



*UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA*

**COMPARAÇÃO DE DIFERENTES MÉTODOS PARA
DETERMINAR O LIMIAR DE ANAEROBIOSE DE IDOSOS
SAUDÁVEIS**

LUIS GUSTAVO POZZI

SÃO CARLOS 2006

LUIS GUSTAVO POZZI

**COMPARAÇÃO DE DIFERENTES MÉTODOS PARA
DETERMINAR O LIMIAR DE ANAEROBIOSE DE IDOSOS
SAUDÁVEIS**

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

Orientadora: Profa. Dra. Aparecida Maria Catai

SÃO CARLOS 2006

**PROJETO DESENVOLVIDO COM APOIO FINANCEIRO CAPES, CNPQ E
FAPESP**

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

P893cd

Pozzi, Luis Gustavo.

Comparação de diferentes métodos para determinação do limiar de anaerobiose de idosos saudáveis / Luis Gustavo Pozzi. -- São Carlos : UFSCar, 2006.

91 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2006.

1. Fisioterapia. 2. Limiar de anaerobiose. 3. Modelos matemáticos. 4. Idosos. I. Título.

CDD: 615.82 (20ª)

ESTE TRABALHO FOI DESENVOLVIDO NO
NÚCLEO DE PESQUISA EM EXERCÍCIO
FÍSICO – NUPEF – LABORATÓRIO DE
FISIOTERAPIA CARDIOVASCULAR, DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO
CARLOS, COM APOIO FINANCEIRO DA
CAPES, CNPq e FAPESP.

Aos meus pais e irmãos, Luiz e Sônia, Fernando, Cláudia e Luiz A. Junior. Seria impossível agradecer com palavras o quanto a presença de vocês foi e é fundamental em minha vida

Agradecimentos especiais

À professora e amiga Aparecida Maria Catai, pela orientação e apoio em torno dos dez anos em que nos conhecemos. Meus sinceros agradecimentos

À professora Ester da Silva, pela amizade e pioneirismo.

Aos parceiros de pesquisa, Robison, Ruth e Anielle, que sempre se dispuseram a ajudar em qualquer momento. Sem vocês a realização deste não seria possível.

Aos colegas e amigos de laboratório: Audrey, Valéria, Michel, Daniel, Luciana, Mali, Michelle, Karla, Natália, Carol, Elisane, Camila, Rodrigo, Victor, Renata, Ana Cristina e todo pessoal da pós-graduação e graduação que “transitaram” laboratório.

Aos voluntários, pela colaboração, compreensão e paciência. Meus agradecimentos.

Aos amigos de longa data, que mesmo sem estarem presentes durante a pesquisa, colaboraram nos momentos de lazer.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, pelo suporte e apoio prestados.

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

A todas as pessoas que contribuíram de certa forma para a realização deste trabalho, principalmente a minha namorada Elizangela. Não há como imaginar o andamento da vida sem a presença dela.

RESUMO

POZZI, L.G. *Comparação de diferentes métodos para determinar o limiar de anaerobiose de idosos saudáveis*, 2006. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos.

Alguns estudos têm sido conduzidos com o objetivo de aplicar modelos matemáticos aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS do sinal mioelétrico para determinar um ponto de mudança nos seus comportamentos frente ao exercício e caracterizar alterações metabólicas que ocorrem no nível do limiar de anaerobiose (LA), poupando tempo e otimizando todo o processo de análise convencional, que por motivos financeiros, torna-se restrita a poucos centros de pesquisa. O objetivo do presente estudo foi determinar o limiar de anaerobiose aplicando dois modelos matemáticos, Heteroscedático e Hinkley, ao conjunto de dados de FC, RMS e $\dot{V}CO_2$. Metodologia: foram estudados 9 idosos ativos ($61,4 \pm 1,8$ anos) durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, em cicloergômetro, com incrementos de potência variando de 10 a 15 Watts/min. Foram coletados os dados de FC batimento a batimento, eletromiografia de superfície do músculo vasto lateral e variáveis ventilatórias respiração a respiração. Após a aplicação dos modelos matemáticos e identificados os pontos de quebra de comportamento, foram registrados neste momento os valores de potência, $\dot{V}O_2$ e FC, comparados e correlacionados aos obtidos pelo modelo visual gráfico. Metodologia estatística: foi utilizado o teste de *Friedman* para comparações múltiplas e o teste de correlação de *Spearman* (nível de significância de 5%). Resultados: não foram

encontradas diferenças significantes, em relação ao padrão ouro, entre os valores de potência, $\dot{V}O_2$ e FC no momento do LA identificado pelos diferentes modelos. Foram encontradas correlações significantes entre os valores de FC identificados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC e $\dot{V}CO_2$, entre os valores de $\dot{V}O_2$ quando identificados pela frequência cardíaca e de potência somente quando identificada pelo modelo de Hinkley aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico. Conclusões: no grupo estudado, os modelos matemáticos mostraram-se eficientes na determinação não-invasiva do LA. Ambos os modelos ajustaram-se melhor aos dados de FC, seguido pela $\dot{V}CO_2$ e RMS.

ABSTRACT

POZZI, L.G. Comparison of different methods to determine the anaerobic threshold of healthy older men, 2006. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos.

Some studies have been conducted with the objective of applying mathematical models to the data of HR, $\dot{V}CO_2$ and RMS of myoelectric signal to determine a shift point on their behaviors during exercise and characterize metabolic changes which occur at the anaerobic threshold level (AT), saving time and optimizing the conventional analysis process which, by financial reasons, has become restricted to few research centers. The objective of the present study was to determine the anaerobic threshold applying two mathematical models, Heteroscedastic and Hinkley, to a set of HR, RMS and $\dot{V}CO_2$ data. Methods: 9 active elderly subjects were studied ($61,4 \pm 1,8$ years) during continuous physical ramp load test on cycle ergometer, with power ranging from 10 to 15 Watts/min. FC data was collected beat to beat and ventilatory variables breath to breath. After the application of mathematical models to these variables and the identification of the behavior shift points, the power levels, HR and $\dot{V}O_2$ were registered, compared and co-related to those obtained by the graphic visual model. Statistic methodology: The Friedman test was used to make multiple comparisons and the Spearman co-relation test (5%) to verify the adjustment of the models to the variables. Results: no significant differences were found ($p > 0,05$) in relation to the gold standard, between the power levels, $\dot{V}O_2$ and HR during the LA shift identified by the different models.

Significant correlated data were found between the HR values identified by the mathematical models applied to the HR and $\dot{V}O_2$ data, between the values of $\dot{V}O_2$ when identified by the HR, and between power rates only when identified by the Hinkley model applied to data of RMS of the myoelectric signal. Conclusion: in the sample study, the mathematical models appeared adequate in determining non-invasive AT. Both models adjusted better to the HR data, followed by $\dot{V}CO_2$ and RMS.

LISTA DE ABREVIACES E SBOLOS

%	=	percentagem
°C	=	Graus Celsius
ACSM	=	American College of Sports Medicine
bpm	=	batimentos por minuto
CO ₂	=	Dióxido de carbono
DF	=	domínio da freqncia
dp	=	desvio padrão
DII	=	derivao eletrocardiogrfica bipolar referente ¢ diferença de potencial entre os eletrodos posicionados no braço direito (-) e na perna esquerda (+)
ECG	=	eletrocardiograma
EMGs	=	Eletromiografia de superfície
FC	=	freqncia cardíaca
H	=	Modelo matemático de Hinkley
Hz	=	hertz
IMC	=	ndice de massa corpórea
iR-R	=	intervalo R-R
kg	=	quilogramas
kg/m ²	=	quilogramas/metros ²
LA	=	Limiar de anaerobiose
LAV	=	Limiar de anaerobiose ventilatório
m	=	metros
MC5	=	derivao eletrocardiográfica bipolar referente ¢ diferença de potencial entre os eletrodos posicionados no ápice do manúbrio esternal (-) e no quinto espaço intercostal na direção da linha axilar anterior esquerda (correspondente a V5) (+).

min	= minutos
mmHg	= milímetros de mercúrio
ms	= milisegundos
n	= número
NUPEF	= Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico
PA	= Pressão arterial
PAD	= Pressão arterial diastólica
PAS	= Pressão arterial sistólica
rpm	= Rotações por minuto
r	= Coeficiente de correlação de <i>Spearman</i>
R	= Modelo matemático Heteroscedástico
RMS	= <i>Root Mean Square</i>
SNA	= Sistema nervoso autônomo
TEFDC-D	= Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau
UFSCar	= Universidade Federal de São Carlos
UNIMEP	= Universidade Metodista de Piracicaba
V2	= derivação eletrocardiográfica unipolar no 4° espaço intercostal ao lado esquerdo do esterno
VCO ₂	= Produção de dióxido de carbono
VE	= Ventilação
VFC	= Variabilidade da frequência cardíaca
VO ₂	= Consumo de oxigênio
VO _{2máx}	= Consumo máximo de oxigênio
W	= Watts

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Ilustração do posicionamento dos eletrodos negativo (vermelho), positivo (amarelo) e neutro (preto) para a captação do eletrocardiograma na derivação MC5	15
Figura 2	Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau, com carga de aquecimento de 4 Watts (W), durante 2 minutos e incrementos de 25 em 25 W a cada 3 minutos, até a exaustão física do voluntário	18
Figura 3	Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, com carga de aquecimento de 4 Watts (W), durante 2 minutos e incrementos de 10 a 15 W a cada 2 minutos, até a exaustão física do voluntário	19
Figura 4	Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento, obtida a partir dos intervalos R-R do registro de eletrocardiograma na condição de exercício dinâmico do tipo rampa .	21
Figura 5	A: eletrodo bipolar diferencial ativo; B: terminais de acoplamento ao eletrodo de Ag/AgCl; C: eletrodos de superfície de Ag/AgCl	23
Figura 6	Ilustração do posicionamento do eletrodo no ventre muscular do músculo vasto lateral, na distância média entre trocanter maior e côndilo lateral do fêmur, para registro do sinal eletromiográfico	24
Figura 7	Espectro de potência do sinal da EMGs (pela análise da FFT) do músculo VL de um dos voluntários (CEW), durante a realização do teste de esforço físico dinâmico	26
Figura 8	Representação do sinal da EMGs correspondente a contração muscular (A) e o relaxamento (B), obtido de um dos voluntários estudados (CEW) durante o protocolo II	27
Figura 9	Sinal mioelétrico (painel superior) e RMS (painel inferior) em função do tempo, referentes às contrações do músculo vasto lateral de um dos voluntários estudados (CEW), durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.	28
Figura 10	Ilustração da tela do sistema ergoespirométrico durante o TEFDC-R, mostrando em A, os incrementos de potência (azul) e da velocidade da pedalada (vermelho); e em B, as variáveis consumo de oxigênio (curva vermelha), produção de dióxido de carbono (curva azul), ventilação pulmonar (curva verde) e	30

freqüência cardíaca (curva preta), plotadas respiração a respiração, em função do tempo, no gráfico inferior, de um dos voluntários estudados (ARC).

- Figura 11 Ilustração do gráfico utilizado na determinação do limiar de anaerobiose ventilatório (padrão ouro), contendo valores, em médias móveis de 8 respirações se deslocando a cada ciclo respiratório, do consumo de oxigênio e da produção de dióxido de carbono, de um dos voluntários estudados. Trecho selecionado para análise dos dados 33
- Figura 12 Ilustração do gráfico utilizado na determinação do limiar de anaerobiose ventilatório (padrão ouro), contendo valores, em médias móveis de 8 respirações se deslocando a cada ciclo respiratório, do consumo de oxigênio e da produção de dióxido de carbono, de um dos voluntários estudados. Perda da linearidade entre o consumo de oxigênio e a taxa de produção de gás carbônico 34
- Figura 13 Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de freqüência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos voluntários estudados. 37
- Figura 14 Ilustração da análise do modelo matemático Heterocedástico (R) aplicado aos dados de freqüência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos voluntários estudados. 39
- Figura 15 Análise dos valores de consumo de oxigênio no limiar de anaerobiose identificados pelo modelo Heteroscedástico aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico (μV) dos voluntários estudados ($n=9$) quanto à distribuição dos dados. Acima estão representado os valores observados em relação aos esperados e abaixo, a curva de Gauss e histograma do número de observações. 41
- Figura 16 Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro), modelo matemático R e Hinkley aplicados aos dados de freqüência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e produção de dióxido de carbono ($\dot{V}\text{CO}_2$), dos voluntários estudados 46
- Figura 17 Valores de consumo de oxigênio, em ml/min e ml/kg/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro), modelo matemático Heteroscedástico (R) e Hinkley aplicados aos dados de freqüência cardíaca (FC), 48

RMS do sinal mioelétrico e produção de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$), dos voluntários estudados (n = 9). Nível de significância $\alpha = 5\%$

- Figura 18 Valores de frequência cardíaca, em batimentos por minuto, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro), modelo matemático R e Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e produção de dióxido de carbono, dos voluntários estudados. 50
- Figura 19 Percentual dos valores de potência, $\dot{V}O_2$ e FC no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro) em relação ao pico do teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa, dos voluntários estudados. 53

LISTA DE TABELAS

Tabela I.	Idade em anos, peso em quilogramas (kg), altura em metros (m) e índice de massa corporal (IMC) em kg/m ² dos voluntários estudados (n = 9).	42
Tabela II	Valores de repouso e pico atingidos durante o protocolo II, de potência, FC, PA, potência, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e classificação funcional aeróbia (n = 9).	44
Tabela III.	Coefficientes de correlação entre os valores de potência, FC e $\dot{V}O_2$, no momento do LA, identificado pelos modelos matemáticos e pelo padrão ouro.	52

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIACÕES E SÍMBOLOS	i
LISTA DE FIGURAS	iii
LISTA DE TABELAS	vi
RESUMO	vii
ABSTRACT	ix
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 O exercício físico e o limiar de anaerobiose	1
1.2 variáveis cardiorrespiratórias em resposta ao exercício físico	4
1.2.1 frequência cardíaca	4
1.2.2 consumo de oxigênio	5
1.2.3 eletromiografia de superfície	8
1.2.4. Aplicação de modelos matemáticos a variáveis biológicas obtidas em TEFDC-R para a identificação do limiar de anaerobiose	10
2. MATERIAIS E MÉTODOS	13
2.1. Aspectos éticos	13
2.2. Local de realização do estudo	13
2.3. Voluntários estudados	13
2.4. Avaliação inicial	14
2.5. Critérios de inclusão	15
2.6. Procedimentos gerais	15
2.7. Protocolos experimentais	17
2.7.1. Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D)	17
2.7.2. Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-r):	18
2.8. Procedimentos e materiais utilizados	20
2.8.1. Ergometria	20
2.8.2 Eletrocardiografia	20
2.8.3. Eletromiografia	21
2.8.3.1 Equipamentos utilizados	21

2.8.3.2 Colocação dos eletrodos da eletromiografia	22
2.8.3.3 Processamento do sinal mioelétrico	25
2.8.4. Variáveis ventilatórias e metabólicas	28
2.8.5. Demais equipamentos e materiais utilizados	30
2.9. Metodologia de análise dos dados	31
2.9.1. Análise descritiva dos dados dos voluntários	31
2.9.2. Métodos de análise para determinação do limiar de anaerobiose	31
2.9.2.1. Método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias por três analisadores independentes (padrão ouro)	32
2.9.2.2. Método de análise pelo modelo matemático de Hinkley aplicado às respostas da frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e da produção de gás carbônico (VCO_2)	36
2.9.2.3. Método de análise pelo modelo matemático Heteroscedástico (R) aplicado às respostas da frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e da produção de gás carbônico (VCO_2)	38
2.10. Metodologia estatística	40
3. RESULTADOS	42
3.1. Voluntários estudados	42
3.2. Limiar de anaerobiose	44
3.2.1. Comparação dos valores de potência no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos determinados pelos modelos matemáticos.	45
3.2.2. Comparação dos valores de consumo de oxigênio no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos determinados pelos modelos matemáticos	47
3.2.3. Comparação dos valores de frequência cardíaca no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos determinados pelos modelos matemáticos	49
3.2.4. Correlação entre as variáveis estudadas no nível do limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico e das demais metodologias matemáticas estudadas	51

3.2.5. Percentual dos valores de potência, consumo de oxigênio e frequência cardíaca no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos valores pico do exercício.	53
4. Discussão	54
4.1. Voluntários estudados	54
4.2. Limiar de anaerobiose	56
5. Conclusão	67
6. Referências bibliográficas	69
APÊNDICE A	81
APÊNDICE B	83
APÊNDICE C	86

1. INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento está associado a uma série de alterações musculares, articulares, neurológicas e metabólicas, que são consideradas próprias da idade (ACSM, 1998). Existe uma evidência crescente que o exercício físico aeróbio habitual pode melhorar a capacidade aeróbia, melhorar a resistência muscular e eficiência dos músculos esqueléticos em utilizar oxigênio e ainda prevenir doenças (osteoporose, coronariopatias, diabetes mellitus não insulino dependente) (RESNICK, 2000). Entretanto, para obter esses benefícios é necessário que a prescrição de exercícios físicos seja individualizada. Assim, enfoque tem sido dado na avaliação e quantificação de parâmetros fisiológicos que auxiliem na prescrição de atividade física, sendo o limiar de anaerobiose um parâmetro fisiológico útil e de grande importância na avaliação da capacidade funcional.

1.1. O exercício físico e o limiar de anaerobiose

No início da realização de uma atividade é necessária a liberação de energia proveniente da quebra da adenosina trifosfato (ATP), com o objetivo de transformar a energia química em mecânica, sendo necessário que a energia livre da hidrólise da ligação terminal do ATP seja utilizada para mudanças nas conformações dos filamentos de actina e miosina, promovendo o processo de contração muscular (WILMORE & COSTILL, 2002).

O músculo esquelético produz ATP para sustentar a requisição física a partir de uma ou da combinação das seguintes vias metabólicas: 1) ATP-CP, que consiste na transferência do fosfato da creatina fosfato para o ADP e, proporciona oferta de energia

para o instante inicial da atividade física; 2) via glicolítica, que é a produção de ATP decorrente da degradação anaeróbia da glicose, fornecendo energia para atividades de curta duração, enquanto é disponibilizado o oxigênio; e 3) via oxidativa, onde a formação de energia dá-se pela degradação aeróbia da glicose, ácidos graxos e aminoácidos na mitocôndria na presença de O₂ e pode ser mantida por longos períodos de atividade física (McARDLE, KATCH e KATCH, 1998).

No decorrer de um exercício progressivo, a partir de uma determinada intensidade o sistema oxidativo de produção de energia passa a ser incapaz de suprir a crescente demanda de energia proveniente das exigências das fibras musculares ativas. Desta forma, o sistema de produção de energia pelo sistema de glicólise anaeróbia passa a complementar a produção energética (WASSERMAN *et al.*, 1999). Esse sistema, apesar de menos eficiente, garante a continuidade do esforço até potências iguais ou superiores ao ponto de saturação do sistema de transporte de O₂ denominado de consumo máximo de O₂ ($\dot{V}O_{2 \text{ máx.}}$) (McARDLE, KATCH e KATCH, 1998). Assim, o limiar de anaerobiose (LA) pode ser definido como a intensidade de exercício físico na qual a produção de energia pelo metabolismo anaeróbio predomina em relação ao metabolismo aeróbio, refletindo um aumento na concentração de lactato sanguíneo e na razão lactato/piruvato no músculo ou sangue arterial (WASSERMAN *et al.*, 1999).

O limiar de anaerobiose tem sido utilizado na determinação da capacidade física de um indivíduo (WASSERMAN, WHIPP, 1986). Este parâmetro pode variar em função do grau de treinamento físico (CHACON-MIKAHIL *et al.*, 1998) e também da idade, onde ocorre uma diminuição progressiva da capacidade física, tanto decorrente de

processos fisiológicos como por fatores secundários como o sedentarismo (CATAI *et al.*, 2002; PIMENTEL *et al.*, 2003).

Para quantificar a eficiência dos sistemas orgânicos frente à execução de um determinado exercício, é necessário que a atividade física seja controlada. Existem testes de avaliação funcional de várias naturezas, cada um com seu propósito. No entanto, quando o objetivo é avaliar a capacidade aeróbia, os protocolos com incrementos de intensidade em rampa permitem uma melhor relação entre o $\dot{V}O_2$ predito e a carga de trabalho (TEBEXRENI *et al.*, 2001). Neste, as condições de equilíbrio nunca são alcançadas, sendo o tempo ideal de execução do exercício em entre 10 e 12 minutos (BUCHFUEHRER *et al.*, 1983), onde se espera atingir o valor de frequência máxima prevista ou o teste será interrompido por sinais e sintomas limitantes.

Este tipo de protocolo foi o escolhido para o estudo, pois permite a observação do comportamento das variáveis estudadas em função do tempo e carga de trabalho, permitindo a identificação do limiar de anaerobiose e capacidade máxima de exercício dos voluntários estudados. Metodologias para a avaliação do limiar de anaerobiose, com utilização de protocolos de exercício físico do tipo rampa, como a análise das respostas ventilatórias e metabólicas, cardiovasculares e da eletromiografia de superfície, têm sido utilizadas (MARÃES, 2004; OTTERÇO, 2004; SAKABE, 2004; PESSOTI, 2005). Estas também foram as metodologias utilizadas no presente estudo.

1.2. Variáveis cardiorrespiratórias e musculares em resposta ao exercício físico

1.2.1. Frequência cardíaca

O coração é o órgão central na manutenção da homeostase do organismo, sendo que as modificações que ocorrem na frequência cardíaca é um dos fatores principais deste equilíbrio (LONGO; FERREIRA; CORREIA, 1995).

Está bem estabelecido que as mudanças na atividade nervosa autonômica sobre o sistema cardiovascular são causadas por sinais originados do sistema nervoso central (SNC) a partir do córtex motor que ativa o sistema cardiorrespiratório e, paralelamente, músculo-esquelético durante o exercício, sendo essa ativação proporcional ao número de unidades motoras necessárias para o desempenho da atividade física. Estes sinais aferentes ao centro cardiovascular localizado no bulbo promovem respostas cardiovasculares rápidas, tais como a retirada vagal atuante no nódulo sinoatrial observada no início do exercício. O mecanismo neural reflexo periférico consiste em sinais aferentes enviados pelos mecanorreceptores e quimiorreceptores (fibras aferentes do tipo III e IV, respectivamente), localizados nas fibras musculares, e também pelos barorreceptores, localizados nos seios carotídeos e arco aórtico, aos centros respiratório e cardiovascular no bulbo, promovendo também respostas cardiorrespiratórias necessárias para a execução do exercício físico (MITCHELL, 1990).

Ambos comandos, central e periférico, interagem entre si e determinam mudanças nos níveis de atividade autonômica do coração (SEALS *et al.*, 1983; GALLO JR *et al.*, 1988; MACIEL *et al.*, 1987; ROWELL, 1990; HAGERMAN *et al.*, 1996; IELLAMO *et al.*, 1999; SILVA *et al.*, 1999; QUITÉRIO, 2002), promovendo um aumento abrupto da FC que se manifesta logo no primeiro batimento, subsequente ao início do

exercício (PETRO *et al.*, 1970; MACIEL *et al.*, 1989). A literatura refere que a elevação inicial rápida da FC, nos 10 segundos (s) iniciais do exercício, é atribuída à inibição da modulação da atividade vagal sobre o coração devido à irradiação de comando central (MACIEL *et al.*, 1987 e 1989; CASADEI *et al.*, 1995; SILVA, 1998; CATAI, 1999).

As influências da estimulação simpática sobre a resposta da FC ocorrem de forma mais lenta (componente lento do incremento da FC) e dependem da intensidade e duração do exercício (PETRO, HOLLANDER & BOUMAN, 1970; FREYSCHUSS, 1970; MITCHELL *et al.*, 1980; GALLO JR *et al.*, 1988; MACIEL *et al.*, 1989; LONGO, FERREIRA & CORREIA, 1996; HAGERMAN *et al.*, 1996).

Com relação à detecção do limiar de anaerobiose pelo comportamento da frequência cardíaca, diversas metodologias têm sido propostas (RIBEIRO *et al.*, 1985; HOFMAN *et al.*, 1994; BUNC *et al.*, 1995; MARÃES *et al.*, 1999; SAKABE *et al.*, 2002; FERREIRA, 2003; SAKABE, 2004).

RIBEIRO *et al.*, (1985), propuseram que o ponto a partir do qual a resposta da frequência cardíaca, em exercício progressivo, torna-se não linear ao aumento da potência, coincide com o ponto de compensação respiratória e não com o LA, proposto por CONCONI *et al.* (1982).

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

BUNC *et al.* (1995), em estudo comparativo das diferentes metodologias de detecção do LA, 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 lateral. 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.

Em estudos prévios realizados no Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular – Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico da Universidade Federal de São Carlos – SAKABE (2004), estudando homens meia-idade sedentários e MARÃES (2004), jovens ativos, propuseram que o limiar de anaerobiose pode ser detectado indiretamente pela observação da perda da linearidade da FC em relação ao incremento de potência, durante teste de exercício físico dinâmico em cicloergômetro.

1.2.2. Consumo de oxigênio

O sistema respiratório tem por finalidade suprir o organismo com oxigênio e retirar gás carbônico resultante do metabolismo celular. Assim o aumento da ventilação pulmonar no início de uma atividade física, ocorre no sentido de aumentar o aporte de oxigênio, principalmente às células da musculatura em maior atividade (PINHEIRO, 1997; WASSERMAN et al., 1999).

O estudo das variáveis respiratórias e metabólicas durante um teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa pode fornecer dados importantes sobre a dinâmica das trocas gasosas em diferentes intensidades de esforço. Dessa forma, dois parâmetros têm sido utilizados para avaliar as condições de transporte do O₂ durante o esforço físico dinâmico: o consumo máximo de oxigênio e o limiar de anaerobiose ventilatório (LAV).

O consumo máximo de oxigênio é definido como o ponto em que nenhum aumento adicional de consumo de oxigênio ocorre, apesar do incremento da carga de

esforço durante a realização do teste ergométrico. Como há necessidade de atingir um platô, na realidade, o que habitualmente determina-se, é um pico de $\dot{V}O_2$ no final do exercício, e que corresponde a um valor de VO_2 inferior ao máximo previsto. Portanto, o VO_2 máximo ou pico reflete a capacidade máxima, ou próxima desta, de um organismo captar, transportar, liberar e utilizar o oxigênio, principalmente pela musculatura ativa (KAWAMURA, 2001).

O limiar de anaerobiose ventilatório corresponde ao valor submáximo de potência e consumo de oxigênio onde ocorre um aumento desproporcional da produção de CO_2 , devido ao tamponamento dos íons H^+ resultantes da dissociação do ácido láctico, cuja concentração aumentou devido à intensidade do exercício. Aumento este que torna-se desproporcional à remoção pelos processos de captação e metabolização celulares no fígado, músculos inativos, coração. O aumento da concentração de íons H^+ promove estímulo ao centro respiratório, localizado no bulbo, por via humoral ou por meio de quimioceptores periféricos, levando a um maior aumento da $\dot{V}E$ e da $\dot{V}CO_2$, em relação ao $\dot{V}O_2$. Inicialmente, a $\dot{V}E$ aumenta proporcionalmente ao aumento da $\dot{V}CO_2$, enquanto mantém uma relação não linear com a VO_2 , promovendo um aumento no equivalente ventilatório de O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$). Em intensidades superiores, a VE passa a aumentar desproporcionalmente à produção de CO_2 , causando um aumento do equivalente ventilatório de CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$). Esta resposta ventilatória reflete a compensação ao estímulo da concentração exacerbada de íons H^+ aos quimioceptores, sendo este fenômeno chamado ponto de compensação respiratória (WASSERMAN et al., 1999).

Dessa forma, o LA ventilatório pode ser determinado pelo valor submáximo de potência e de $\dot{V}O_2$, que precede: a) o aumento sistemático da fração expirada de oxigênio; b) o ponto no qual um aumento do equivalente ventilatório de O_2 ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) se dá sem o aumento do equivalente ventilatório de CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$); c) o ponto no qual um aumento da pressão expiratória final de O_2 (PET_{O_2}) ocorre sem diminuição da pressão expiratória final de CO_2 (PET_{CO_2}); e d) método do *Slope*, em que há falta de linearidade entre $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$.

Tem sido documentado na literatura que a determinação do LA pela análise das respostas ventilatórias pode ser considerado um método adequado e eficaz, por ser suficientemente sensível e não-invasivo, tanto para a prática clínica como para fins de pesquisa (CATAI, 1999). BALDISSERA (1992) relata que a determinação do LA pela técnica das variáveis ventilatórias tem mostrado correlações importantes com a técnica da dosagem de lactato plasmático, sendo assim, um método preciso e confiável.

1.2.3. Eletromiografia de superfície

A atividade muscular pode ser estudada com a utilização de um método não invasivo e de fácil aplicação que é a denominada eletromiografia de superfície (EMGs) e consiste na captação de potenciais elétricos gerados na despolarização muscular durante contração, os quais estão diretamente relacionados com o tipo e intensidade do exercício. O registro gráfico desses potenciais elétricos é denominado de eletromiograma (BASMAJIAN & De LUCA, 1985; O'SULLIVAN, S. & THOMAS, J. S., 1993).

Durante a realização de um exercício físico dinâmico progressivo, as fibras oxidativas (contração lenta) são inicialmente recrutadas em cargas baixas, havendo, em cargas superiores, o recrutamento de fibras glicolíticas (contração rápida) para que o trabalho muscular seja eficaz na manutenção do exercício. Isso ocorre para que seja compensada a incapacidade de algumas unidades motoras fadigadas em gerar tensão muscular suficiente em relação ao aumento progressivo de carga (TAKAISHI, YASUDA, MORITANI, 1994).

Num determinado estágio do exercício físico dinâmico progressivo, ocorre mudanças tempo dependentes na fisiologia intramuscular, onde o acúmulo de metabólitos, íons hidrogênio e alterações nas concentrações de íons potássio e sódio, caracterizam a passagem do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (NAGATA *et al.*, 1981; JAMMES *et al.*, 1998). Essas mudanças podem afetar o mecanismo excitação contração, incluindo as propriedades da membrana muscular e propagação dos potenciais de ação no músculo (MORITANI & YOSHITAKE, 1998).

Estudos na literatura referem que a EMGs pode ser um método eficiente na estimativa não invasiva do LA (NAGATA *et al.*, 1981; MATSUMOTO *et al.*, 1991; JAMMES *et al.*, 1998). Este tem sido referido como resultado do aumento da concentração de lactato sangüíneo, decorrente do aumento do recrutamento de fibras glicolíticas (NAGATA *et al.*, 1981; MATEIKA E DUFFIN, 1994; GLASS *et al.*, 1998). Assim, por meio da análise dos sinais mioelétricos, que refletem o recrutamento das unidades motoras, evidencia-se um determinado momento onde ocorre um incremento mais acentuado e não linear do recrutamento muscular, representado pela análise da amplitude do sinal, fato este, que ocorre para que haja o suprimento adequado da

demanda exigida nos músculos em atividade. Este ponto teria relação com o LA (NAGATA et al. 1981; MATSUMOTO et al, 1991; JAMMES et al, 1998).

Ainda, estudos mostraram que existe uma relação proporcional entre o incremento de potências de trabalho e a ativação das fibras musculares dos músculos em atividade, ou seja, ocorre o aumento do recrutamento das fibras musculares com incremento de trabalho progressivo (MIYASHITA, KANEHISA & NEMOTO, 1981; MATEIKA & DUFFIN, 1994). De acordo com o que pretende-se investigar, existem diferentes métodos de análises dos sinais eletromiográficos: domínio do tempo ou domínio da frequência. No presente estudo, foi utilizada a análise no domínio do tempo, por meio do índice denominado *Root Mean Square* (RMS - raiz quadrada da média das amplitudes dos sinais mioelétricos), sendo este o mais utilizado na verificação do comportamento do sinal eletromiográfico quanto a sua amplitude, estando proporcionalmente relacionado ao recrutamento de UMs e, conseqüentemente, ao grau de atividade muscular frente ao exercício físico (MATEIKA & DUFFIN, 1994; ARNAUD et al., 1997).

1.2.4. Aplicação de modelos matemáticos a variáveis biológicas obtidas em TEFDC-R para a identificação do limiar de anaerobiose

A possibilidade de inferir o limiar de anaerobiose por diferentes metodologias como: o método ventilatório (BEAVER, 1986; WASSERMAN, 1999; CATAI et al., 2002; CRESCÊNCIO, 2002; SAKABE, 2004), pela resposta da frequência cardíaca (RIBEIRO et al., 1985; HOFFMAN et al., 1994; BUNC et al., 1995; FERREIRA, 2003; SAKABE, 2004; MARÃES et al, 2005) ou pela eletromiografia de superfície (LUCÍA et al., 1997 e 1999; GLASS et al., 1998; BEARDEN; MOFATT, 2001; SILVA, 2002; SAKABE, 2004;

MARÃES et al., 2005), permitiu a obtenção de resultados satisfatórios quanto à avaliação da capacidade funcional e prescrição de atividade física.

Lucia et al., (1999), avaliando o comportamento da atividade eletromiográfica de ciclistas de elite em teste de esforço do tipo rampa, verificou que a aplicação de um modelo matemático de regressão linear multissegmentar aos valores de RMS do sinal mioelétrico foi um método eficaz na identificação do limiar de anaerobiose, bem como do ponto de compensação respiratória.

Crescêncio (2004), avaliando o comportamento das variáveis ventilatórias de indivíduos adultos saudáveis e utilizando diferentes modelos de determinação do LA como o padrão ouro (visual gráfico), automático (realizado pelo próprio sistema MedGraphics), modelo bissegmentado linear-linear e linear-quadrático aplicado à $\dot{V}CO_2$ para identificar o LA, mostrou eficiência da aplicabilidade desses.

Em trabalhos prévios utilizando o modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$, FC e RMS do sinal mioelétrico em jovens ativos (MARÃES, 2004), indivíduos de meia-idade sedentários (SAKABE, 2004) e em hipertensos (OTERÇO, 2004 e PESSOTI, 2005) com objetivo de identificar o LA e correlacioná-lo com o modelo padrão ouro (visual gráfico), mostraram que o modelo apresentou-se sensível na detecção deste momento.

No entanto, a avaliação do limiar de anaerobiose por modelos matemáticos em idosos, como os propostos no presente trabalho, ainda não foi realizada. Considerando-se o número crescente da proporção de indivíduos nesta faixa etária e alterações que ocorrem nos vários sistemas associadas ao processo de envelhecimento, em conjunto com os fatores de risco de doenças cardiovasculares, o enfoque atual quanto à realização

de exercícios físicos prescrito de forma adequada como meio preventivo de doenças crônico-degenerativas, é que justificam a realização desta investigação.

Baseado nos trabalhos anteriores de nosso grupo levantamos a hipótese de que o modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados das variáveis estudadas seja eficiente na detecção do LA de um grupo de idosos saudáveis. No entanto, além do modelo de Hinkley, está sendo proposta a aplicação de um novo modelo (Heteroscedástico), que será aplicado às mesmas variáveis. A segunda hipótese é que este também se adapte nesta detecção.

Assim, os objetivos deste estudo foram:

- Determinar o limiar de anaerbiose (LA) pelo método visual gráfico (padrão ouro), pelos modelos matemáticos de Hinkley e Heteroscedástico, aplicados aos dados de frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico, obtidos durante o protocolo de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa;
- Comparar os LAs identificados pelos três métodos;
- Correlacionar os valores de potência, frequência cardíaca e consumo de oxigênio nos momentos dos LAs identificados pelos modelos matemáticos, com os valores das mesmas variáveis identificados pelo método visual.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Aspectos éticos

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, parecer número 225/2005.

Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos experimentais a que seriam submetidos, com evidência do caráter não-invasivo dos testes, bem como no fato destes não afetarem sua saúde. Foram também esclarecidos quanto ao sigilo das informações colhidas durante a realização do trabalho, resguardando suas identidades. Aqueles que concordaram em participar assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

2.2. Local da realização do estudo

Os procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular - Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF), da Universidade Federal de São Carlos.

2.3. Voluntários estudados

Na presente investigação foram selecionados 13 idosos (O Estatuto do Idoso, Lei 10741/03) saudáveis, com padrão de vida ativo dos quais 9 participaram do estudo, caracterizando uma perda de aproximadamente 30% dos voluntários. Estes realizavam atividade física regular (corrida, natação, ciclismo e caminhada) em média há 15 anos, 4 dias por semana e com 60 minutos de duração por sessão (em mediana).

2.4. Avaliação inicial

Os voluntários foram submetidos as seguintes avaliações previamente à aplicação do procedimento experimental: anamnese; exames físico e postural; eletrocardiografia (ECG) convencional de 12 derivações em repouso na posição supina e registro nas derivações MC5, DII e V2 modificadas e aferição de pressão arterial nas posições de repouso supino, sentado e em hiperventilação e durante um teste de esforço físico dinâmico em cicloergômetro e protocolo em degraus contínuos (TEFDD-c) conduzido por um médico cardiologista e com o auxílio do pesquisador; exames laboratoriais do perfil lipídico: colesterol total e frações (HDL, LDL, VLDL) e triglicérides; bem como, hemograma completo, glicemia de jejum, ácido úrico, creatinina e uréia.

Nas derivações eletrocardiográficas os eletrodos foram dispostos da seguinte forma:

- MC5, bipolar, com o pólo negativo (eletrodo vermelho) posicionado no ápice do manúbrio esternal, o positivo (eletrodo amarelo) no quinto espaço intercostal esquerdo na direção da linha axilar anterior (correspondente à derivação V5) e o eletrodo neutro (preto) no quinto espaço intercostal direito, simetricamente ao amarelo (figura 1);
- DII modificado, bipolar, com o pólo negativo (eletrodo vermelho) posicionado no ápice do manúbrio esternal, o positivo (eletrodo verde) no sexto espaço intercostal na linha axilar anterior e o neutro (preto) no quinto espaço intercostal direito;
- V2, unipolar, com o polo positivo (eletrodo azul) localizado no quarto espaço intercostal na margem esquerda do esterno.

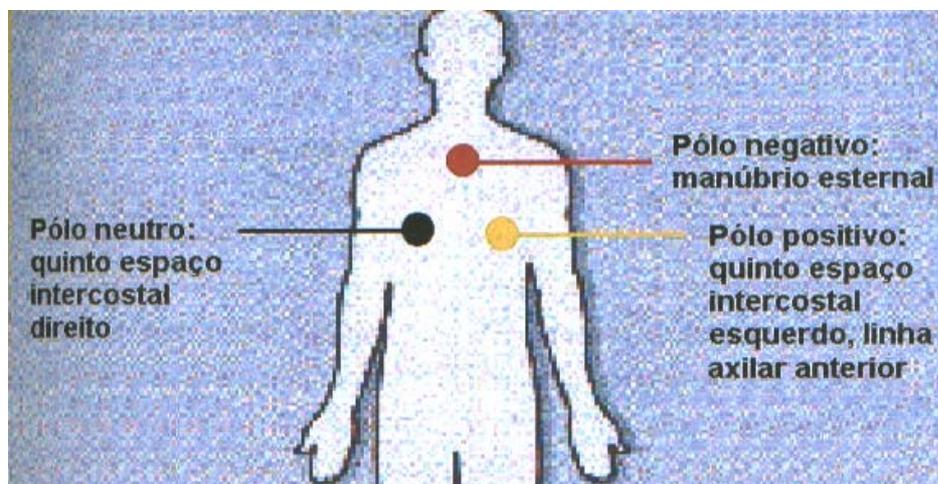


Figura 1. Ilustração do posicionamento dos eletrodos negativo, positivo e neutro para a captação da derivação MC5.

2.5. Critérios de inclusão

Os voluntários deveriam ser idosos (idade igual ou maior a 60 anos – Estatuto do Idoso, Lei nº. 10741, de 1º de outubro de 2003), do sexo masculino, não fumantes, não fazer uso de drogas ou medicamentos, não serem etilistas e serem clinicamente saudáveis, de acordo com a avaliação clínica e exames laboratoriais realizados previamente, ou seja, não deveriam apresentar quaisquer problemas do sistema cardiovascular, muscular, osteoarticular, bem como de outros sistemas.

2.6. Procedimentos gerais

Os testes foram realizados no Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular - Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF) da Universidade Federal de São Carlos. Os experimentos foram realizados num mesmo horário do dia (período vespertino), considerando-se as influências das variações circadianas sobre o

organismo. Foi recomendado aos voluntários: comparecerem com roupas confortáveis, não ingerirem bebidas alcoólicas e/ou estimulantes 24 horas antes dos testes, não utilizarem medicamentos, fazerem uma refeição leve pelo menos 2 horas antes do teste e não realizarem atividade física extenuante no dia anterior.

A preparação dos equipamentos, dos materiais e a organização da sala foi sempre realizada com uma hora de antecedência à chegada de cada voluntário. A temperatura ambiente deveria ser mantida entre 20 e 23°C e a umidade relativa do ar entre 50% e 60%.

Para reduzir a ansiedade e expectativa por parte dos voluntários, anteriormente (dias distintos aos testes) foram feitos procedimentos de familiarização, dos mesmos com o protocolo de teste, com o pessoal técnico e com equipamentos. Com o mesmo intuito, foi mantido um trânsito mínimo de pessoas no laboratório durante a execução dos experimentos.

Os voluntários foram orientados para que, durante a execução dos testes em cicloergômetro: não realizar contrações isométricas com os membros superiores ao segurar o guidão, não falar desnecessariamente com os avaliadores e informar sobre qualquer alteração percebida no seu estado geral como: mal-estar, tontura ou surgimento de outros sintomas que poderiam impossibilitar a continuidade dos testes. Foram também orientados para manter a frequência de pedalada a 60 rotações por minuto.

2.7. Protocolos experimentais

2.7.1. Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D) – protocolo I – Teste clínico.

O TEFDC-D foi realizado com o propósito de avaliar a capacidade funcional dos voluntários e observar as respostas clínicas e funcionais do sistema cardiovascular, bem como, determinar as variações dos incrementos de potência para o teste de protocolo contínuo em rampa. Anormalidades destas respostas durante este teste foram também consideradas como critério de exclusão do estudo. Os testes foram conduzidos por um médico cardiologista e teve auxílio do pesquisador.

Este teste foi realizado na posição sentada em um cicloergômetro de frenagem eletromagnética (*Corival Ergometer 400*), com monitorização contínua do ECG nas derivações MC5, DII e V2 (modificadas). Inicialmente, realizou-se um leve aquecimento, com potência de 4 Watts (W) por um período de 2 minutos e carga inicial de 25W por 3 minutos. Posteriormente, foram impostos incrementos de 25W a cada 3 minutos, até que o voluntário apresentasse exaustão física ou sinais e sintomas limitantes e/ou atingisse a FC máxima prevista em relação à idade (figura 2). A FC, PA e o ECG foram registrados antes do início do esforço, nos 30 segundos finais de cada nível de esforço, e ao final do teste no 1º, 3º, 6º e 9º minutos de recuperação. Ao término do período de recuperação foi realizado ainda um ECG convencional de 12 derivações.

Os critérios para interrupção do teste foram: fadiga de membros inferiores, cansaço físico geral, informação de algum sintoma limitante (tonturas, náusea, cianose, arritmias, taquicardia, sudorese excessiva, angina, desconforto no aparelho osteomioarticular, dentre outras). O laboratório onde foram conduzidos os experimentos

disponha de recursos de emergência (ambú, cardioversor elétrico, tubo de O₂ e recursos farmacológicos de urgência).

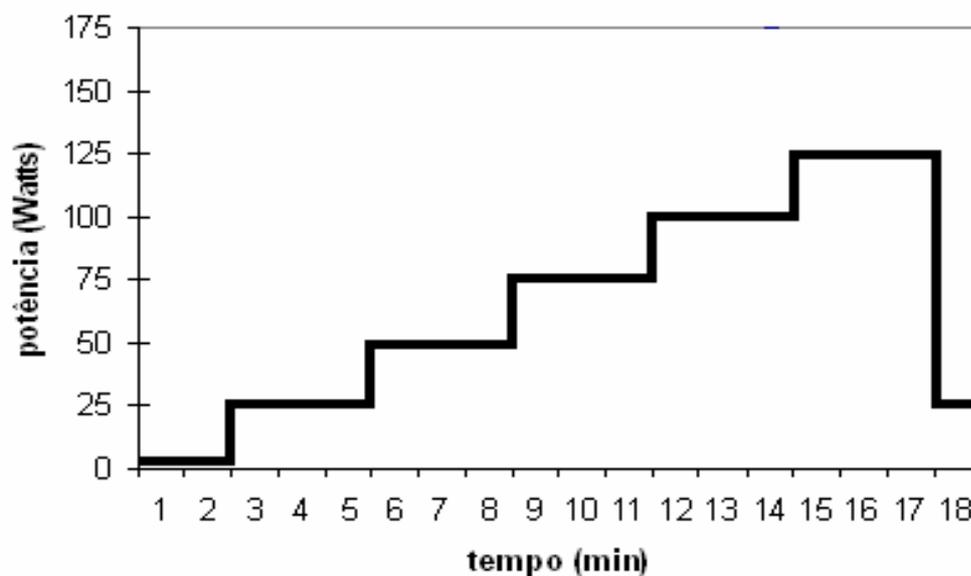


Figura 2. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em degraus. Aquecimento em 4 Watts (W), durante 2 minutos e carga inicial de 25W com acréscimos de mesmo valor a cada 3 minutos

2.7.2. Teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-r) – protocolo II.

Este protocolo foi realizado com o objetivo de determinar a capacidade aeróbia funcional e o limiar de anaerobiose ventilatório, avaliar a resposta de frequência cardíaca e atividade muscular durante o exercício físico, assim como determinar os pontos de mudança nos comportamentos da FC, RMS do sinal mioelétrico e da produção de dióxido de carbono (CO₂).

O protocolo consistiu de 1 minuto de repouso pré-teste sentado no cicloergômetro, início do exercício com carga de aquecimento de 4W por 4 minutos (carga livre), seguido de incrementos de potência entre 10W/min e 15W/min até que se

alcançasse a FC máxima ou que os voluntários manifestassem sinais de estafa física. A seguir, foi realizada recuperação de 2 minutos a 25W e 2 minutos de repouso (figura 3). O incremento de potência foi calculado individualmente, de acordo com a fórmula proposta por WASSERMAN et al., (1999) (equação 1) e controlado por um sistema de medidas de variáveis ventilatórias e metabólicas. A ilustração da montagem experimental do protocolo II pode ser observada na figura 3.

Equação 1: incremento de potência

$$\text{Incremento de potência (W)} = [N(\text{altura} - \text{idade}) - 150 + (6\text{peso})]/100$$

Sendo : altura em cm; idade em anos. peso em kg e N = 20 para homens

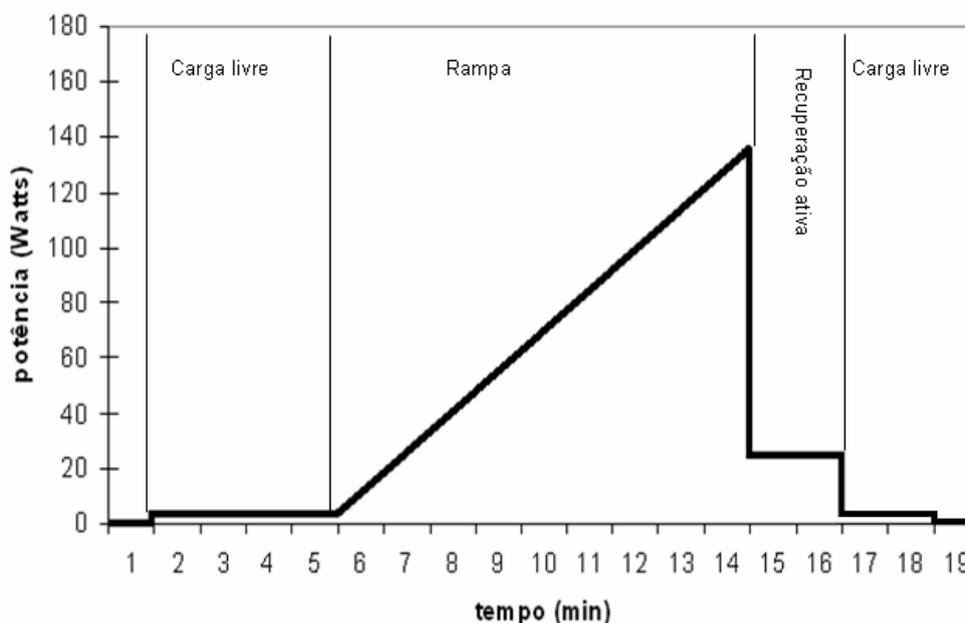


Figura 3. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em rampa (TEFDC-R) com 1 minuto de repouso, carga livre de 4W, por 4 min, e incrementos de 10 a 15 W por min. O período de recuperação consistiu em 2 minutos a 25W, seguidos de 2 minutos de repouso.

2.8. Procedimentos e materiais utilizados

2.8.1. Ergometria

Nos protocolos I e II, utilizou-se um cicloergômetro de frenagem eletromagnética (*Quinton Corival 400*), onde a altura do selim foi ajustada para cada voluntário com a articulação do joelho posicionada em 10 graus de flexão.

2.8.2. Eletrocardiografia

A frequência cardíaca foi obtida e calculada por meio da captação dos intervalos R-R (iRR) do eletrocardiograma, na derivação MC5 modificada. Esta disposição de eletrodos foi escolhida por apresentar maior amplitude das ondas R e menores amplitudes das ondas T do sinal do ECG, evitando a obtenção de artefatos durante o registro.

Os sinais eletrocardiográficos foram captados por um monitor cardíaco de 1 canal (ECAFIX TC500) e processados por meio de um conversor analógico digital (PCI7030/640E, National Instruments), que constitui uma interface entre o monitor cardíaco e o microcomputador *Pentium III* 550 MHz. Os dados de FC e iR-R, batimento a batimento, foram armazenados no microcomputador. A captação e o processamento dos dados foram feitos por meio de um software específico para a captação de ECG e cálculo dos iR-R (SILVA et al., 1994)

A figura 4 ilustra a aquisição da FC a partir do eletrocardiograma durante o teste de exercício físico contínuo do tipo rampa. Verifica-se nesta figura que foi atingido o “steady state” de FC nos primeiros 4 minutos de exercício físico (carga de aquecimento) e que o voluntário apresentou ritmo sinusal, observado no traçado do ECG. Este comportamento foi verificado em todos os voluntários estudados.

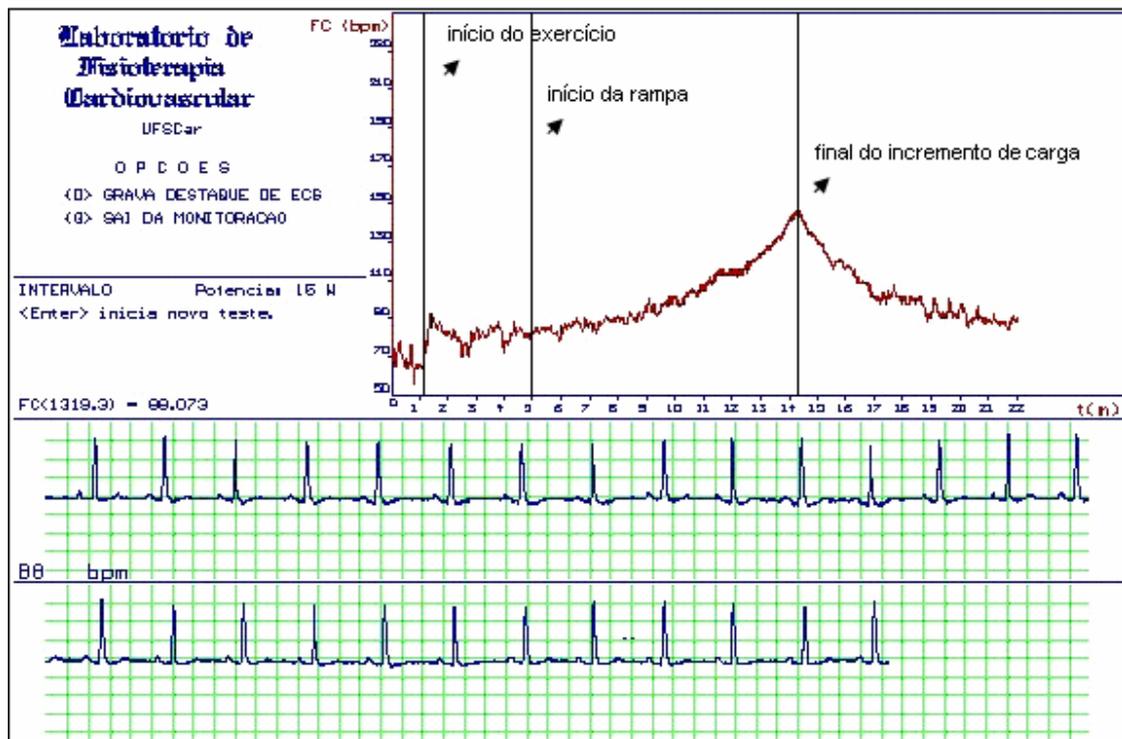


Figura 4. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento, obtida a partir dos intervalos R-R do registro de eletrocardiograma na condição de exercício, de um dos voluntários estudados.

2.8.3. Eletromiografia

2.8.3.1 Equipamentos utilizados

A eletromiografia de superfície (EMGs) foi obtida a partir de um eletromiógrafo computadorizado de dezesseis canais (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.) e um programa de aquisição de sinais (AqDados 5). O equipamento é composto por um módulo condicionador de sinais, de 16 entradas analógicas simples (MCS 1000-V2), uma placa conversora analógico-digital (CAD 12/32) de 12 bits de resolução com amplificador, que permite a interface com um microcomputador PC-Celeron 333MHz.

Os sinais da EMGs foram processados por um filtro digital passa banda com frequências de corte de 20Hz para as baixas frequências e 500Hz para as altas frequências. A frequência de amostragem do conversor analógico-digital utilizada foi de 2000Hz, com faixa de tensão de entrada do sinal no canal analógico de -10 a +10 milivolts (mV).

A calibração do eletrodo foi realizada com ganho de 1000, sendo 20 vezes no pré-amplificador do eletrodo e 50 vezes no canal do módulo, obtendo-se desta maneira um ponto de referência de calibração a ser utilizado posteriormente.

2.8.3.2 Colocação dos eletrodos da eletromiografia

Inicialmente com o voluntário na posição supina foi realizada a medida do membro dominante (no caso o direito, para todos os voluntários) e posteriormente realizada a tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool para colocação dos eletrodos para captação da EMG. Foram utilizados eletrodos de superfície de prata/cloreto de prata (Noraxon), com diâmetro de 1 cm e distância de 2 cm inter-eletrodos, de centro a centro, acoplados por meio de terminais específicos a um dispositivo diferencial ativo simples adaptado, responsável pela diferenciação entre os dois pólos dos eletrodos (figura 5). Estes foram fixados no ventre do músculo vasto lateral, mais especificamente no terço distal da medida entre a crista ilíaca antero-superior e o rebordo lateral patelar do membro a ser avaliado (SENIAM, 2002) (figuras 6 A e B) e eletrodo terra foi fixado ao punho esquerdo do voluntário.

O sinal eletromiográfico foi captado durante todo período de repouso e exercício no músculo vasto lateral, por tratar-se de um músculo superficial e de grande atividade no movimento de extensão da perna quando o exercício é realizado em cicloergômetro

(JAMMES et al., 1998) e também pelo fato de que o mesmo é frequentemente referido em estudos em cicloergômetro com coleta de EMG (NAGATA et al., 1981; VITASSALO et al., 1985; JAMMES et al., 1997 e 1998).



Figura 5. A: eletrodo bipolar diferencial ativo simples; B: terminais de acoplamento ao eletrodo de Ag/AgCl; C: eletrodos de superfície de Ag/AgCl.

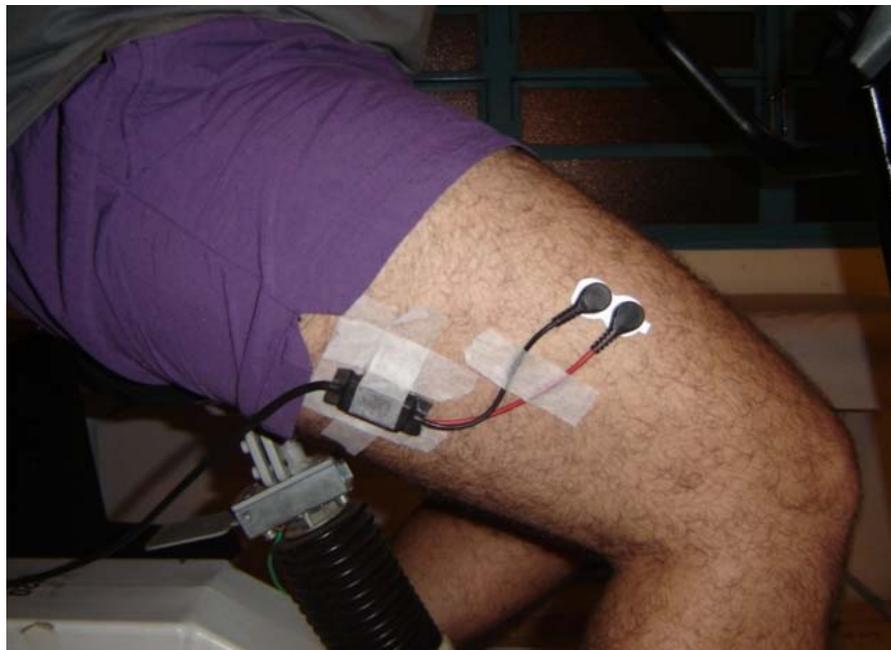
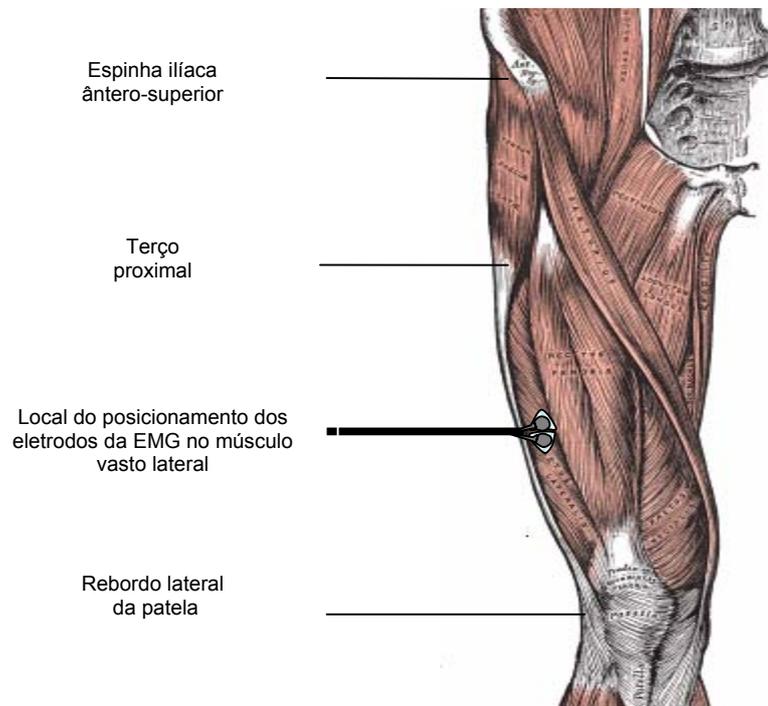


Figura 6. Ilustração do posicionamento do eletrodo no ventre do músculo vasto lateral, no terço distal da medida entre a crista ilíaca ântero-superior e o rebordo lateral patelar do membro avaliado.

2.8.3.3 Processamento do sinal mioelétrico

Os sinais eletromiográficos coletados durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa foram convertidos para o formato ASCII por meio do aplicativo AqDados 4.0 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda). Estes dados foram analisados a partir de uma rotina específica desenvolvida em colaboração entre o Laboratório de Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo (USP – São Carlos), da Faculdade de Educação Física (FEF) da Universidade de Campinas (UNICAMP – Departamento de Estudo em Atividade Física Adaptada - DEAFA) e o Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Esta rotina foi elaborada utilizando-se o software MATLAB 5.2.0 (Mathworks Inc). Com a aplicação desse algoritmo foram obtidos gráficos do espectro de potência do sinal analisado e do RMS do sinal eletromiográfico em microvolts. A análise qualitativa do sinal foi realizada pela observação do espectro de potência (figura 7), obtido por meio de processamento pela transformada rápida de Fourier (FFT), onde se verificou ou não a presença de ruídos de frequência de 60 Hz e harmônicas.

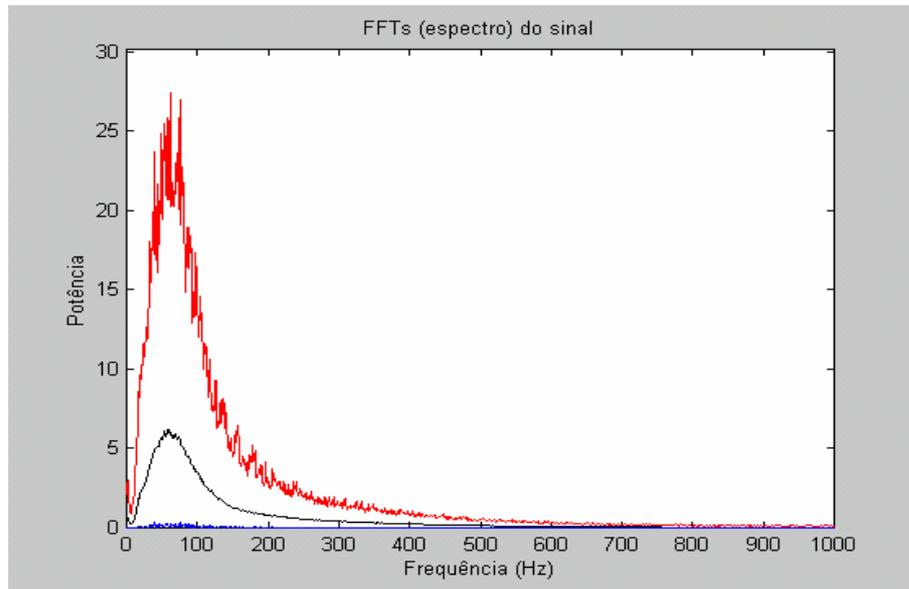


Figura 7. Espectro de potência do sinal da EMGs (pela análise da FFT) coletado do músculo vasto lateral de um dos voluntários estudados (CEW), durante a realização do teste de esforço físico dinâmico.

Para a análise do RMS do sinal mielétrico, foram desconsiderados os trechos de repouso do sinal, ou seja, valores de RMS inferiores a 30 *microvolts*. Este procedimento foi realizado para que o cálculo do RMS fosse feito apenas em relação às contrações musculares. O RMS da amplitude do sinal mielétrico corresponde à raiz quadrada das amplitudes dos sinais registrados no tempo selecionado para análise, conforme a equação abaixo.

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

Onde:

ti: instante inicial;

tf: instante final;

$f^2(t)$: função do sinal amostrado;

dt: derivado do tempo.

\int : integral

A figura 8 ilustra o sinal mioelétrico coletado e submetido à análise pelo algoritmo e, em detalhe, os trechos de contração e trechos de relaxamento.

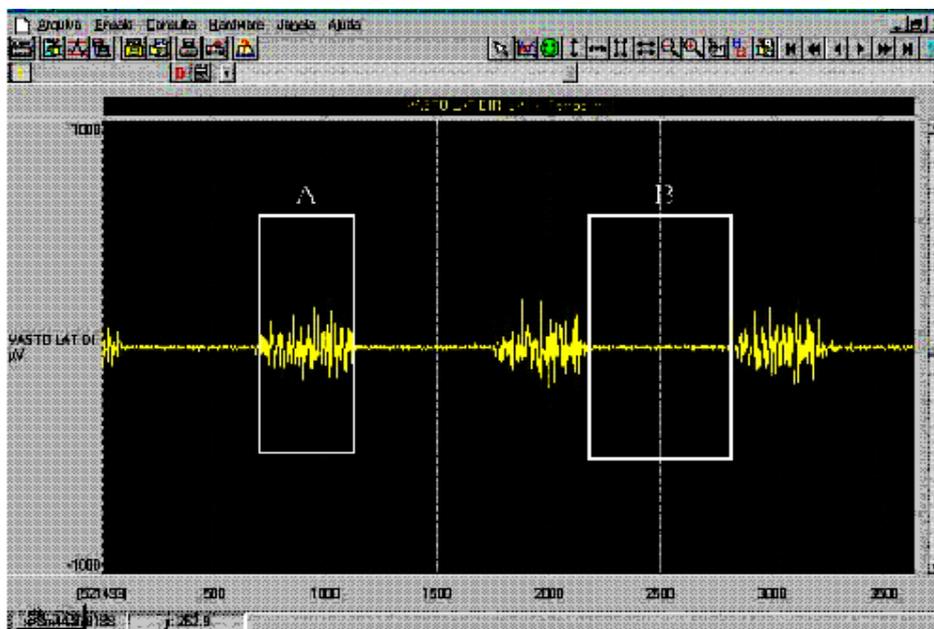


Figura 8. Representação do sinal da EMGs correspondente aos ciclos de pedalagem: em (A), contração do músculo vasto lateral e em (B), os intervalos inter-contrações, obtidos de um dos voluntários estudados (CEW) durante o protocolo II.

No procedimento, foram calculados os valores de RMS a cada 200 ms de todo sinal mioelétrico coletado. Posteriormente, os sinais mioelétricos referentes apenas às contrações musculares, foram janeladas a cada 1024 pontos, com sobreposição de 50%, gerando gráficos ilustrativos do sinal analisado e do comportamento do RMS em função do tempo. Estes janelamentos foram utilizados para o cálculo do RMS.

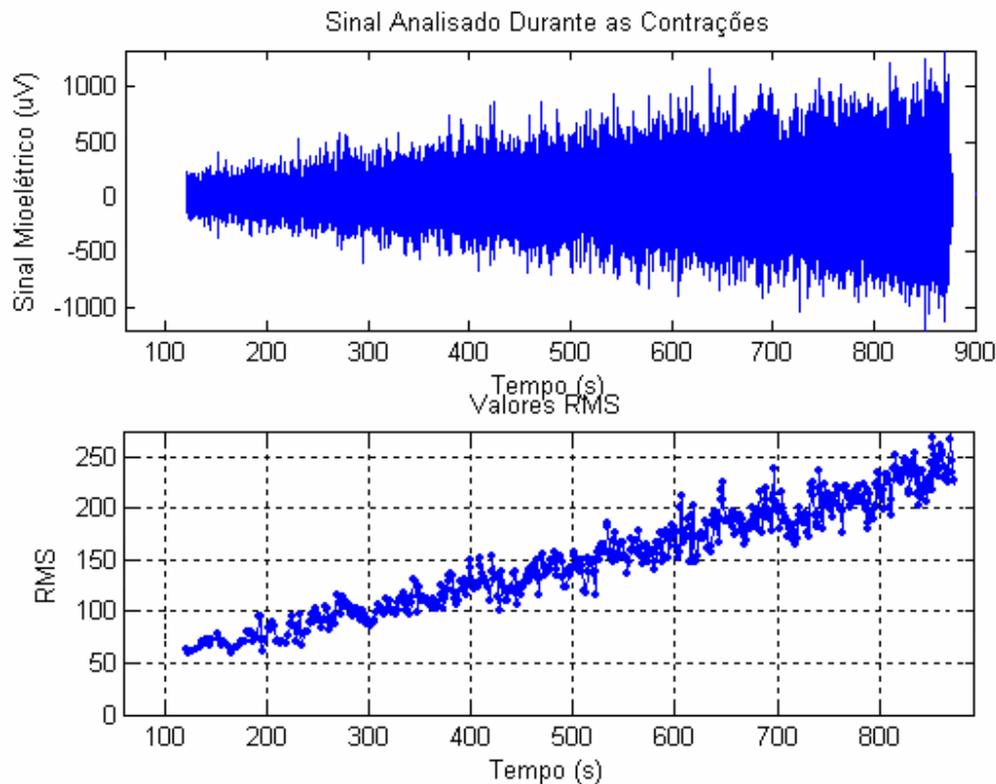


Figura 9. Sinal mioelétrico (painel superior) e RMS (painel inferior) em função do tempo, referentes às contrações do músculo vasto lateral de um dos voluntários estudados (CEW), durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.

2.8.4. Variáveis ventilatórias e metabólicas

As variáveis ventilatórias e metabólicas foram obtidas por meio de um sistema computadorizado de análise ergoespirométrica (CPXD/MedGraphics) que dispõe de um microcomputador (*Pentium* III 1100MHz), com uma placa analógico/digital configurada para permitir uma amostragem de 250 valores por segundo por canal (*Service Manual* MedGraphics); o *software* utilizado para a captação das variáveis ventilatórias e metabólicas foi o *Breeze Suit* 5.3.007, que possibilita o armazenamento, processamento e emissão gráfica e de relatórios das referidas variáveis em vários formatos.

A análise do O₂ pelo sistema CPXD foi realizada por meio de um eletrodo de zircônio e de CO₂ por um sensor infravermelho. O volume corrente foi obtido com a utilização de um pneumotacógrafo de *Pitot* conectado ao sistema CPXD e acoplado a uma peça bucal, com coletor de saliva. Para a oclusão nasal foi utilizado um clipe especialmente para este fim. Foi utilizado um suporte especial de couro e látex, para aliviar o peso da peça bucal e diminuir a força necessária à preensão desta pelos músculos orofaciais, promovendo maior conforto para os voluntários.

O sistema CPXD fornece “on line” valores do incremento de potência aplicado em rampa (Watts), da velocidade de pedalagem (rotações por minuto), da frequência cardíaca, além dos valores respiração a respiração do consumo de O₂ ($\dot{V}O_2$), da produção de CO₂ ($\dot{V}CO_2$) e da ventilação pulmonar ($\dot{V}E$). Este sistema possibilita a emissão de vários tipos de gráficos e tabelas com representação das variáveis em valores medidos respiração a respiração (figura 10) ou o cálculo de médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios das variáveis coletadas (figura 11). Também foram calculados e armazenados os equivalentes ventilatórios de O₂ ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) e do CO₂ ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$), a razão de trocas respiratórias (RER), as pressões parciais ao final da expiração do O₂ (PET O₂) e do CO₂ (PET CO₂), volume corrente ($\dot{V}C$) e frequência respiratória (FR).

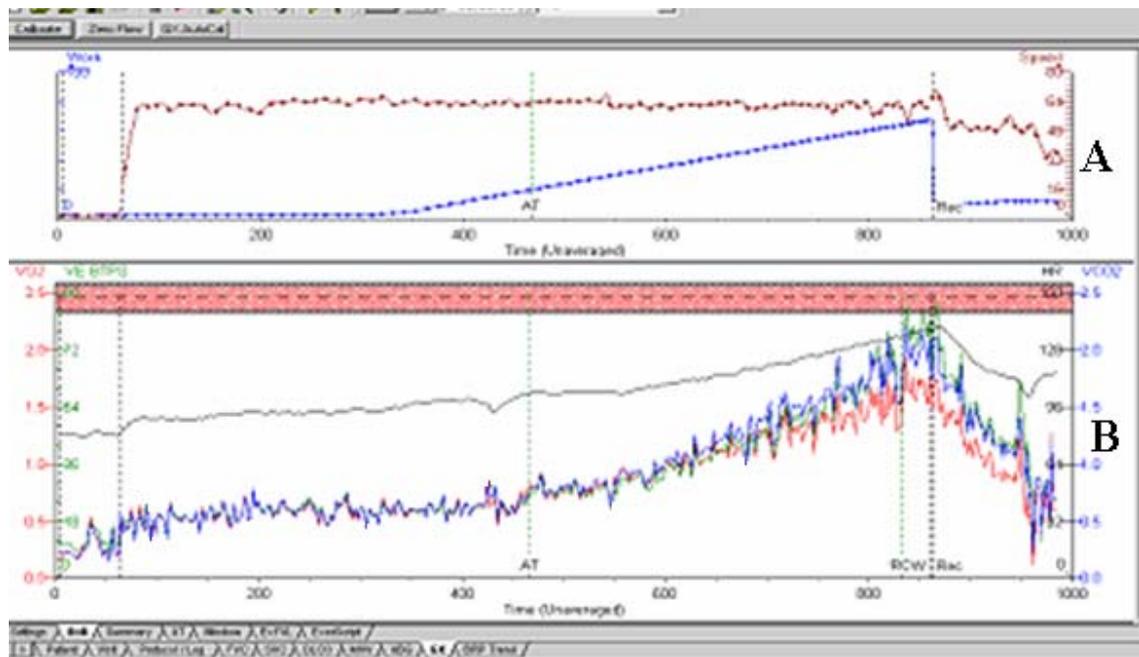


Figura 10. Ilustração da tela do sistema ergoespirométrico durante o TEFDC-R, mostrando em A, os incrementos de potência (azul) e da velocidade da pedalada (vermelho); e em B, as variáveis consumo de oxigênio (curva vermelha), produção de gás carbônico (curva azul), ventilação pulmonar (curva verde) e frequência cardíaca (curva preta), plotadas respiração a respiração, em função do tempo, no gráfico inferior, de um dos voluntários estudados (ARC).

2.8.5. Demais equipamentos e materiais utilizados

Para climatização da sala experimental foi utilizado um condicionador de ar (Tempstar), para a verificação da pressão atmosférica, um barômetro de Torricelli e para a monitorização da temperatura e umidade relativa do ar, um higrotermômetro (Temptec). Além disso, para preparação e execução dos testes foram utilizados: esfigmomanômetro (Tycos), estetoscópio (Littmann), cronômetro (Casio), Balança (Welmy), maca, eletrodo de carbono ativado, papel para ECG, fita métrica, caneta para demarcar a pele e fita adesiva (Micropore) para fixação dos eletrodos, espuma e

aparelho de barbear, álcool, algodão e papel toalha, soro fisiológico, gel, lençol de papel.

2.9. Metodologia de análise dos dados

2.9.1. Análise descritiva dos dados dos voluntários

Os dados relativos à idade e características antropométricas, da avaliação clínica e os obtidos durante a realização do TEFDC-r foram analisados e apresentados de forma descritiva.

2.9.2. Métodos de análise para determinação do limiar de anaerobiose

O limiar de anaerobiose foi determinado por três diferentes métodos:

- Método visual gráfico ventilatório, por três observadores (padrão ouro);
- Método do modelo matemático de Hinkley (H), aplicado às variáveis frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e produção de dióxido de carbono;
- Método do modelo matemático Heteroscedástico (R), aplicado às variáveis frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico;

A primeira metodologia foi utilizada como referência na comparação dos demais métodos, em relação aos valores de potência, consumo de oxigênio e frequência cardíaca no limiar de anaerobiose.

2.9.2.1. Método de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias por três analisadores independentes (padrão ouro)

A análise das variáveis ventilatórias foi realizada por três fisioterapeutas pesquisadores no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico da Universidade Federal de São Carlos, familiarizados com a utilização do sistema ergoespirométrico CPX/D MedGraphics. Foi utilizado um monitor de 15 polegadas (Samsung SyncMaster) de um microcomputador para a visualização do comportamento destas variáveis.

O primeiro analisador foi sempre o responsável pelo experimento, seguido pelos outros dois em ordem aleatória. Após o término do procedimento, o analisador era incumbido de retornar o processo de análise ao ponto inicial para que o próximo não fosse influenciado pelo resultado anterior.

Na análise qualitativa, foi levada em consideração principalmente a qualidade do teste de exercício físico dinâmico, em relação à manutenção da velocidade da pedalada, bem como a presença ou não de artefatos que viessem prejudicar a mensuração do LAV.

Para a determinação do LAV, foi selecionado o intervalo dos dados do teste em rampa onde se observava o início da resposta das variáveis ventilatórias ao incremento de potência até o momento do ponto de compensação respiratória (aumento desproporcional da ventilação em relação à produção de gás carbônico - PCR) ou então, até o final do exercício, quando não se atingia o PCR. Este procedimento foi adotado por vários motivos: 1 – devido ao fato da determinação do LAV ser baseada em mudanças de respostas das variáveis ventilatórias relacionadas ao desequilíbrio entre a produção e eliminação do ácido láctico pelos tecidos durante o exercício físico, e não a eventuais mudanças destas respostas, devido a outros mecanismos metabólicos,

de ocorrência mais tardia, i.e., no terço final da rampa de potência, como acontece no ponto de compensação respiratória (WASSERMAN et al., 1999); e 2 – os modelos matemáticos utilizados no presente estudo exigem como pressuposto para se obter um ajuste adequado, que as respostas das variáveis escolhidas apresentem apenas uma mudança de inclinação entre as retas, resultante dos respectivos ajustes. Desta maneira, este intervalo de tempo foi adotado para os valores das variáveis FC, RMS e $\dot{V}CO_2$, para a aplicação dos modelos matemáticos.

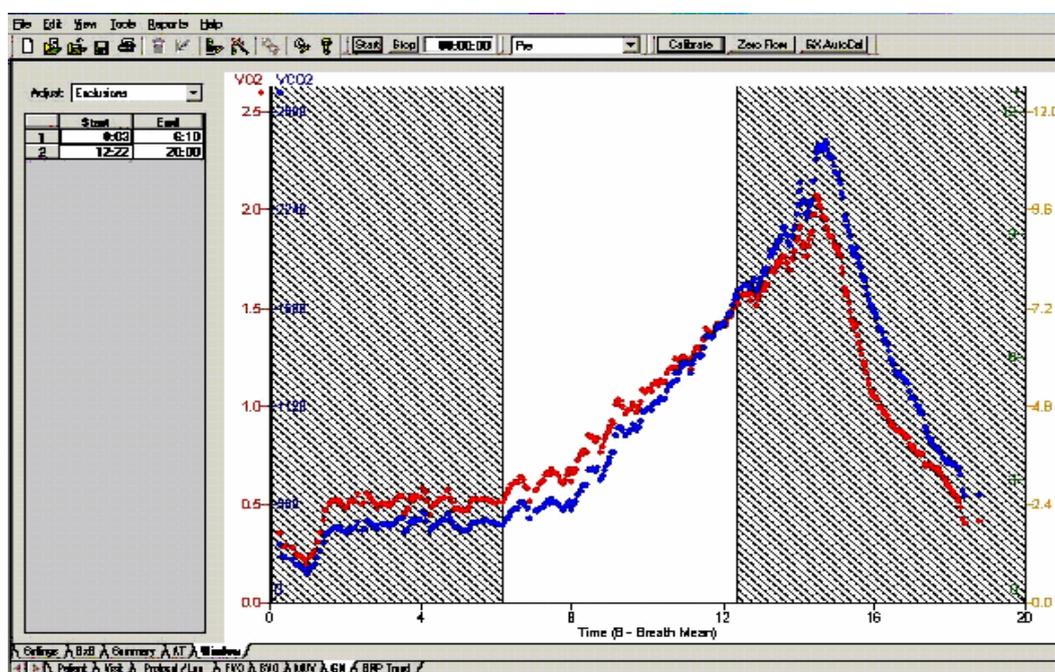


Figura 11. Ilustração do gráfico utilizado na determinação do limiar de anaerobiose ventilatório (padrão ouro), contendo valores, em médias móveis de 8 ciclos respiratórios se deslocando a cada ciclo respiratório, do consumo de oxigênio (curva vermelha) e da produção de gás carbônico (curva azul), de um dos voluntários estudados. A área delimitada é trecho selecionado para a análise e corresponde ao início das respostas metabólicas ao esforço e ao nível do ponto de compensação respiratória, respectivamente.

A análise quantitativa foi realizada inicialmente num gráfico contendo o comportamento das variáveis $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$, em relação ao intervalo de tempo selecionado para a análise (figura 11). O analisador movia o cursor até o ponto em que a resposta da $\dot{V}CO_2$ se elevasse desproporcionalmente ao aumento do $\dot{V}O_2$ (perda do paralelismo entre estas variáveis). Esta seqüência de procedimentos foi realizada numa condição onde cada ponto das variáveis estudadas em função do tempo, em ordem seqüencial, correspondia a um valor de médias móveis de 8 respirações (médias móveis se deslocando de ciclo a ciclo respiratório) (CRESCÊNCIO, 2002). Este método de determinação do LAV foi considerado o padrão ouro do presente estudo, e foi utilizado na comparação com as demais metodologias.

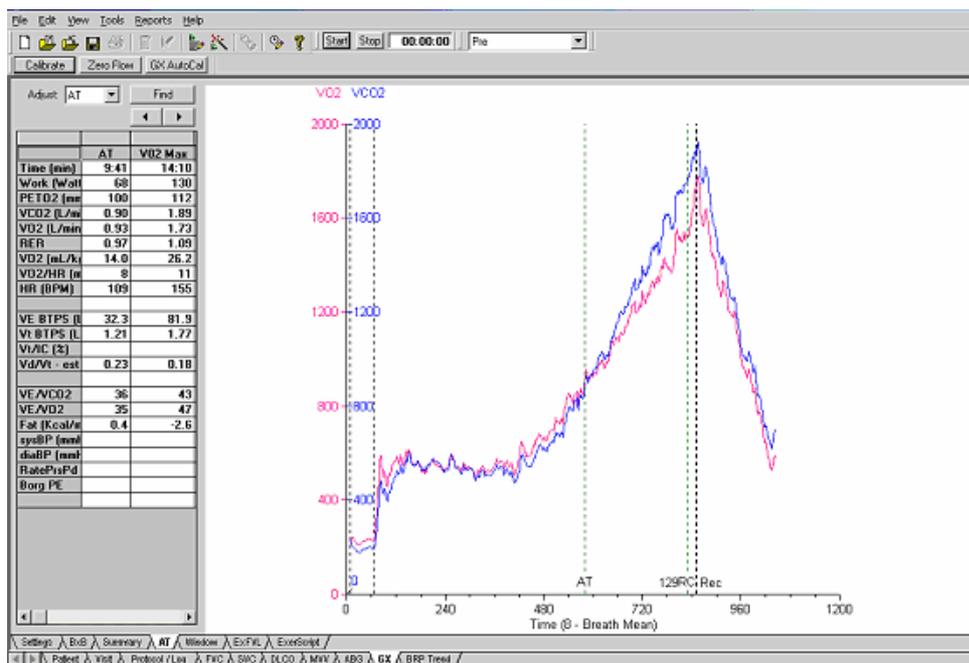


Figura 12. Ilustração do gráfico utilizado na determinação do limiar de anaerobiose ventilatório (padrão ouro), contendo valores, em médias móveis de 8 respirações se deslocando a cada ciclo respiratório, do consumo de oxigênio (curva vermelha) e da produção de gás carbônico (curva azul), de um dos voluntários estudados (ARC). A linha tracejada verde indica o ponto de determinação do limiar de anaerobiose por um dos analisadores.

Para a determinação do momento do LAV foi calculada a média das três determinações independentes. O pesquisador responsável então tabelava o tempo, a potência, a frequência cardíaca e as variáveis ventilatórias no momento do LAV determinado por esta metodologia. Posteriormente, os valores das variáveis ventilatórias $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ no momento do LAV foram calculados a partir de uma rotina específica construída e desenvolvida para o aplicativo “S-plus” (versão 2000 Professional Release 1 for MS Windows, 1999, Copyright © Statistical Sciences, Inc, Copyright Lucent Technologies). Esta rotina consistia em ajustar um modelo linear ao conjunto de dados de cada uma das variáveis ventilatórias, captadas respiração a respiração e calculadas em médias móveis a cada 8 respirações. Cada conjunto de dados possuía 21 valores, sendo o ponto central o valor no momento do LAV, mais 10 valores anteriores e 10 posteriores. Desta forma o valor de cada variável foi ajustado, evitando desta forma subestimação ou superestimação, fenômeno comum quando as variáveis respiratórias são coletadas respiração a respiração e estão sujeitas às modificações do padrão ventilatório, como por exemplo, a hiperventilação decorrente do exercício.

Para a obtenção dos valores das mesmas variáveis no pico do TEFDC-R foi utilizado um procedimento similar ao descrito acima, sendo utilizados para o ajuste pelo modelo linear os 21 últimos valores da série de dados de cada uma das variáveis (o valor pico somado aos 20 que o antecediam).

2.9.2.2. Método de análise pelo modelo estatístico de Hinkley aplicado às respostas da frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e da produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$)

Este modelo foi aplicado com a utilização de um algoritmo matemático desenvolvido no aplicativo estatístico “S-plus” (versão 2000 Professional Release 1 for MS Windows, 1999, Copyright © Statistical Sciences, Inc, Copyright Lucent Technologies), implementado o modelo de Hinkley, que determina o ponto de mudança da série de dados pelo método da máxima verossimilhança. Este modelo foi aplicado aos dados coletados batimento a batimento da FC, do RMS do sinal mioelétrico e aos dados coletados da $\dot{V}CO_2$ de cada voluntário (figura 13).

A partir da identificação do LA por esta metodologia, foram estabelecidos os valores de potência (W), FC (bpm) e $\dot{V}O_2$ (ml/kg/min e L/min).

O método, considerado clássico, para a estimação do ponto de mudança, que foi apresentado por Hinkley (1969 e 1971), é composto por dois estágios. O primeiro em que há o ajuste do modelo para todas as possíveis partições dos dados sem se considerar a restrição de continuidade sobre o ponto de mudança. Para cada uma das partições é calculado o valor λ para o qual $\alpha_1 + \beta_1 = \alpha_2 + \beta_2$. Se o ponto de intersecção particiona os dados exatamente da mesma maneira como foram particionados anteriormente para se obter α_1 , β_1 , α_2 e β_2 , então o ajuste é considerado admissível e o valor da soma de quadrado de resíduos é armazenado. No segundo estágio, as partições que geraram ajustes não admissíveis são retomadas e novos ajustes são realizados, desta vez considerando-se a restrição $x_k < \lambda < x_{k+1}$. A solução de mínimos

quadrados considerada é aquela em que o valor da soma de quadrados de resíduos é minimizado.

A figura 13 ilustra a aplicação do modelo de Hinkley aos dados de frequência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos voluntários estudados (GP). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca. O tempo apresentado na parte inferior do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia.

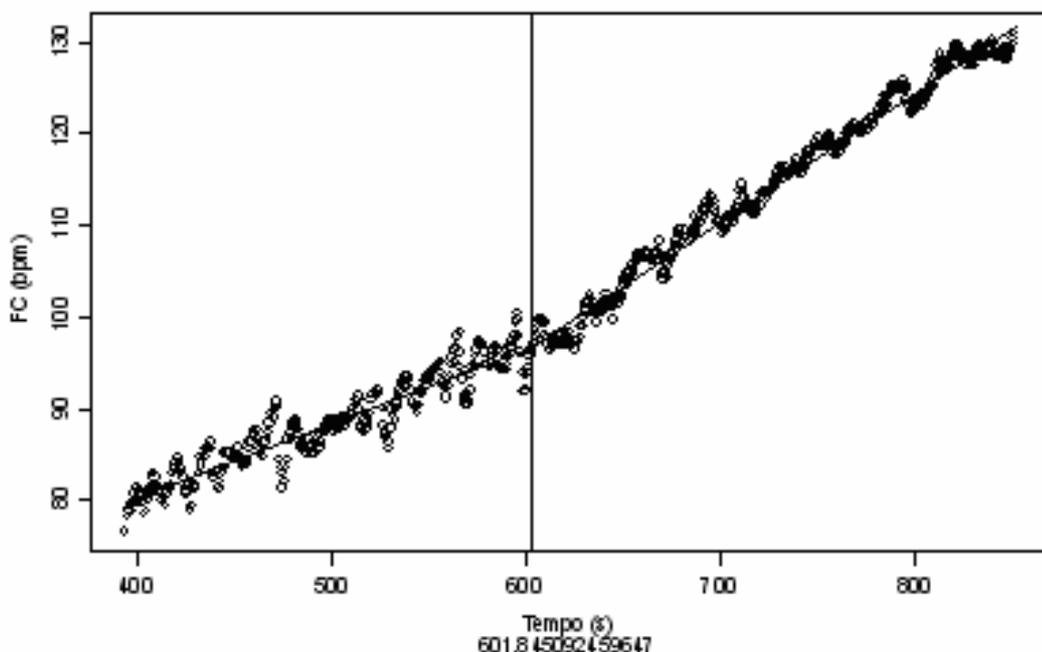


Figura 13. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos voluntários estudados (GP). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca. O tempo apresentado na parte inferior do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia.

2.9.2.3. Método de análise pelo modelo estatístico Heteroscedástico (R) aplicado às respostas da frequência cardíaca, RMS do sinal mioelétrico e da produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$)

Este modelo foi aplicado com a utilização de um algoritmo matemático desenvolvido no aplicativo estatístico “R” (versão 2.1.1 for Windows, A Language and Environment, Copyright, 2005), implementado o modelo matemático Heteroscedástico, que determina o ponto de mudança da série de dados de cada variável. Este modelo foi aplicado aos dados coletados batimento a batimento da FC (figura 14), do RMS do sinal mioelétrico e aos dados coletados da $\dot{V}CO_2$ de cada voluntário.

A partir da identificação do LA por esta metodologia, foram estabelecidos os valores de potência (W), FC (bpm) e $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min e L/min).

Modelo de regressão segmentada linear simples heteroscedástico, considerando uma seqüência de observações (y_i, x_i), é dado da seguinte forma:

$$y_i = \begin{cases} \alpha_1 + \beta_1 x_i + \varepsilon_{i1}, & \text{se } i = 1, \dots, k, \\ \alpha_2 + \beta_2 x_i + \varepsilon_{i2}, & \text{se } i = k + 1, \dots, n. \end{cases}$$

onde y_i é a variável dependente, x_i uma variável “fixa” independente, neste caso o tempo. ε_{i1} e ε_{i2} são erros aleatórios da relação, são independentes e normalmente distribuídos com média zero e variância σ_i^2 . Os coeficientes $\alpha_1, \beta_1, \alpha_2$ e β_2 são desconhecidos e serão estimados.

A figura 14 ilustra a aplicação do modelo Heteroscedástico aos dados de frequência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos

voluntários estudados (GP). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca. O tempo apresentado na parte inferior do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia.

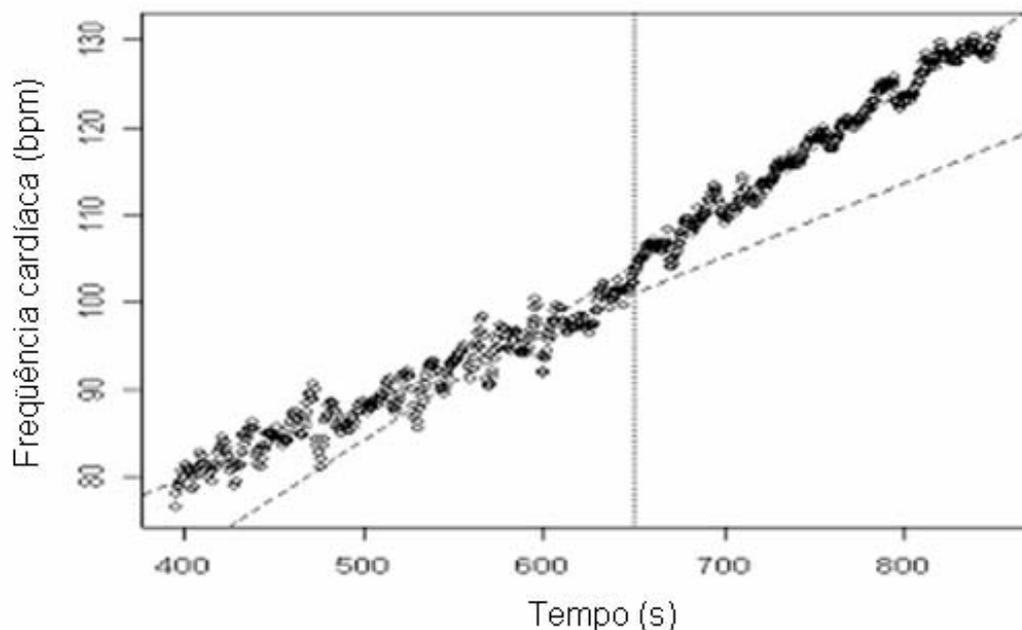


Figura 14. Ilustração da análise do modelo matemático Heteroscedástico (R) aplicado aos dados de frequência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos voluntários estudados (GP). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca. O tempo apresentado na parte inferior do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia.

Os trechos selecionados para a aplicação destes modelos foram os mesmos utilizados na metodologia padrão ouro. Os dados de tempo, potência, frequência cardíaca e das variáveis ventilatórias no limiar de anaerobiose determinado por estas metodologias, para cada uma das três variáveis, foram então tabelados.

Ressalta-se que, em estudos prévios realizados em nosso laboratório, o modelo de Hinkley vinha sendo utilizado para os dados de produção de dióxido de carbono em médias móveis de 8 ciclos respiratórios. Considerando-se que o modelo Heteroscedástico ajusta-se melhor a dados brutos, optou-se no presente trabalho por utilizar apenas este tipo de dados. No entanto, para certificação, os modelos foram aplicados aos valores de $\dot{V}CO_2$ tanto em médias móveis como em dados brutos e comparados. Os tempos no ponto de quebra do comportamento desta variável foram similares para os dois tipos de análise.

2.10. Metodologia estatística

A análise de distribuição dos dados de todas as variáveis estudadas nas diferentes condições mostrou que as mesmas não possuíam distribuição normal (figura 15). Desta forma, foram escolhidos testes estatísticos não-paramétricos para a comparação dos dados.

Os resultados foram apresentados graficamente em “Box-plot” contendo os valores da mediana, 1º quartil (25%), 3º quartil (75%), valores máximos e mínimos, “outliers” e extremos, utilizando-se o aplicativo “Statistica for Windows, Release 5.1. Stat. Soft, Inc. 2000-2001”.

Para análise estatística de significância dos dados foi aplicado o teste não-paramétrico de Friedman para medidas repetidas, seguido de técnicas de comparações múltiplas com teste *post-hoc* de *Dunn*, que informa em que nível deu-se a significância entre os dados. Foi aplicado ainda o teste de correlação de *Spearman*. O nível de significância estabelecido para todos os testes foi de 5%.

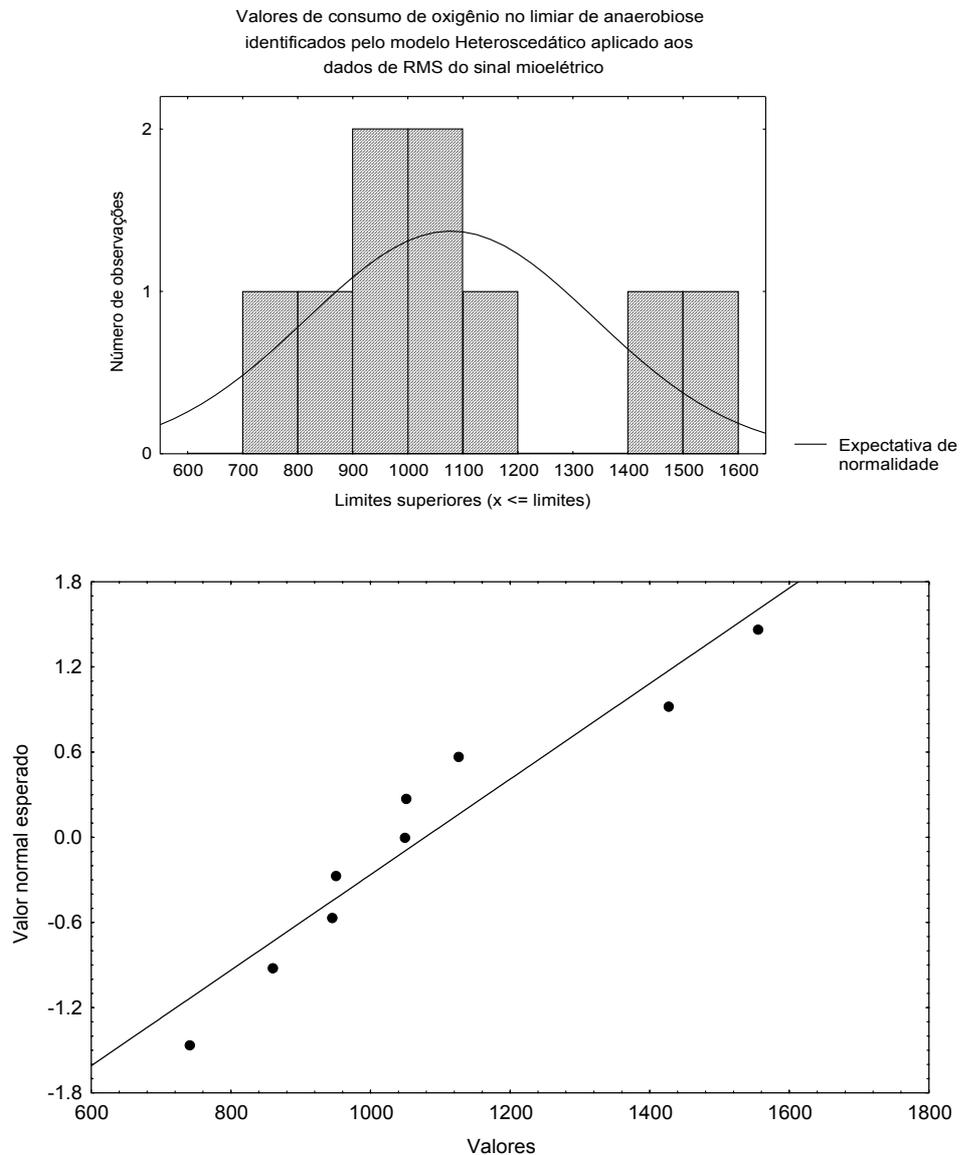


Figura 15. Análise dos valores de consumo de oxigênio no limiar de anaerobiose identificados pelo modelo Heteroscedático aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico (μV) dos voluntários estudados ($n=9$) quanto à distribuição dos dados. Acima estão apresentadas a curva de Gauss e o histograma do número de observações, e abaixo os valores observados em relação aos esperados.

3. RESULTADOS

3.1. Voluntários estudados

Na tabela I estão representados os dados referentes à idade e as características antropométricas, massa corporal (kg), altura (m) e índice de massa corporal (Kg/m^2) dos voluntários estudados ($n = 9$). Os valores medianos encontrados para estas variáveis foram 61 anos, 67 Kg, 1,74 m, $24,85 \text{ Kg/m}^2$, respectivamente.

Tabela I: Idade em anos, peso em quilogramas (kg), altura em metros (m) e índice de massa corporal (IMC) em kg/m^2 dos voluntários estudados ($n = 9$).

Voluntário	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m^2)
AAO	63	67	1,65	24,6
ARC	60	67,5	1,63	25,4
ARO	61	66,5	1,64	24,7
CEW	60	75,6	1,68	26,7
GP	61	71,8	1,66	26
AS	61	72,7	1,74	24
SLB	59	79,5	1,78	25
VAR	61	85,3	1,74	28,1
PS	63	66,4	1,64	24,6
Média	61	66,4	1,63	24
DP	1,32	6,63	0,05	1,28
Mínimo	59	66,4	1,63	24
1º quartil	60	67	1,64	24,6
Mediana	61	67	1,74	24,8
3º quartil	61	75,6	1,74	26
Máximo	63	85,3	1,78	28,1

Na tabela II estão representados os dados referentes à potência (W), $\dot{V}O_2$ ($\text{ml}O_2/\text{kg}/\text{min}$), $\dot{V}CO_2$ ($\text{ml}CO_2/\text{kg}/\text{min}$), $\dot{V}E$ (L/min), RMS (μV) no pico do esforço e classificação funcional dos voluntários estudados ($n = 9$). Os valores medianos encontrados para estas variáveis foram 149 W, 144 bpm, 1823 ml/min, 25,58 ml/kg/min, 2009 ml/kg/min, e 74,2 l/min, respectivamente.

Os exames laboratoriais e eletrocardiográficos (em repouso e no TEFDC-r) não apresentaram anormalidades, indicando que os voluntários do presente estudo estavam aptos a participar dos protocolos aplicados e que não possuíam alterações indicativas de doenças cardiovasculares.

Tabela II: Valores de repouso pico, atingidos durante o protocolo II, de potência, FC, Pressão arterial (PA), potência, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, VE e classificação funcional aeróbia (n = 9).

Voluntário	FC rep. (bpm)	FC pico (bpm)	PA rep. (mmHg)	PA pico. (mmHg)	Potência(W)	$\dot{V}O_2$ (ml/min)	$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	VE (L/min)	classificação funcional (AHA)
AAO	78	145	130/80	210/100	107	1240	18,5	1452	45,8	regular
ARC	66	155	135/90	210/110	130	1727	25,6	1888	82	boa
ARO	67	140	110/75	210/100	135	1650	24,8	2009	79,5	boa
CEW	80	142	135/90	220/100	173	2242	29,7	2360	72,7	boa
GP	75	158	130/90	210/100	180	2106	29,3	2427	84,2	boa
AS	66	122	115/60	180/70	110	1823	25,1	1995	55,1	boa
SLB	64	140	135/85	210/95	172	2534	31,9	2696	79,9	boa
VAR	70	149	120/85	210/100	209	1640	19,2	1979	74,2	regular
PS	62	144	130/80	190/95	149	1905	28,7	2180	71,3	boa
Média	69	144	125/80	210/100	151.7	1874.1	25.9	2109.5	71.6	
DP	6.4	10,4	9,35/9,7	12,4/10,9	34.3	380.3	4.6	359.5	13	
Mínimo	62	122	115/70	180/70	107	1240	18,5	452	45,8	
1º quartil	66	140	120/80	210/95	130	1650	24,8	1979	71,3	
Mediana	64	140	130/85	210/100	149	1823	25.58	2009	74.2	
3º quartil	71.2	150.5	135/90	210/100	173	2106	29,3	2360	79,9	
Máximo	80	158	135/90	220/110	209	2534	31,9	2696	84,2	

3.2. Limiar de anaerobiose

3.2.1. Comparação dos valores de potência obtidos no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos determinados pelos modelos matemáticos.

Na figura 16 estão apresentados os valores de potência no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) (71W) e os determinados pelos modelos matemáticos Heteroscedástico (R) e Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca (82 e 77W), RMS do sinal mioelétrico (85 e 78W) e produção de gás carbônico (80 e 67W), respectivamente. Foi encontrada diferença significativa no valor de potência no limiar de anaerobiose identificado pelo método matemático R aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico em relação ao valor de potência identificado pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos valores de produção de gás carbônico.

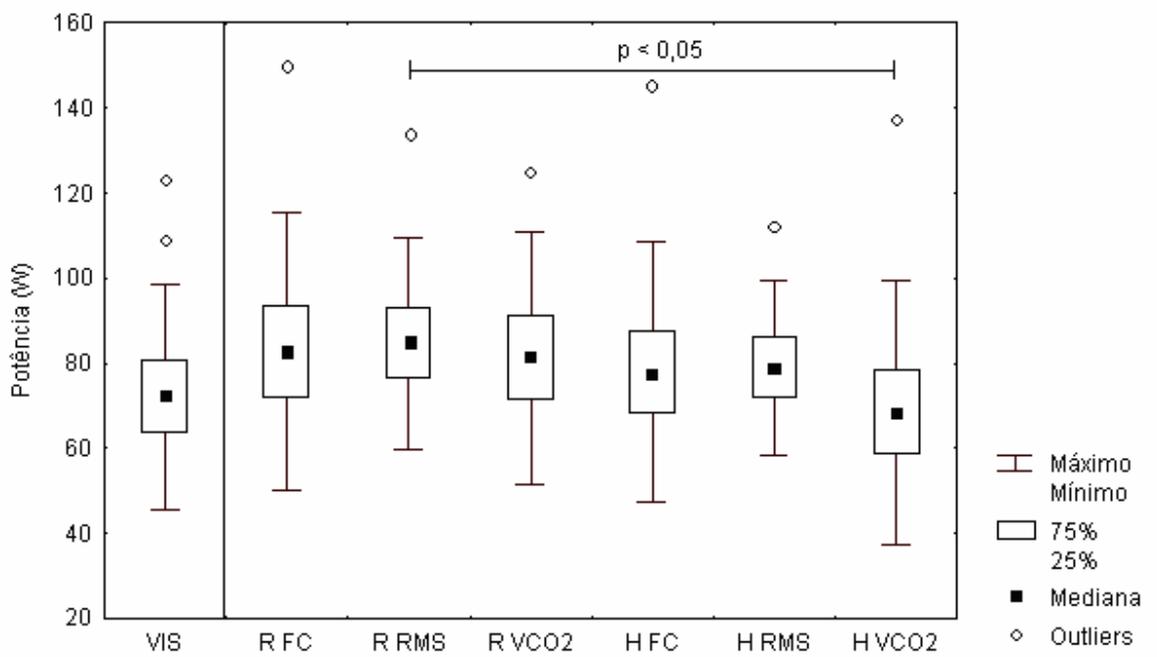


Figura 16. Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro), modelo matemático Heteroscedástico (R) e de Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca (FC), RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico, dos voluntários estudados (n = 9). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

3.2.2. Comparação dos valores de consumo de oxigênio obtidos no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos determinados pelos modelos matemáticos

Nas figuras 17(A e B) estão apresentados os valores de consumo de oxigênio expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e os valores de consumo de oxigênio no limiar de anaerobiose determinado pelos modelos matemáticos Heteroscedástico (R) e Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca (FC), RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico.

Os valores de $\dot{V}O_2$ em ml/min e em ml/kg/min, em mediana, das sete determinações, foram: 871 e 12,55 (padrão ouro); 954 e 13,69 (modelo R aplicado aos valores de FC); 1049 e 14,42 (modelo R aplicado aos valores de RMS); e 831 e 12,25 (modelo R aplicado aos valores de $\dot{V}CO_2$); 846 e 12,50 (modelo H aplicado aos valores de FC); 895 e 12,61 (modelo H aplicado aos valores de RMS); e 766 e 10,35 (modelo H aplicado aos valores de $\dot{V}CO_2$), respectivamente. Houve diferença significativa entre o valor de $\dot{V}O_2$, apresentado em dados absolutos e relativos, no momento do LA identificado pelo modelo R aplicado aos valores de RMS em relação ao valor identificado pelo modelo H aplicado aos valores de $\dot{V}CO_2$ ($p < 0,05$)

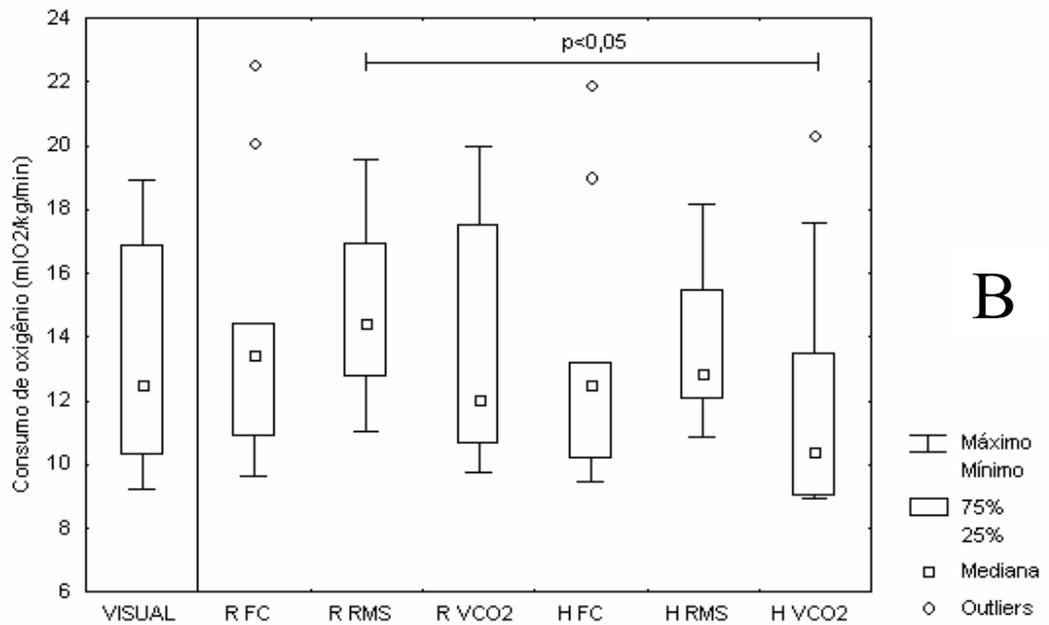
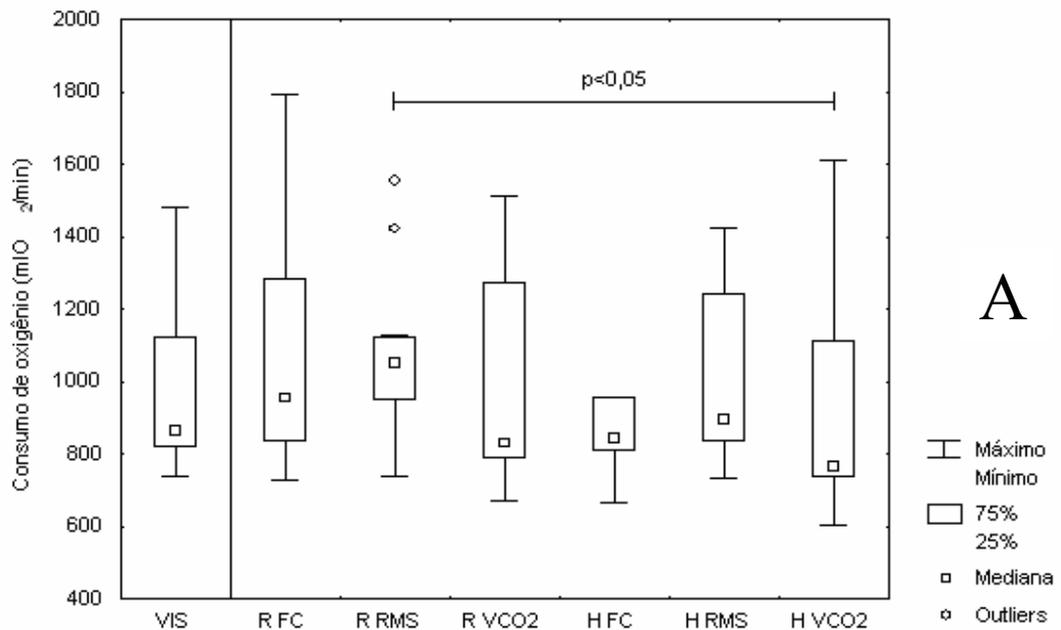


Figura 17. Valores de consumo de oxigênio, em ml/min e ml/kg/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro), modelo matemático Heteroscedástico (R) e Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca (FC), RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), dos voluntários estudados (n = 9). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

3.2.3. Comparação dos valores de frequência cardíaca obtidos no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos determinados pelos modelos matemáticos

Na figura 18 estão apresentados os valores de frequência cardíaca no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e os de frequência cardíaca de anaerobiose determinado pelos modelos matemáticos Heteroscedástico (R) e Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca (FC), RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$). Os valores de FC (bpm), em mediana, das sete determinações, foram: 99 (padrão ouro); 105 (modelo R aplicado aos valores de FC); 105 (modelo R aplicado aos valores de RMS); e 105 (modelo R aplicado aos valores de $\dot{V}CO_2$); 101 (modelo H aplicado aos valores de FC); 104 (modelo H aplicado aos valores de RMS); e 99 (modelo H aplicado aos valores de $\dot{V}CO_2$), respectivamente. Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores de FC no nível do LA.

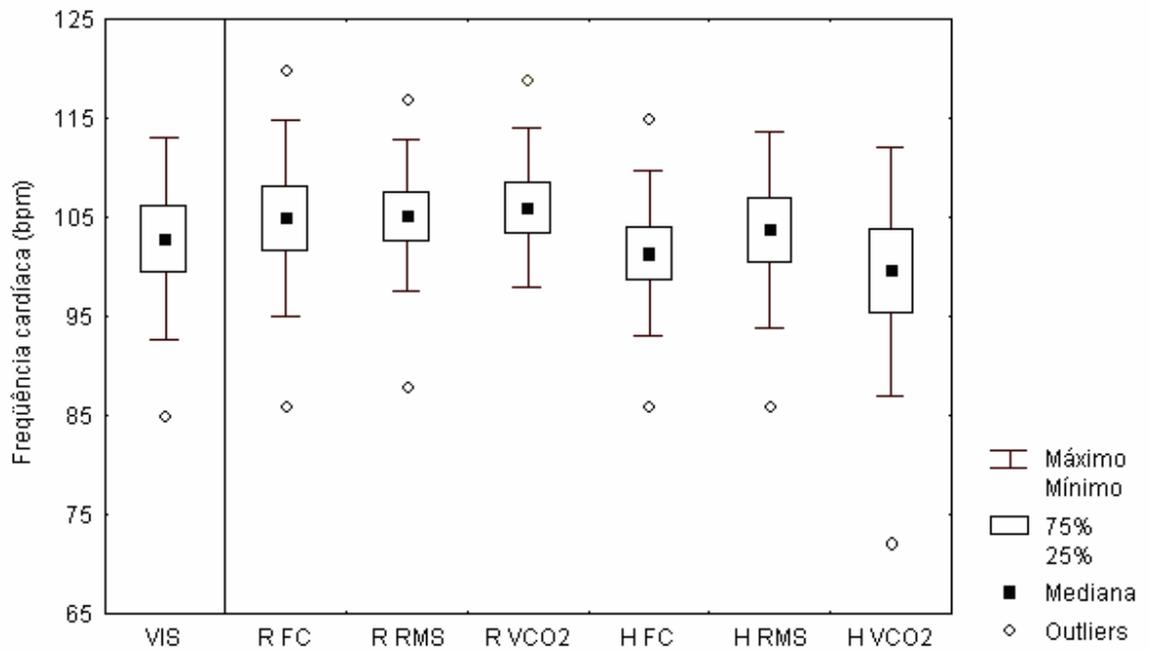


Figura 18. Valores de frequência cardíaca, em batimentos por minuto, no limiar de anaerbiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro), modelo matemático Heteroscedástico (R) e Hinkley aplicados aos dados de frequência cardíaca (FC), RMS do sinal mioelétrico e produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), dos voluntários estudados ($n = 9$). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

3.2.4. Correlação entre as variáveis estudadas no nível do limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico e das demais metodologias matemáticas estudadas

Na tabela III estão apresentados os resultados das análises de correlação entre a potência, FC e $\dot{V}O_2$ em dados absolutos no nível do LA determinado pelo método padrão ouro e pelos modelos matemáticos propostos aplicados aos valores de FC, RMS e $\dot{V}CO_2$.

Para os valores de potência, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelo modelo R aplicado aos dados de FC ($r=0,63$), RMS ($r=0,23$) e $\dot{V}CO_2$ ($r=0,61$), não foram estatisticamente significantes.

As correlações entre os valores do padrão ouro e os valores encontrados pelo modelo H foram: $r=0,66$, para os dados de FC; $r=0,68$, para os dados de RMS, e $r=0,53$, para os dados de $\dot{V}CO_2$. Os resultados foram significantes somente para os dados de RMS ($p<0,05$).

Para os valores de frequência cardíaca, as correlações entre os valores do padrão ouro e os valores encontrados pelo modelo R foram: $r=0,81$, para os dados de FC; $r=0,32$, para os dados de RMS, e $r=0,92$, para os dados de $\dot{V}CO_2$. Havendo resultados significantes para os dados FC e de $\dot{V}CO_2$ ($p<0,05$).

As correlações entre os valores do padrão ouro e os valores encontrados pelo modelo H foram: $r=0,79$, para os dados de FC; $r=0,48$, para os dados de RMS, e $r=0,76$, para os dados de $\dot{V}CO_2$. Havendo resultados significantes para os dados FC e de $\dot{V}CO_2$ ($p<0,05$).

Para os valores de consumo de oxigênio, as correlações entre os valores do padrão ouro e os valores encontrados pelo modelo R foram: $r=0,68$, para os dados de FC; $r=0,18$, para os dados de RMS, e $r=0,61$, para os dados de $\dot{V}CO_2$. Havendo resultado significativo somente para os dados FC ($p<0,05$).

As correlações entre os valores do padrão ouro e os valores encontrados pelo modelo H foram: $r=0,68$, para os dados de FC; $r=0,65$, para os dados de RMS, e $r=0,62$, para os dados de $\dot{V}CO_2$. Havendo resultado significativo somente para os dados FC ($p<0,05$).

Tabela III. Coeficientes de correlação entre os valores de potência, FC e $\dot{V}O_2$, no momento do LA, identificado pelos modelos matemáticos e pelo padrão ouro.

Padrão ouro versus	Potência (W)	Frequência Cardíaca (bpm)	VO₂ (ml/min)
FC R	$r = 0.63$ $p = 0.067$	$r = 0.81$ $p = 0.006 *$	$r = 0.68$ $p = 0.042 *$
RMS R	$r = 0.23$ $p = 0.54$	$r = 0.32$ $p = 0.39$	$r = 0.18$ $p = 0.63$
VCO₂ R	$r = 0.61$ $p = 0.076$	$r = 0.92$ $p = 0.0002 *$	$r = 0.61$ $p = 0.76$
FC H	$r = 0.66$ $p = 0.052$	$r = 0.79$ $p = 0.01 *$	$r = 0.68$ $P = 0.042 *$
RMS H	$r = 0.68$ $p = 0.041 *$	$r = 0.48$ $p = 0.18$	$r = 0.65$ $P = 0.058$
VCO₂ H	$r = 0.53$ $p = 0.13$	$r = 0.76$ $p = 0.015 *$	$r = 0.62$ $p = 0.076$

Teste de correlação de *Spearman*, nível de significância de $\alpha = 5\%$.

R = modelo Heteroscedástico
H = modelo de Hinkley

3.2.5. Percentual dos valores de potência, consumo de oxigênio e frequência cardíaca no limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) em relação aos valores pico do exercício.

Na figura 22 verifica-se que os valores de potência, consumo de oxigênio e frequência cardíaca no LA corresponderam, em valores medianos, a 46%, 53% e 72% do valor pico atingido no teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, respectivamente.

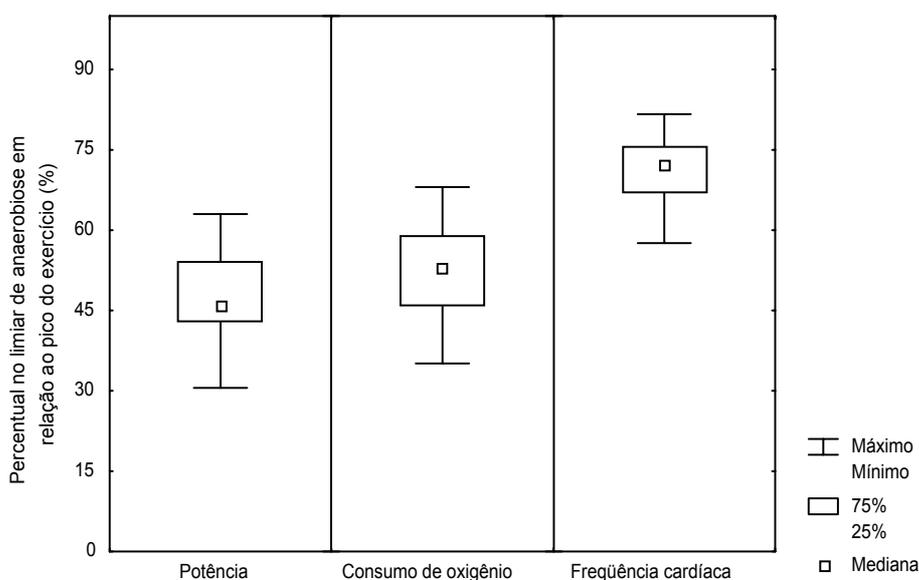


Figura 22. Percentual dos valores de potência, consumo de oxigênio e frequência cardíaca no limiar de anaerbiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (padrão ouro) em relação ao pico do teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa, dos voluntários estudados (n = 9).

4. DISCUSSÃO

4.1. Voluntários estudados

O organismo humano tem suas respostas influenciadas por diversos fatores como: o envelhecimento, diferenças de gênero, características antropométricas, temperatura e umidade ambiental, ciclo circadiano, fatores genéticos, hábitos de vida, nível de condicionamento físico, condições de saúde, dentre outros (GALLO Jr et al., 1990; DAVY et al., 1998; CATAI et al., 2002). No presente estudo buscou-se uma padronização das condições ambientais da sala de experimentos e das características dos voluntários selecionados. Assim estes não apresentaram diferenças significantes em relação às características antropométricas e à idade, bem como apresentaram valores dentro da faixa de normalidade para os exames clínicos e laboratoriais a que foram submetidos.

Os valores medianos da FC e PA apresentados pelos voluntários na condição de repouso (67 bpm e 130/85 mmHg) encontram-se dentro da faixa de normalidade, documentada na literatura. Esta refere que os valores de FC média podem variar entre 60 e 100 bpm (McCARDLE, KATCH e KATCH, 1998), enquanto os valores PA devem estar abaixo de 130/85 mmHg, de acordo com as IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão (2002). Com relação aos valores medianos de FC no pico do exercício nos voluntários estudados (144 bpm), estes foram inferiores aos preditos pela idade (161 bpm) (KARVONEN, KCNTALA, MUSTALA, 1957). No entanto, com o avanço da idade, o valor máximo ou pico de FC tende a ser menor, concordando com a literatura que refere redução na resposta da FC máxima, ao exercício, com o envelhecimento (LAKATA; LEVY, 2003). Adicionalmente, a FC comportou-se fisiologicamente durante

todo o esforço, sugerindo ausência de alterações cronotrópicas ao exercício (FLETCHER et al., 2001).

Os valores medianos encontrados para a PAS e PAD no pico do esforço para o grupo estudado foram de 210/100mmHg. Os altos valores de PAD, no pico de esforço podem estar relacionados com a redução da complacência vascular com conseqüente aumento da resistência vascular periférica, decorrente do processo de envelhecimento (LAKATTA; LEVY, 2003). No entanto, a IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial (2002) refere, como alguns critérios de interrupção do teste ergométrico, o aumento da PAD até 115mmHg e o aumento da PAS até 250 mmHg. Dessa forma, os voluntários apresentaram o comportamento da PA dentro da faixa de normalidade.

Com relação aos valores de $\dot{V}O_2$ pico em ml/kg/min, dois voluntários apresentaram capacidade aeróbia de 18,5 e 19,2ml/kg/min e sete, capacidade aeróbia mediana de 25ml/kg/min. Foram classificados com capacidade funcional entre regular e boa, respectivamente, segundo a “American Heart Association” (regular – 18 a 23 ml/kg/min e boa – 24 e 34 ml/kg/min para homens entre 60 e 69 anos). PRIOUX, et al. (2000), avaliando 9 idosos saudáveis entre 60 e 74 anos, durante teste em cicloergômetro, encontraram valores semelhantes de $\dot{V}O_2$ (27,63ml/kg/min) no pico do esforço. Neste estudo, os voluntários foram classificados como não treinados, já que não realizavam atividade física de forma sistemática e, os valores semelhantes de consumo de O_2 encontrados podem estar relacionados à diferenças entre as características dos indivíduos das populações estudadas. Nos estudos de THOMAS et al.(1985) e de PIMENTEL et al. (2003), os valores de $\dot{V}O_2$ pico em idosos saudáveis sedentários (29 e 28,1ml/kg/min, respectivamente) e treinados (35,5 e 39,2 ml/kg/min,

respectivamente), foram semelhantes ou até superiores aos encontrados no presente estudo, no entanto, as avaliações funcionais destes estudos foram realizadas utilizando esteira ergométrica. A literatura refere que em protocolos de exercício realizados neste tipo de ergômetro os valores de $\dot{V}O_2$ atingidos podem ser até 10% superiores aos valores obtidos em cicloergômetro (BUCHFUEHRER, 1983; NEDER; NERY, 2003).

4.2. Limiar de anaerobiose

A partir da década de 60, com o desenvolvimento de analisadores eletrônicos para mensurar gases respirados, tornou-se possível o estudo indireto do metabolismo energético e, especialmente, a determinação do LA, importante marcador fisiológico da alteração metabólica durante o exercício físico.

A literatura tem referido que em intensidades de trabalho próximas ao LA, quimioceptores localizados nas fibras musculares (fibras aferentes do tipo III), até então tonicamente pouco ativos durante exercício de baixa intensidade, começam a enviar informações relativas às alterações metabólicas que estão ocorrendo nas fibras musculares para os centros cardiovascular e respiratório localizados no bulbo. Além disso, os baroceptores localizados no seio carotídeo e arco aórtico, também enviam aferências aos centros bulbares (MITCHELL, 1990). Essas alterações metabólicas são decorrentes do aumento excessivo do lactato em nível muscular e da acidez metabólica presentes em intensidades de exercício nas quais a demanda de nutrientes supera sua oferta, ou seja, isso ocorre a partir do ponto do LA (WASSERMAN et al., 1999; BEARDEN & MOFFATT, 2001).

Assim, os centros cardiovascular e respiratório promovem ajustes cardiorrespiratórios necessários para a manutenção da realização do exercício físico como o aumento da FC, dado pelo sistema nervoso autônomo com seus componentes simpático e parassimpático (CATAI, 1992; GALLO Jr. et al., 1995; CHACON-MIKAHIL et al., 1998) e os ajustes do “drive” ventilatório. Desta forma, a partir de certa intensidade de trabalho, ocorre o aumento desproporcional das variáveis FC (HOFFMAN et al., 1994; BUNC et al., 1999), $\dot{V}CO_2$ (WASSERMAN et al., 1999; CRESCÊNCIO, 2002), caracterizado pela quebra da linearidade de suas respostas frente a um aumento linear de potência.

Dentre os métodos não invasivos de determinação do LA, o método de análise das variáveis ventilatórias e metabólicas tem sido um dos mais difundidos e aceito cientificamente, sendo utilizado neste estudo como referência para a comparação com as demais metodologias (BUNC et al., 1995; WASSERMAN et al., 1999; PRIOUX et al., 2000; YAZBEC et al., 2001). Vários autores relatam que o LA ventilatório pode ser identificado pela análise das curvas de $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ em ml/min, ajustando-se duas retas e identificando-se o ponto de mudança no padrão de resposta destas variáveis, que também é conhecido como “V-Slope” (BEAVER et al., 1986; WASSERMAN et al., 1999). Entretanto, no presente estudo, o método de análise foi adaptado desta metodologia, e consiste na análise visual gráfica das curvas da $\dot{V}CO_2$ e do $\dot{V}O_2$ em ml/min plotadas em função do tempo. A partir do referido gráfico, observa-se o momento em que ocorre a perda do paralelismo entre as curvas devido a um aumento adicional da $\dot{V}CO_2$ (CRESCÊNCIO, 2002; SAKABE, 2004; NOVAIS, 2004).

Este método foi considerado como padrão ouro para a comparação com as metodologias matemáticas utilizadas.

Por outro lado, alguns estudos têm sido conduzidos com o objetivo de aplicar modelos matemáticos aos dados de $\dot{V}CO_2$ para determinar um ponto de mudança do comportamento da referida variável e caracterizar alterações metabólicas que ocorrem no nível do LA.

CRESCÊNCIO (2004), avaliando o comportamento das variáveis ventilatórias de indivíduos adultos saudáveis e utilizando os modelos de análise visual, automático (realizado pelo próprio sistema MedGraphics), bissegmentados linear-linear e linear-quadrático para identificar o LA, mostrou a aplicabilidade destes modelos matemáticos. Trabalhos prévios realizados no NUPEF utilizando o modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$, FC e RMS do sinal mioelétrico em jovens (MARÃES, 2004), indivíduos de meia-idade saudáveis (SAKABE, 2004) e em hipertensos (OTERÇO, 2004; PESSOTI, 2005) com objetivo de identificar o LA e correlacioná-lo com o modelo padrão ouro (visual gráfico), mostraram que o modelo apresentou-se sensível na detecção deste momento.

Desta forma, a aplicação de modelos matemáticos permite que a análise de mudança no padrão de comportamento das variáveis estudadas esteja além da influência humana. Além disso, verificada sua eficácia, existe a possibilidade de serem implementados como um procedimento de detecção e quantificação do LA, poupando tempo e otimizando todo o processo de análise convencional, que por motivos financeiros, torna-se restrita a poucos centros de pesquisa.

No presente estudo, foram utilizados dois modelos matemáticos bissegmentados distintos, baseados no método da máxima verossimilhança, aplicados aos valores de FC, RMS e $\dot{V}CO_2$, obtidos durante o teste de esforço físico dinâmico contínuo do tipo rampa, com o objetivo de identificar o ponto de mudança no padrão de comportamento destas séries de dados. Ambos modelos: matemático Heteroscedástico (R) e de Hinkley (H) foram desenvolvidos pelo Departamento de Estatística da UFSCar em conjunto com o NUPEF. Após a aplicação destes, foram registrados os valores de potência, FC e VO_2 no momento do ponto de quebra das variáveis e comparados àqueles obtidos pelo padrão ouro. Somente foram encontradas diferenças significantes entre os valores de potência e $\dot{V}O_2$ no momento do LA identificados pelo modelo R aplicado aos dados de RMS, em relação aos valores das mesmas variáveis identificados pelo modelo H aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$. Já em relação aos valores de FC no LA, identificados pelos diferentes modelos matemáticos, não foram observadas diferenças significantes entre si.

Em relação à mudança no padrão de resposta da FC no início do exercício e durante o teste incremental, os resultados são concordantes com os encontrados na literatura (HOFFMAN et al., 1994; BUNC et al., 1995; SILVA, 2002). No início do exercício (10 a 20s), independente do protocolo utilizado, a FC aumenta abruptamente devido à retirada da atuação vagal sobre o nódulo sinusal, o que promove um aumento do débito cardíaco e aporte de oxigênio para suprir o aumento da demanda metabólica (GALLO et al., 1995; CHACON-MIKAHIL et al., 1998; CATAI, 1999; MARÃES, 1999). Após esse período inicial, verifica-se um decréscimo da FC, devido à retomada vagal. Em protocolo incremental, esse período é seguido por um componente lento de

aumento de FC que pode ser atribuído a uma menor modulação vagal, associada a uma predominância da atuação do sistema nervoso simpático sobre o controle autonômico da FC (GALLO et al., 1987; ALONSO et al., 1998; CATAI, 1999; SILVA, 2002; SAKABE, 2004).

Assim, a FC aumenta de forma linear com o incremento de potência até um determinado momento, a partir do qual se observa uma mudança no padrão de comportamento desta variável. Esta mudança tem sido correlacionada, por vários pesquisadores, como um sinalizador de alterações do metabolismo celular (CONCONI et al., 1982; BUNC et al., 1995; KARA et al., 1996; ANOSOV et al., 2000) associado a manifestações do tônus vago-simpático atuantes no sistema cardiovascular (HOFFMAN et al., 1994; ALONSO et al., 1998).

Na avaliação da adequação dos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC para a determinação do LA, o presente estudo mostra que os métodos apresentam correlação em relação ao padrão ouro, quando comparados os valores de FC ($r = 0,81$ e $0,79$) e VO_2 ($r = 0,68$ e $0,68$), para o modelo Heteroscedástico e de Hinkley respectivamente, sendo os resultados significantes para os valores de FC e VO_2 . Para os valores de potência ($r = 0,63$ e $0,66$), não houve significância.

CONCONI et al. (1982), apresentaram um trabalho propondo avaliar a perda da linearidade da FC em função da potência durante protocolo de exercício incremental, como indicador não invasivo do LA, comparativamente à coleta de lactato sangüíneo. Estes autores utilizaram o método visual de determinação do LA e, mesmo encontrando relação entre o ponto de deflexão da FC em função da potência com o LA, este estudo tem sido questionado frente a dificuldades encontradas na reprodutibilidade deste modelo em alguns voluntários (OSCELIK; KELESTIMUR, 2004). Por outro lado,

autores, também usando o método visual, mas comparativamente ao método ventilatório, observaram que a quebra da linearidade da FC coincide com o ponto de compensação respiratória (RIBEIRO et al, 1985). Ainda, nos resultados de VACHON, BASSET e CLARKE (1999), utilizando uma equação polinomial de terceira ordem para identificar o ponto de quebra da FC em homens treinados ($30,8 \pm 5,9$ anos), durante teste de esforço físico incremental (0,5km/h a cada minuto), em esteira, encontrou um comportamento linear desta variável durante todas as velocidades impostas. Também em esteira ergométrica, LUCÍA et al. (2000), estudando idosos treinados (62 ± 1 anos) com a aplicação de um algoritmo de regressão linear, encontraram quebra da linearidade da FC em apenas 31% dos voluntários. Com o mesmo método, LUCÍA et al. (2002), avaliaram o comportamento da FC de homens ciclistas profissionais (26 ± 1 anos) , durante protocolo de esforço físico dinâmico em degraus contínuos em cicloergômetro (25W/min), mostrando que o ponto de deflexão da FC em função da potência ocorreu em torno de 88% da FC máxima, em 56% dos voluntários.

Os resultados encontrados no presente estudo diferem dos citados acima, podendo estas diferenças estarem relacionadas ao protocolo de exercício utilizado, características dos grupos estudados e à metodologia de análise empregada.

Nos estudos de HOFFMAN et al. (1994) e BUNC et al. (1995), foi aplicado um modelo matemático de ajuste linear aos dados de FC coletados durante o teste de exercício físico dinâmico incremental, que detectou o ponto onde a resposta da FC perdia a linearidade em relação ao aumento de potência. Os autores referem que este ponto de quebra é fortemente correlacionado com o LA determinado pela concentração de lactato sanguíneo. HOFFMAN et al. (1994) estudando a resposta da FC de dezesseis mulheres, 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 determinado 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 da FC ($r = 0,857$) no LA determinado pelas duas metodologias foram significantes ($p < 0,001$). Nestes estudos, a metodologia de referência na comparação com o método matemático de identificação do LA foi a análise da lactacidemia. Apesar de no presente estudo a metodologia de referência ter sido a análise visual gráfica do comportamento das variáveis ventilatórias e metabólicas, os resultados estão de acordo com os observados por esses dois estudos, em relação à utilização de algoritmos matemáticos para a identificação do LA, quando comparados com metodologias tradicionais.

Na presente investigação, os modelos matemáticos foram aplicados aos valores de FC, RMS e $\dot{V}CO_2$ em função do tempo, no intervalo entre o início da resposta das variáveis ventilatórias à imposição de carga de esforço e o ponto de compensação respiratória (PCR). É importante ressaltar que, dos 13 idosos inicialmente selecionados, 2 (15%) não apresentaram ponto de quebra da FC durante a avaliação. Devido a problemas com a coleta dos dados de EMGs e $\dot{V}CO_2$, foi decidido então, avaliar somente 9 voluntários. A frequência cardíaca dos voluntários encontrada no PCR foi em média 2 bpm abaixo da FC submáxima prevista pela idade $[(220 - \text{idade}) \times 0,85]$ (KARVONEN, KCONTALA, MUSTALA, 1957). Sendo assim, no grupo estudado, para a avaliação do comportamento desta variável, talvez não fosse necessária a realização de um teste de esforço máximo.

Durante o exercício incremental proposto, a resposta da $\dot{V}CO_2$, foi similar a da FC. A $\dot{V}CO_2$ aumentou linearmente com o incremento de potência, FC e $\dot{V}O_2$ e, a partir

do LA, ocorreu um aumento desproporcional dos valores encontrados. A literatura refere este padrão de comportamento concomitante a um aumento adicional da $\dot{V}E$, que pode ser explicado pela liberação adicional de CO_2 (cerca de 2,5 vezes) resultante da dissociação do ácido carbônico, formado a partir do tamponamento do lactato pelo bicarbonato sanguíneo, (WASSERMAN *et al.*, 1999; YAZBEC *et al.*, 2001; NEDER e NERY, 2003).

Na avaliação da adequação dos modelos matemáticos aplicados aos dados de $\dot{V}CO_2$ para a determinação do LA, no presente estudo, foi observado que os coeficientes de correlação em relação ao padrão ouro foram: $r = 0,61$ e $0,68$, quando comparados aos valores de potência; $r = 0,92$ e $0,76$ para os valores de FC e $r = 0,61$ e $0,62$, para os valores de $\dot{V}O_2$, na aplicação dos modelos R e H respectivamente. Os resultados foram significantes para os valores de FC no modelo R e H e para os de potência no modelo H.

A adequação dos modelos matemáticos pode também ser analisada pela comparação dos parâmetros mensurados no LA obtidos no presente estudo com os encontrados na literatura (THOMAS *et al.*, 1985; PRIOUX *et al.*, 2000). THOMAS *et al.* (1985) encontraram valores de $\dot{V}O_2$ no LA de idosos, com idade média de 63 anos, pré e pós-treinamento físico aeróbio de 16,70 e 17,07ml/kg/min, respectivamente.

PRIOUX *et al.* (2000), estudando idosos sedentários, com idade média de 68 anos, encontraram valores medianos de potência, $\dot{V}O_2$ e FC no LA de 77W, 17,10 ml/kg/min e 109bpm. Os valores medianos de potência, $\dot{V}O_2$ e FC no LA observados na presente investigação foram, respectivamente: 71W, 12,59ml/kg/min e 99bpm (padrão ouro); 82W, 13,69ml/kg/min e 105bpm (R em FC); 85W, 14,42 ml/kg/min e 105bpm (R

em RMS) e 80W, 12,25ml/kg/min e 105bpm (R em $\dot{V}CO_2$); 77W, 12,50 ml/kg/min e 101bpm (H em FC); 78W, 12,61 ml/kg/min e 104bpm (H em RMS) e 67W, 10,35 ml/kg/min e 99bpm (H em $\dot{V}CO_2$). Embora o valor mediano de potência no LA (77,1W) encontrado ser semelhante ao da literatura, os valores de $\dot{V}O_2$, identificados por todos modelos em todas variáveis, são mais baixos que os referidos.

Os resultados encontrados mostram que a mudança no padrão do comportamento da FC e $\dot{V}CO_2$, durante exercício físico dinâmico progressivo, podem ocorrer em instantes próximos às mudanças do comportamento ventilatório e metabólico, sugerindo que a metodologia pode ser utilizada na determinação do LA e que os ajustes providos pelo sistema cardiorrespiratório são mediados conjuntamente.

Em relação à resposta da atividade do músculo vasto lateral, avaliada a partir do índice RMS em função do tempo, durante exercício físico dinâmico incremental em cicloergômetro, na presente investigação foi observado um aumento linear da amplitude da EMGs até uma certa potência, a partir da qual observou-se uma perda desse comportamento. Esses dados são concordantes com outros estudos (NAGATA *et al.*, 1981; JAMMES *et al.*, 1997; LUCÍA *et al.*, 1997; MORITANI *et al.*, 1998; STOUT *et al.*, 2000; HUG *et al.*, 2003).

A mudança do padrão de resposta da EMGs deve-se provavelmente a uma associação entre o aumento no recrutamento e na frequência de disparo das unidades motoras das fibras musculares de contração rápida. Associação esta que pode estar relacionada ao esgotamento progressivo das fibras musculares oxidativas, contração lenta, em intensidades elevadas de exercício, sendo necessário um recrutamento adicional das fibras glicolíticas, contração rápida, para a manutenção do trabalho

exigido (PETROFSKY, 1979; HANON, 1998). Fibras glicolíticas são menos eficientes e menos econômicas, contribuindo para o acúmulo de lactato sanguíneo (VIITASALO et al., 1985; MORITANI e YOSHITAKE, 1998; BEARDEN e MOFFATT, 2001)

Na avaliação da adequação dos modelos matemáticos aplicados aos dados de RMS para a determinação do LA, o presente estudo mostra que em relação ao padrão ouro, o modelo R apresenta baixa correlação enquanto o H apresenta moderada correlação, quando comparados os valores de potência ($r = 0,23$ e $0,68$), FC ($r = 0,32$ e $0,48$) e $\dot{V}O_2$ ($r = 0,18$ e $0,65$), respectivamente, sendo os resultados significantes somente para os valores de potência no modelo H. Os resultados encontrados mostram que a mudança no padrão do comportamento do RMS do sinal mioelétrico pode ser associada ao LA. No entanto, mesmo o modelo de Hinkley apresentando moderada correlação com os valores encontrados pelo padrão ouro, os resultados sugerem que os modelos não se adequaram aos dados de RMS, da mesma forma que se adequaram aos dados de FC e $\dot{V}CO_2$.

Nos resultados encontrados por LUCÍA, HOYOS e CHICARRO (200), avaliando ciclistas profissionais (26 ± 2 anos) durante exercício físico em carga constante correspondente a 80% do $\dot{V}O_{2\text{ máx}}$, o crescente aumento dos valores das variáveis FC, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}O_2$, não foi acompanhado do aumento do RMS do sinal mioelétrico, sugerindo que nestes voluntários (atletas treinados), o aumento dos valores das variáveis ventilatórias e metabólicas, associados ao LA, não parece estar relacionado à concomitante mudança no padrão de recrutamento das fibras musculares.

HUG et al. (2003) avaliaram a resposta de oito grandes músculos de perna e coxa de ciclistas profissionais durante teste de esforço incremental (26W/min a partir de 100W). Os pontos de quebra do comportamento do RMS do sinal mioelétrico ocorreram em 100% dos voluntários para o músculo vasto lateral, em 50% para a porção lateral do gastrocnêmio. Ressalta-se que na avaliação dos músculos vasto lateral e bíceps da coxa foram determinados dois pontos de quebra no comportamento do RMS, um abaixo do primeiro LA e outro coincidente com o ponto de compensação respiratória (PCR). LUCIA *et al.* (1999), aplicando um protocolo incremental, também encontraram dois pontos de quebra no RMS e que ocorreram em 52% (abaixo do LA) e 86% (similar ao PCR) da potência máxima, respectivamente.

Tal fato pôde ser explicado pelo fato da ocorrência do LA ser resultado do início do desequilíbrio entre a produção e utilização de lactato por todos os músculos envolvidos na atividade física, os quais produzem lactato em diferentes tempos. O limiar da EMG de um único músculo pode ser detectado, mas utilizando-se o método de análise de gases expirados, isto não é possível tendo em vista que por meio deste tipo de análise os parâmetros refletem as respostas metabólicas de todos os músculos envolvidos, e não de um único músculo.

Embora não havendo diferença significativa entre os valores de LA identificados, as correlações entre os valores de potência, FC e $\dot{V}O_2$ no LA encontrados pelos modelos matemáticos e os do padrão ouro, em relação aos dados de RMS, foram inferiores quando comparados aos dados de FC e $\dot{V}CO_2$, como pode ser notado pela distribuição não simétrica dos valores em torno da reta de correlação. Nos resultados de SAKABE, 2004 e MARÃES, 2004, avaliando homens saudáveis meia-idade

sedentários e jovens ativos, respectivamente, os valores de LA identificados pelo modelo de Hinkley não foram estatisticamente diferentes do valor obtido pelo padrão ouro e foram encontradas boas correlações entre as variáveis potência, FC e $\dot{V}O_2$ no LA, identificado pelas variáveis FC, RMS e $\dot{V}CO_2$. No entanto menores valores de correlação foram encontrados na aplicação do modelo aos dados de RMS. Os dados do presente estudo são concordantes com os de Sakabe (2004) e Marães (2004), no que se refere aos menores valores de correlação na aplicação dos modelos matemáticos H e R aos dados de RMS, em relação aos identificados pelo padrão ouro.

Dessa forma, no presente estudo, ambos modelos matemáticos obtiveram valores de LA semelhantes ao padrão ouro, no entanto ajustaram-se melhor, e igualmente, aos dados de FC, sugerindo que independentemente da aptidão física ou da faixa etária, esta variável pode ser adequada na identificação do limiar de anaerobiose.

5. CONCLUSÃO

A partir da análise do conjunto de dados obtidos no presente estudo, dentro da condição experimental empregada, pôde-se concluir:

1. As mudanças dos padrões de resposta das variáveis cardiorrespiratórias e musculares ocorrem em instantes coincidentes com o limiar de anaerobiose, refletindo a interação dos sistemas orgânicos durante o exercício físico;
2. Os modelos matemáticos Heteroscedástico e de Hinkley mostraram-se mais adequados na detecção da mudança do padrão de comportamento do conjunto de dados da FC, seguido da $\dot{V}CO_2$ e, apresentaram menor ajuste aos dados de RMS do sinal mioelétrico. Para esta variável, o modelo de Hinkley apresentou melhor correlação em relação ao Heteroscedástico;
3. Nas condições estudadas, os modelos matemáticos testados mostraram-se adequados e podem ser utilizados na quantificação do limiar de anaerobiose.

Desta forma, a determinação do limiar de anaerobiose pelas metodologias não invasivas utilizadas no presente estudo foram adequadas, com isso podendo contribuir para a prática clínica, uma vez que facilitaria a avaliação e prescrição de atividade física a partir de uma ferramenta de baixo custo e de fácil obtenção, a frequência cardíaca, em relação à utilização de uma metodologia como a ergoespirometria.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL. **Rev Soc Bras Hipert**, v.5, n.4, p.123-165, 2002.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (Position Stand). The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.30, p.916-20, 1998.

ALONSO, D.O.; et al. Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, 71(6):787-92, 1998.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Exercise and physical activity for older adults. **Medicine & Science in Sport & Exercise**. v.30, n.6, p.992-1008, 1998.

AMERICAN HEART ASSOCIATION: Exercise testing and training of apparently health individuals: **A handbook for physicians**, p.15, 1972.

ARNAUD, S.; ZATTARA-HARTMANN, M. C.; TOMEI, C.; JAMMES, Y. Correlation between muscle metabolism and changes in m-wave and surface electromyogram: dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. **Muscle & Nerve**. 20: 1197-1199

ANOSOV, O; PATZAK, A; KONONOVICH, Y; PERSON, P.B. High frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. **Eur J Appl Physiol**, v. 83, p. 388-394, 2000.

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 degraus e rampas corrigidas**. 1992. Tese (Doutorado em Fisiologia) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP.

BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. Muscle Alive: their function revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561p. Bibliografia: p. 187-199. ISBN 0-683-00414-X.

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.

BEARDEN, S.E.; MOFFATT, R.J. Leg electromyography and the VO₂-power relationship during bicycle ergometry. **Med Sci Sports Exercise**, v. 33, n. 7, p.1241-1245, 2001.

BUCHFUEHRER, MJ; HANSEN, JE; ROBINSON, TE; SUE, DY; WASSERMAN, K; WHIPP, BJ. Optimizing the exercise protocol for cardiopulmonary assessment. *J. Appl. Physiol.*, 55: 1558-1564, 1983.

BUNC. V.; HOFFMAN, P.; LEITNER, H.; GAISL, G. Verification of heart rate threshold. **Eur J Appl Physiol**, v. 70, p. 263-369, 1995.

BYRNE, E.A. Role of aerobic capacity and body mass index in the age-associated decline in heart rate variability. **Journal Applied Physiology**, 81(2):743-50, 1996.

CASADEI B.; et al. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. **Acta Physiology Scandinavian**, 153:125-131, 1995.

CATAI, A.M.; CHACON-MIKAHIL, M.P.T.; MARTINELLI, F.S.; FORTI, V.A.M.; SILVA, E.; GOLFETTI, R.; MARTINS. L.E.B.; SZRAJER, J.S.; WANDERLEY, J.S.; LIMA-FILHO, E.C.; MILAN, L.A.; MARIN-NETO, J.A; MACIEL, B.C.; GALLO JR. L.; Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. **Braz J Med Bios Res**, v. 35, n. 6, p. 741-752, 2002

CHACON-MIKAHIL, M.P.T. et al. Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of a decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. **Braz J Med Biol Res**, May 1998, vol.31, no.5, p.705-712.

CHAN, A.Y.; et al. Effects of knee joint angles and fatigue on the neuromuscular control of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle in humans. **European Journal Applied Physiology**; 84(1-2):36-41, 2001

CHEN, J.J.; et al. Spatio-temporal representation of multichannel EMG firing patterns and its clinical applications. **Medicine Engineering Physical.**, 19(5):420-30, 1997.

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.

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.

DE LUCA, C.J.. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Appl. Biomech.** n. 13, p. 135-163, , 1997

DE MEERSMAN, R.E. Heart rate variability and aerobic fitness. **American Heart Journal**, 125(3):726-31, 1993.

EBERSOLE KT.; et al. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 9:219-227, 1999.

O ESTATUTO DO IDOSO, Lei 10741/03

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 da São Carlos/HCFMRP/Instituto de Química da São Carlos, São Carlos.

FREYCHUSS, U. Elicitation of heart rate and blood pressure increase on muscle contraction. **Journal Applied of Physiology**, 28(6):758-761, 1970.

GALLO JR L; et al. The use of isometric exercise as a means of evaluating the parasympathetic contribution to the tachycardia induced by dynamic exercise in normal man. **Pflügers Archives**, 412:128-132, 1988.

GALLO JR., L.; et al. Sympathetic and parasympathetic changes in heart rate control during dynamic exercise induced by endurance training in man. **Brazilian Journal Biological Research**, 22:631-43, 1989.

GALLO JR., L.; et al. **Ajustes cardiovasculares ao exercício físico**. Efeitos do treinamento aeróbio. *Medicina*, Ribeirão Preto, 23(2):101-106, 1990.

GREGOIRE, J.; et al. Heart rate variability at rest and exercise: influence of age, gender, and physical training. **Canadian Journal Applied Physiology**, 21(6):455-70, 1996.

HAGERMAN, I; et al. Chaos-related deterministic regulation of heart rate variability in time- and frequency domains: effects of autonomic blockade and exercise. **Cardiovascular Research**, 31:410-418, 1996.

HINKLEY, D. V. Inference about the intersection in two-phase regresión. **Biométrica**, v. 56, n. 3, p. 495-504, 1969.

HOFFMAN, 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.

HUG, F; FAUCHER, M; KIPSON, N; JAMMES, Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. **Clin Physiol Funct Imaging**. v. 23, p. 208-214, 2003.

HUG, F; LAPLAUD, D; SAVIN, B; GRÉLOT, L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. **Eur J Appl Physiol**. v. 90, p. 643-646, 2003.

IELLAMO, F; et al. Muscle metaboreflex contribution to sinus node regulation during static exercise. Insights from spectral analysis of heart rate variability. **Circulation**, 100:27-32, 1999.

JAMMES Y; ZATTARA-HARTMANN, MC; CAQUELARD, F; ARNAUD, S; TOMEI, C. Electromyographic changes in vastus lateralis during dynamic exercise. **Muscle Nerve**: 20:247-49, 1997.

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.

KARA, M; GOKBEL, H; BEDÍZ, C; ERGENE, N; UÇOK, K; UYSAL, H. Determination of the heart rate deflection point by the Dmax method. **J Sports Med Fitness**, v. 36, p. 31-34, 1996.

KARVONEN, J.J; KCNTALA. E.; MUSTALA, O. The effect of training on heart rate, a longitudinal study. **Ann Med Exp Biol Fenn**, v. 35, p. 307, 1957.

KAWAMURA, T. Avaliação da capacidade física e teste ergométrico. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 659-672, 2001.

KING, A. C.; REJESKI, J.; BUCHNER, D. M. Physical activity interventions targeting older adults. **American Journal of Preventive Medicine**. v.15, n.4, 316-333, 1998

KOLLMITZER, J.; EBENBICHER, G.R; KOPF, A. Reliability of surface electromyographic measurements. **Clinical Neurophysiological**, 110:725-734, 1999.

LAKATTA, E. G.; LEVY, D. Arterial and cardiac aging: major shareholders in cardiovascular disease enterprises. Part II: the aging heart in health: links to heart disease. **Circulation**, v. 107, p.346-354, 2003.

LEPERS, R.; et al. Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. **Medicine Science Sports Exercise**; 32(11):1880-6, 2000.

LEVY, W.C.; et al. Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. **American Journal Cardiology**, 82(10):1236-41, 1998.

LONGO, A.; DANIEL, F.; CORREIA, M.J. Variabilidade da frequência cardíaca. **Rev. Port. Cardiol.**, v. 14, n. 3, p. 241-262, 1995.

LONGO, A.; FERREIRA, D.; CORREIA, M. J. Variabilidade da frequência cardíaca. **Ver. Port. Cardiol.**, 14(3), p. 241-262, 1995.

LOWERY, M; NOLAN, P; O'MALLEY, M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. **Journal Electromyographic Kinesiology**: 12(2):111-8, 2002

LUCIA, A.; VAQUERO, A. F.; PÉREZ, M.; SÁNCHEZ, O.; SÁNCHEZ, M. S.; GÓMES, M. A.; CHICARRO, J. L. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients. **Chest**, v. 111, n. 6, p. 1571-1576, 1997.

LUCIA, A.; SÁNCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICARRO, J. L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in the elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. **Br. J. Sports Med.**, v. 33, p. 178-185, 1999.

LUCIA, A; CARVAJAL, A; PÉREZ, M; BORAITA, A; SERRATOSA, L; CHICARRO, J.L. Heart Rate Response during Incremental Exercise in Master Runners. **Japanese Journal of Physiology**. v. 50, p. 155-158, 2000.

LUCÍA, A. HOYOS, J; SANTALLA, A. PÉREZ, M. CARVAJAL, A; CHICARRO, J.L. Lactic acidosis, potassium, and the heart rate deflection point in professional road cyclists. **Br J Sports Med**. v. 36, p. 113-117, 2002.

MACIEL, B.C.; et al. Autonomic nervous control of the heart rate during isometric exercise in normal man. **European Journal of Physiology**, 408:173-177, 1987.

MACIEL, B.C.; et al. Leg endurance training has effect on the autonomic control of heart rate during isometric exercise. *Brazilian Journal of medical and Biological Research*, 22:225-232, 1989.

MANÃNAS, M.A.; et al. Influence of estimators of spectral density on the analysis of electromyographic and vibromyographic signals. *Medicine Biological Engineering Comput*; 40(1):90-8, 2002.

MANTEIKA, J. H.; DUFFIN, J. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 69, p. 110-118, 1994.

MARÃES, V. R. F. S.; SILVA, E.; CATAI, A. M.; NOVAIS, L. D.; MOURA, M. A. S.; OLIVEIRA, L.; GALLO JR., L. Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise. **Braz J Med Biol Res**, v. 38, p. 731-735, 2005.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 63, 1, p. 1-5, 1991.

McARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Diferenças individuais e mensurações das capacidades energéticas. *In: Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. Tradução: Giusepe Taranto. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 4ª edição. P. 181-2005; 148-159.

MITCHELL, J.H. Neural control of the circulation during exercise. **Medicine Science of Sports and Exercise**, 22(2):141-154, 1990.

MITCHELL, J.H.; KAUFMAN, M.P.; IWAMOTO, G.A. The exercise pressor reflex: its cardiovascular effects, afferent mechanisms, and central pathways. **Ann. Ver. Physiol.**, 45: 229-242, 1983.

MYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **J. Sports Med.**, 21, p. 209-217, 1981.

MORITANI, T. & YOSHITAKE, Y. The use of electromyography in applied physiology. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 8, n. 6, p. 363-381, 1998.

NAGATA, A.; MURO, M.; MORITANI, T.; YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and signals myoelectric. **Japanese Journal of Physiol**, 31, p. 585-597, 1981.

NEDER, J.A.; NERY, L.E. Fisiologia Clínica do Exercício: Teoria e prática. 1ª edição, Editora Artes Médicas Ltda, São Paulo, 2003.

NEDER J. A; NERY, L.E; PERES, C. WHIPP, B.J. Reference Values for Dynamic Responses top Incremental Cycle Ergometry in Males and Females Aged 20 to 80.

NOVAIS, L.D. **Comparação da modulação autonômica da frequência cardíaca em repouso e da capacidade aeróbia entre homens saudáveis e coronariopatas meia idade**. 2004, 113 p. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

NUSSBAUN, M.A. Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. **European Journal Applied Physiology**; 85(3-4):299-309, 2001.

ONISH, H.; et al. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. **Journal Electromyographic Kinesiology**, 10:59-67, 2000.

OSCELIK, O; KELESTIMUR, H. Effects of Acute Hypoxia on the Determination of Anaerobic Threshold Using the Heart Rate-Work Rare Relationships During Incremental Exercise Tests. **Physiol. Res**. 53: 45-51, 2004.

O'SULLIVAN, S.; THOMAS, J. S. Reabilitação Física: avaliação e tratamento. São Paulo: Manole, 1993. 2ª edição. p. 183-223.

OTTERÇO, A. N. **Determinação do limiar de anaerobiose durante o exercício físico dinâmico em homens hipertensos de meia-idade: análise da resposta das variáveis cardiorrespiratórias e musculares.** 2004. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia). Universidade Federal de São Carlos - UFSCar, São Carlos.

PETRO, J.K.; HOLLANDER, A.P.; BOUMAN, L.N. Instantaneous cardiac acceleration in man induced by a voluntary muscle contraction. *Journal Applied of Physiology*, 29:794-798, 1970.

PESSOTI, E. R. **Determinação do limiar de anaerobiose a partir da resposta da frequência cardíaca, da atividade mioelétrica, do consumo de oxigênio ao exercício físico dinâmico de homens de meia idade saudáveis e de hipertensos.** 2005. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, Piracicaba.

PIMENTEL, A.E.; GENTILE, C.L.; TANAKA, H.; SEALS, D.R.; GATES, P.E. Great rate of decline in maximal aerobic capacity with age in endurance trained than in sedentary men. *J Appl Physiol*, v. 94, p. 2406 – 2413, 2003.

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. 119 p. Dissertação (Mestrado em Ciências Fisiológicas) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

PRIOUX, J; RAMONATXO, M; HAYOT, M; MUCCI, P; PRÉFAUT, C. Effect of ageing on the ventilatory response and lactate kinetics during incremental exercise in man. *Eur J Appl Physiol*, v. 81, p. 100-107, 2000.

QUITÉRIO, R.J. **Efeito do ângulo articular nas respostas do torque, eletromiografia e frequência cardíaca durante exercício isométrico.** São Carlos, 2002. p. 118. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos – SP.

RESNICK, B. A seven step approach to starting an exercise program for older adults. *Patient Education and Counseling*, 39, 243-252, 2000.

RIBEIRO, J. P.; FIELDING, A.; HUGHES, V.; BLACK, H.; BOCHESI, M. A.; KNUTTEGEN, 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.

ROWELL, L. Reflex control of the circulation during exercise. **Journal Applied Physiology**, 69(2):407-418, 1990.

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: 13th Annual meeting of North American menopause Society (NAMS), 2002, Chicago. Anais, Chicago, p. 94.

SAKABE, D. I. **Quantificação do limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico: análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares**. 2004. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

SCHUIT, A.J. Exercise training and heart rate variability in older people. **Medicine Science Sports Exercise**, 31(6):816-21, 1999.

SEALS, D.R.; ENOKA, R.M. Sympathetic activation is associated with increases in EMG during fatiguing exercise. **Journal Applied Physiology**, 66(1):88-95, 1989.

SEALS, D.R.; et al. Increased cardiovascular response to static contraction of larger muscle groups. **Journal Applied of Physiology**. 54(2):434-437, 1983.

SENIAM. European Recommendations for Surface ElectroMyography, 2002.

SILVA ,C.S.S. **Análise da modulação autonômica do coração em repouso e atividade eletromiográfica relacionada à variabilidade da frequência cardíaca durante o exercício dinâmico em cicloergômetro**. 2002. 81p. Tese (mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de Sao Paulo, São Carlos.

SILVA, E.; CATAI, AM; TREVELIN, LC; GUIMARÃES, JO; SILVA Jr. LP; SILVA, LMP; OLIVEIRA, L; MILAN, LA; MARTINS, LEB; GALLO Jr. L. **Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise**. In: World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering. Annals of the World Congress on Medical Phys. and Biom. Engineering, v. 1, p. 409, RJ, 1994.

SILVA, E. **Influência do exercício isométrico nas respostas eletromiográficas e da frequência cardíaca no homem**. Campinas-SP, 1998. p.117. Tese (Doutorado em Fisiologia) – Departamento de Fisiologia e Biofísica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas - SP.

SILVA, E.; et al. Evaluation of eletromyographic activity and heart rate responses to isometric exercise. The role played by muscular mass and type. **Brazilian Journal of medical and Biological Research**, 32(1):115-120, 1999.

SO, R.; CHAN, K.; SIU, O. EMG power frequency spectrum shifts during repeated isokinetic knee and arm movements. **Physical Education, Recreation and Dance**, v.73, n.1, p.98-106, 2001.

STEIN, R.B.; MOMOSE, K.; BOBET, J. Biomechanics of human quadriceps muscles during electrical stimulation. **Journal of Biomechanics**, 32:347-357, 1999.

STOUT, J; ECKERSON, J; EBERSOLE, K; MOORE, G; PERRY, S; HOUSH, T; BULL, A; CRAMER, J; BATHEJA, A. Effect of creatine loading on neuromuscular fatigue threshold. **J Appl Physiol**. v. 88, p. 109-112, 2000.

TAKAISHI, T; YASUDA, Y; MORITANI, T; Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. **Eur J Appl Physiol**, v. 69, p. 154-158, 1994.

TASK FORCE - Heart Rate Variability – Standards of Measurement, Physiological Interpretation and Clinical Use. **Circulation**, v. 93, n. 5, p. 1043-1065, 1996.

TEBEXRENI, A.S.; LIMA, E. V.; TMABEIRO, V.L BARROS NETO, T.L. Protocolos tradicionais em ergometria, suas aplicaçõespráticas “versus” protocolo em rampa. **Rev Soc Cardiol Estado de Sao Paulo**, v. 11, n. 3, p. 519-528, 2001.

THOMAS, S.G; CONNINGHAN, J; THOMPSON; RECHNITZER, P.A. Exercise training and “ventilation threshold”in elderly. **J Appl Physiol**. v. 59(5), p. 1472-1487, 1995.

VACHON, J.A; BASSET JR, D.R; CLARKE, S. Validity of the heart rate deflection point as a predictor of lactate threshold during running. **Journal of Applied Physiology**. v. 87(1), p. 452-459, 1999.

VIITASSALO, J. T., et al. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. **Acta Physiol Scand**, v. 124, n. 2, p. 287-93., 1985.

ZEYNEP, E. Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle & Nerve*, n. 19, p. 563-573, 1996.

YASBEK JR., P., et al. Ergoespirometria: tipos de equipamentos, aspectos metodológicos e variáveis úteis. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 682-94, 2001.

WASSERMAN, K *et al*. **Principles of exercise testing & interpretation : including pathophysiology and clinical applications**. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999. 556 p.

WILMORE, J.C.; COSTILL, D.L.; *Fisiologia do esporte e do exercício*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 709p., 2002.

APÊNDICE A

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
PRÓ-REITORIA DE POS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

Via Washington Luís, km. 235 - Caixa Postal 676

Fones: (016) 3351.8109 / 3351.8110

Fax: (016) 3361.3176

CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil

proppg@power.ufscar.br - www.proppg.ufscar.br

CAAE 0061.0.135.000-05

Título do Projeto: Efeito do treinamento resistido nas respostas de frequência cardíaca e eletromiográficas de doses durante exercício físico em cicloergômetro

Classificação: Grupo III

Pesquisadores (ae): Luís Gustavo Pozzi, Profa. Dra. Aparecida Maria Catal

Parecer Nº 225/2005

1. Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.2), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeira ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente em ___/___/___ e ao término do estudo.

2. Avaliação do projeto

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU: O presente projeto atende as exigências éticas e científicas fundamentais previstas na resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

3. Conclusão:

Projeto aprovado

São Carlos, 23 de novembro de 2005.


Prof. Dra. Márcia Niluma Ogata
Coordenadora do CEP/UFSCar

APÊNDICE B
Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DE PARTICIPAÇÃO NO PROJETO DE PESQUISA: "EFEITOS DO EXERCÍCIO ISOCINÉTICO E DO TREINAMENTO DE FORÇA DOS FLEXORES E EXTENSORES DO JOELHO SOBRE A VARIABILIDADE DA FREQUENCIA CARDÍACA, TORQUE E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS IDOSOS"

Responsáveis:

Orientadora: Profa. Dra. Aparecida Maria Catai.

Orientanda: Luis Gustavo Pozzi.

Eu, _____, _____ anos de idade, portador do RG n. _____, residente à Rua (Av): _____, n. _____, Bairro: _____, Cidade de : _____, Estado: _____, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado que será realizado no Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular – Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

A pesquisa tem por finalidade avaliar os efeitos do treinamento de força sobre o sistema músculo-esquelético e cardio-respiratório em homens saudáveis com idade entre 60 e 70 anos.

Antes do início dos testes em questão, serei submetido a uma avaliação clínica constando de anamnese, exames físicos e laboratoriais, eletrocardiograma em repouso nas posições supina e sentada, bem como a um teste de esforço físico dinâmico contínuo e progressivo. O objetivo de tal avaliação é detectar qualquer manifestação clínica de intolerância ao esforço que contra-indique minha participação na pesquisa.

Após a avaliação clínica, me submeterei a uma série de testes funcionais não invasivos (sem a utilização de drogas medicamentosas ou de procedimentos invasivos) no referido Laboratório, antes e após um período de treinamento de força.

A partir dos dados coletados será elaborado um protocolo de treinamento de força o qual será realizado no dinamômetro isocinético, o qual será realizado duas vezes por semana, durante uma hora/sessão, no período de 3 meses.

Antes do início dos testes e do treinamento, serei instruído sobre os sinais e sintomas que devem me alertar a parar a seqüência destes. Durante a realização dos mesmos, serei observado por uma equipe treinada que estará alerta a qualquer alteração que possa sugerir a interrupção do esforço exigido. Durante o período de treinamento também serei acompanhado por uma equipe de fisioterapeutas aptos na montagem e aplicação de um programa de tratamento fisioterapêutico.

Os benefícios que terei com tais procedimentos, incluem a verificação de possíveis alterações eletrocardiográficas associadas com a análise dos exames laboratoriais, observando assim, clinicamente minha situação física. Além disso, terei uma melhora no padrão e qualidade, a partir do início do período de treinamento físico e na regularidade e manutenção deste.

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 utilizadas 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.

Comprometo-me, por meio deste, seguir com o programa, 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. No entanto, tenho a liberdade de abandonar o programa, a qualquer momento, caso seja de minha vontade.

São Carlos, _____ de _____ de 2004.

Assinatura do voluntário

Responsáveis:

Luis Gustavo Pozzi
(mestrando)

Profa. Dra. Aparecida Maria Catai
(orientadora)

Fone do Laboratório: (16) 3351-8705
COMISSÃO DE ÉTICA DA UFSCar. Fone: (16) 3351-8109

APÊNDICE C
Ficha de Avaliação

- () Não
- e) Faz algum tipo de dieta alimentar?
 () sim Qual? Há quanto tempo?:
 () não
- f) Pratica alguma atividade física?
 () Sim Qual?: Tem orientação?:
 Nível: () leve () moderada () intensa () muito intensa
 Frequência semanal:
 () Não
- g) Já praticou alguma atividade física?
 () sim Qual?: Por quanto tempo?:
 Frequência semanal:
 Há quantos anos parou?:
 () não
- h) Qual nível de stress na profissão? (ou ficha específica)
 () trabalho normal em ambiente tranquilo
 () trabalho com estresse e preocupações moderadas
 () trabalho estafante em ambiente estressante
- i) 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"

1.3 Dados Clínicos:

- a) Tem DCV diagnosticada?
 () Sim Qual? Há quanto tempo?: Médico:
 () Não
- b) É hipertenso?
 () Sim nível pressórico:
 () Não
- c) 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:

d) Apresenta outras doenças?

	Tipo	Há quanto tempo	Tratamento
Tireóide			
Diabetes			
Dislipidemia			
Obesidade			
Renais			
Pulmonares			

e) Medicamentos em uso:

Medicamento	Dosagem	Tempo que toma

f) Cirurgia: () não () sim (quais e data?)

g) Qual o membro dominante?

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

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

1.4 Antecedentes Familiares

a) Idade do Pai: - Idade da Mãe: -

b) Apresenta antecedentes das seguintes doenças?

	Grau Parentesco	Tipo ou tempo
DCV		
Alterações da Tireóide		
Diabetes		
Dislipemia		
Obesidade		
Renais		
Pulmonares		

2. Avaliação Física e Fisioterapêutica

2.1 Exame físico:

Horário: h Temperatura: °C

Umidade ar: % Última refeição há: h

2.1.1 Sinais vitais

Padrão Respiratório: () apical () costal () diafragmático () paradoxal
PA: mmHg FC: bpm FR: ipm

2.1.2 Exame antropométrico:

Peso corporal (kg): Estatura (m): IMC (Kg/m²):

Perimetria Coxa (5 em 5 cm acima bordo superior da patela)

	05	10	15	20	25	30
Direita						
Esquerda						

Perimetria braço (5 em 5 cm acima linha articular do cotovelo – fossa cubital)

	0	05	10	15
Direito				
Esquerdo				

Mensuração membro inferior

	Real	Aparente
Direito		
Esquerdo		

Composição corporal (% gordura corporal):

Dobras cutâneas					
Subescapular		Supra-ílica		Coxa	
Tricipital		Peitoral(h)/axilar(m)		Panturrilha	
Axilar média		Abdominal		Bíceps	

% gordura corporal:

Fórmula utilizada para cálculo:

2.2 Exame fisioterapêutico

a) Músculo-esquelético

- Inspeção e palpação:

- Testes especiais:
- Testes retrações musculares:
- Avaliação postural:

3. Avaliação Cardiológica e Exames laboratoriais

3.1 Avaliação Cardiológica:

a) ECG de repouso:

PA: mmHg

FC: bpm

b) Relatório do ECG:

3.2 Exames Laboratoriais:

EXAMES	DATA	VALORES	REFERÊNCIAS
Glicemia			
Triglicérides			
Colesterol total			
HDL			
LDL			
Ácido Úrico			
Creatinina			

3.3 Exames Complementares: