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em mmHg, nas condições de repouso sentado e no pico do TEFDC-D, FC máxima prevista (Fcmáx prev) para a idade e potência pico, em Watts (W) atingida no TEFDC-D dos voluntários estudados (n=9).

Voluntários	Repouso Sentado			Pico do exercício				
	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FCmáx prev(bpm)	FC máx atingida(bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	Potência (W)
AA	65	130	90	164	154	210	100	150
JC	71	140	90	163	148	225	110	125
JCM	61	160	100	162	170	240	110	150
JFA	69	160	100	163	175	230	110	150
JGC	67	140	100	170	160	200	100	175
LE	72	140	100	163	165	230	105	175
MCS	74	148	92	163	170	230	110	150
MP	105	140	100	159	160	205	110	125
OSL	90	140	90	161	152	240	110	125
Média	74,88	144,22	95,77	163,11	161,55	223,33	107,22	147,22
DP	13,90	10,02	5,04	2,97	9,16	14,79	4,40	19,54
Mediana	71	140	100	163	160	230	110	150
1 <sup>o</sup> Quartil	67	140	90	162	154	210	105	125
3 <sup>o</sup> Quartil	74	148	100	163	170	230	110	150
Mínimo	61	130	90	159	148	200	100	125
Máximo	105	160	100	170	175	240	110	175

TEFDC-D: Teste de Esforço Físico Dinâmico Contínuo do tipo Degrau  
 DP: Desvio Padrão

Tabela IV. Descrição dos resultados eletrocardiográficos (ECG) realizado durante o TEFDC-D pelos voluntários ( n=9).

<b>Voluntários</b>	<b>ECG</b>
<b>AA</b>	Repouso pré-teste com segmento ST descendente e onda T difásica em MC5 e DII. Teste ergométrico clínico (TEC) negativo para isquemia miocárdica.
<b>JC</b>	Durante o exercício onda T positiva de baixa amplitude em MC5 e DII. TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>JCM</b>	Manteve o segmento ST com padrão ascendente e medido a 0,08 seg após ponto J (ponto y). extra-sístoles supra-ventriculares (ESSV) isoladas na carga máxima. TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>JFA</b>	Onda T positiva de baixa amplitude em MC5 e DII. ESSV isoladas durante o teste e no pós-teste. TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>JGC</b>	Durante o repouso segmento ST descendente em MC5 e DII e onda T difásica. TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>LE</b>	Onda S profunda em MC5 e DII, onda T positiva. TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>MCS</b>	Infradesnível do ponto J de – 1,0 mm em MC5, com ST ascendente, infradesnível ST de –1,0 mm em DII e ausência de desnível em VII. Onda T manteve-se positiva. TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>MP</b>	TEC negativo para isquemia miocárdica.
<b>OSL</b>	ESSV isoladas durante hiperpnéia. TEC negativo para isquemia miocárdica.

TEFDC-D: Teste de Exercício Físico Dinâmico Contínuo do tipo Degrau

Tabela V: Valores de potência, em Watts (W), de frequência cardíaca (FC), em batimentos por minuto (bpm), pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD), em mmHg, consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), em  $mlO_2/Kg/min$ , produção de dióxido de carbono ( $VCO_2$ ), em  $ml/min$ , ventilação (VE), em  $l/min$  e a classificação funcional aeróbia, segundo a American Heart Association, obtidos no pico do exercício durante o TEFDC-R.

Voluntário	Potência (W)	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	$VO_2$ $ml/Kg/min$	$VCO_2$ $ml/min$	VE ( $l/min$ )	Classificação Funcional aeróbia
AA	173	142	240	115	24,8	2268	85,6	regular
JC	124	147	222	120	18,0	1807	65,3	fraca
JCM	119	143	220	120	22,4	1763	59,2	fraca
JFA	166	152	220	120	22,1	2429	95,8	fraca
JGC	192	151	235	125	29,4	2306	86,0	regula
LE	166	149	225	130	22,9	2229	83,6	fraca
MCS	185	167	260	125	24,7	2570	89,7	regula
MP	150	153	230	130	25,1	2289	72,8	regula
OSL	148	147	230	130	22,4	1818	48,5	fraca
Média	158.11	150.11	231.33	123.88	23,53	2164.33	76,28	fraca
DP	25.19	7.37	12.73	5.46	3,07	294.50	15,78	
Mediana	166	149	230	125	22,9	2268	83,6	fraca

Tabela VI. Valores de potência (W), consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$  mlO<sub>2</sub>/kg/min), produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$  ml/min), frequência cardíaca (FC bpm) e RMS do sinal eletromiográfico ( $\mu V$ ), no nível de exercício em que foi determinado o LA por diferentes metodologias, dos voluntários de meia-idade hipertensos (n=9). Valores apresentados em média, desvio padrão e mediana.

Metodologia	Potência (W)	$\dot{V}O_2$ (mlO <sub>2</sub> /kg/min)	$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	FC (bpm)	RMS ( $\mu V$ )
MVV	68 ± 13,15	10,1 ± 2,5	831 ± 202,5	94 ± 13,2	87 ± 51,19
	71	9,9	871	90	78
MMLL	64 ± 8,1	10,0 ± 1,7	792 ± 141,1	93 ± 7,9	86 ± 52,48
	62	9,9	785	92	97
MMH-FC	66 ± 17,7	10,3 ± 2,4	820 ± 206,9	93 ± 8,0	91 ± 53,45
	66	10,2	740	95	104
MMH- $\dot{V}CO_2$	49 ± 11,5	8,4 ± 1,6	682 ± 155,7	86 ± 5,7	72 ± 37,32
	50	8,1	677	86	87
MMH-RMS	69 ± 14,51	10,85 ± 1,72	707,11 ± 162,14	95,77 ± 10,5	89,6 ± 50,26
	65	11	778	93	84,74

Método visual gráfico ventilatório (MVV); método do modelo matemático bissegmentado linear-linear (MMLL) aplicado aos dados de produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) e método do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC), a  $\dot{V}CO_2$  (MMH- $\dot{V}CO_2$ ) e RMS do sinal eletromiográfico (MMH-RMS).