



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

**COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES METODOLOGIAS
PARA DETECÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE
DURANTE EXERCÍCIO FÍSICO EM CICLOERGÔMETRO DE
HOMENS SAUDÁVEIS E COM INFARTO DO MIOCÁRDIO**

LUCIANA DUARTE NOVAIS

SÃO CARLOS 2006

LUCIANA DUARTE NOVAIS

**COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES METODOLOGIAS PARA
DETECÇÃO DO LIMAR DE ANAEROBIOSE DURANTE EXERCÍCIO
FÍSICO EM CICLOERGÔMETRO DE HOMENS SAUDÁVEIS E COM
INFARTO DO MIOCÁRDIO**

Tese apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Fisioterapia da
Universidade Federal de São Carlos
para obtenção do título de doutora em
Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Aparecida Maria Catai

SÃO CARLOS 2006

Projeto desenvolvido com apoio financeiro do CNPq e FAPESP

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

N935cd

Novais, Luciana Duarte.

Comparação entre diferentes metodologias para detecção do limiar de anaerobiose durante exercício físico em cicloergômetro de homens saudáveis e com infarto do miocárdio / Luciana Duarte Novais. -- São Carlos : UFSCar, 2006.

172 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2006.

1. Fisioterapia. 2. Limiar de anaerobiose. 3. Frequência cardíaca. 4. Eletromiografia de superfície. 5. Enfarto do miocárdio. I. Título.

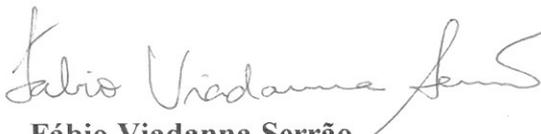
CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE LUCIANA DUARTE NOVAIS, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 10 DE FEVEREIRO DE 2006.

BANCA EXAMINADORA:



**Aparecida Maria Catai
UFSCar**



**Fábio Viadanna Serrão
UFSCar**



**Raquel Rodrigues Britto
UFMG**



**Celso Ricardo Ferreira de Carvalho
USP-SP**



**Mara Patrícia Traina Chacon-Mikahil
UNICAMP**

Este trabalho foi desenvolvido no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico - Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular, da Universidade Federal de São Carlos, com apoio financeiro do CNPq e FAPESP.

Aos meus pais...

*Luiz Carlos (in memoriam)... agradeço pela
educação que me proporcionou dando a base para
os meus conhecimentos;*

*Ester... que com sua paciência, amor, coragem,
pela força e otimismo nos momentos mais difíceis
de nossas vidas, me incentivou e me ajudou a
chegar até aqui...*

Divido esta conquista com vocês!

*À Profª Drª Aparecida Maria Catai...
nesses anos de convivência, além de transmitir
ensinamentos valiosos, me despertou o interesse e
a paixão pela pesquisa. Foi uma grande amiga e
confidente... Meus sinceros agradecimentos!*

*À Profª Drª Ester da Silva, obrigada pelas
sugestões e pela disponibilidade quanto à
utilização dos equipamentos utilizados neste
estudo, além do incentivo e amizade durante todos
esses anos de pesquisa no laboratório.*

Aos meus queridos voluntários...

Que sempre com muita paciência, alegria e amizade se disponibilizaram em participar deste estudo.

A Deus, pela força nos momentos mais difíceis da minha vida;

Aos meus irmãos Luis Eduardo e Maria Angélica pelo incentivo, amizade e pelos momentos de descontração;

Aos meus grandes amigos Daniel, Anielle, Karlinha, Mali e Michel, pelo enorme carinho e amizade. Muito obrigada por toda a ajuda desde a realização dos protocolos experimentais até a elaboração final deste material. Vou sentir muita saudade de vocês;

Aos amigos do laboratório: Natália, Valerinha, Carol, Elisane, Ana Paula, Fabrício, Robison, Ruth, Pozzi, Charles, Hélcio, Ana Cristina, Ester e Cícera, pela convivência e disponibilidade em ajudar;

Ao Lucien, pela ajuda na parte computacional, principalmente na implementação e instalação das rotinas utilizadas nesta pesquisa;

Ao Prof. Dr. Luís Eduardo Barreto Martins, pelo desenvolvimento, implementação e constante aperfeiçoamento da rotina para análise espectral da variabilidade da frequência cardíaca. Conviver com uma pessoa tão especial como você é um constante aprendizado. Muito obrigada por toda a ajuda, carinho e disponibilidade.

Ao Prof. Dr. Lourenço Gallo Júnior, por todo o conhecimento científico transmitido durante a realização deste estudo e pelo constante apoio dado ao nosso Laboratório;

Aos professores Dr^a Teresa Cristina Martins Dias, Dr. Carlos Alberto Diniz e Dr. Luis Aparecido Milan, pelo auxílio na parte estatística e implementação da rotina do modelo estatístico de Hinkley;

Aos professores Dr^a Raquel Rodrigues Britto, Dr^a Mara Patrícia Traina Chacon-Mikahil, Dr. Celso Ricardo Fernandes de Carvalho e Dr. Fábio Viadanna Serrão, por todas as sugestões que com certeza muito contribuíram com a elaboração final deste trabalho;

Ao Rodrigo Lício Ortolan, pelo desenvolvimento da rotina de processamento da eletromiografia;

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos;

Aos professores e funcionários do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri pelas liberações das minhas atividades acadêmicas para que fosse possível a conclusão deste trabalho;

Aos meus alunos, pela paciência, carinho, incentivo e compreensão nos momentos em que estive ausente;

Aos pacientes da Unidade Especial de Apoio em Fisioterapia Cardiovascular - Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular, pela amizade e alegria constantes;

À Ana Paula e ao Heitor, pela amizade e disponibilidade;

Aos órgãos de fomento CNPq e FAPESP, pelo suporte financeiro.

*A todas as pessoas que contribuíram de alguma forma para a realização
deste trabalho,*

Muito Obrigada!

*“Se as coisas são inatingíveis... ora!
Não é motivo para não querê-las...
Que tristes os caminhos, se não fora
A presença distante das estrelas!”*

Mário Quintana

RESUMO

Os objetivos deste estudo foram determinar o LA de homens com infarto antigo do miocárdio (IM) e de saudáveis (SA) por meio dos métodos visual ventilatório (*gold standard*) e pelo método estatístico de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC), produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) e RMS da eletromiografia de superfície (EMGs) e comparar os dois métodos em cada grupo estudado; avaliar e comparar as respostas da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) em repouso supino e sentado, nos grupos SA e IM; comparar as respostas das variáveis cardiorrespiratórias e musculares entre os grupos SA e IM no LA e no pico do esforço; correlacionar os índices de VFC obtidos no repouso aos de consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) obtidos no LA e no pico do esforço. Foram estudados 20 homens de meia idade (10 SA e 10 IM) durante três protocolos: PI) Avaliação clínica-cardiológica; PII) Em repouso: a FC e os intervalos R-R (iR-R, em ms) foram coletados durante 900s nas posições supina e sentada; PIII) Teste erogspirométrico: o protocolo consistiu de um min de repouso, 4min de carga livre e incremento de 15W/min até a exaustão física ou até que os voluntários alcançassem a FC máxima prevista em relação à idade, sendo coletadas as variáveis ventilatórias e metabólicas respiração a respiração, a FC batimento a batimento e a EMGs do músculo vasto lateral. Para a análise dos dados no repouso (PII), foi utilizado o índice RMSSD dos iR-R (ms) no domínio do tempo; no domínio da frequência foi aplicado um modelo auto-regressivo e obtidas as bandas de muito baixa (MBF), baixa (BF) e alta frequência (AF), sendo os componentes BF e AF expressos em unidades absolutas e normalizadas e na razão BF/AF, não encontrando significância estatística ($p>0,05$) na interação entre os diferentes grupos e posições estudadas; Na condição de exercício (PIII), foi feita a determinação do LA por meio do método *gold-standard*, identificando a perda de paralelismo entre as curvas de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ e por meio da aplicação do modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}O_2$, FC e RMS da EMG e comparados os dois métodos. Foram também comparados os valores das variáveis cardiorrespiratórias e musculares no LA (*gold-standard*) e no pico do esforço entre os dois grupos estudados. Não foram encontradas diferenças significativas entre as diferentes metodologias de determinação do LA. Na análise inter-grupos, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos valores de $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal, equivalente ventilatório de oxigênio e equivalente ventilatório de gás carbônico no LA e pico do esforço e do $\dot{V}O_2$ absoluto somente no pico do exercício. Foi realizada a correlação entre os índices de VFC do repouso aos de $\dot{V}O_2$ obtidos no LA e no pico do esforço, encontrando correlações fracas e medianas. Concluímos então que apesar da VFC no repouso ser um importante índice de avaliação da modulação autonômica da frequência cardíaca, não podemos utilizá-la para inferir sobre a capacidade e a potência aeróbia dos indivíduos, já que as correlações foram fracas. Os indivíduos IM apresentaram menor capacidade e potência aeróbia em comparação aos SA, sendo que o modelo estatístico estudado neste trabalho se mostrou eficaz para a determinação do LA em ambos os grupos estudados, independentemente da idade e da presença de patologia, o que permite a prescrição segura de atividade física tanto para indivíduos saudáveis como para portadores de infarto antigo do miocárdio.

ABSTRACT

The objectives of this study were: to determine AT of healthy (HI) and coronary disease (CD) men by ventilatory visual method (gold standard) and by means of Hinkley statistical method applied to heart rate (HR), carbon dioxide output ($\dot{V}CO_2$) and surface electromyography (sEMG) root mean square (RMS) data, and to compare both methods in each studied group; to evaluate and to compare the heart rate variability (HRV) responses in resting supine and sitting positions in HI and CD groups; to compare the responses of cardiopulmonary and muscle variables between HI and CD groups at effort peak and at anaerobic threshold (AT); to correlate HRV indexes obtained in resting conditions to oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) obtained at AT and at effort peak. Twenty middle-aged men were studied (10 HI and 10 CD), during three protocols: I) Cardiologic and clinical evaluations; II) Resting conditions: HR and R-R intervals (R-Ri, in ms) were collected during 900s in supine and sitting positions; III) Ergoespirometric test: the protocol consisted of 1 resting min, 4 min of warm-up and 15W/min increments until physical exhaustion or reaching maximum HR predicted by age. The ventilatory and metabolic variables were collected on a breath-by-breath basis, HR was collected on a beat-to-beat basis and *vastus lateralis* sEMG signal was collected all over the test. For the analysis of resting conditions (PII) RMSSD index of R-Ri (ms) was used for time domain data analysis; for frequency domain analysis, an auto-regressive model was used to obtain very low (VLF), low (LF) and high frequency (HF) bands; LF and HF bands were expressed as absolute and normalized units and as the LF/HF ratio. No statistically significant ($p>0.05$) interaction was found among the different groups and studied positions. In the exercise condition (PIII) AT determination was realized by gold standard method, identifying the loss of parallelism between $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ responses, and by means of Hinkley statistical model applied to $\dot{V}CO_2$, HR and sEMG RMS index, and the two methods were compared. The cardiopulmonary and muscles variables values at AT (gold standard) and at maximum effort were compared between the two studied groups. No significant differences were found among the different AT determination methods. In inter-groups analysis, significant differences were found in $\dot{V}O_2$ ($mlO_2/kg/min$), ventilatory equivalent for oxygen ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) and for carbon dioxide ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$) values at AT and at maximum effort and in $\dot{V}O_2$ (ml/min) values at maximum effort. We found weak and median correlations between HRV indexes obtained in resting conditions and $\dot{V}O_2$ obtained at AT and at effort peak. Although HRV is an important index of heart rate autonomic modulation evaluation, we concluded that we cannot use it to estimate aerobic power and capacity of these subjects, due to the weak correlations. IM individuals presented lower aerobic power and capacity in comparison to SA individuals, and the statistical model studied showed to be effective for determining AT in both groups age- and disease-independently, which allows the safe prescription of physical activity for healthy individuals as for individuals with old myocardial infarction.

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1.** Valores em média e desvio padrão e resultados da análise ANOVA dos índices de VFC no domínio do tempo e da frequência nas condições supina e sentada dos voluntários saudáveis (n=10) e com infarto antigo do miocárdio (n=10)..... 91
- Tabela 2.** Valores das variáveis cardiorrespiratórias e musculares obtidas pelo método visual (*Gold Standard*) e pelo método estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS, nos voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio..... 93
- Tabela 3.** Valores do coeficiente de correlação (r) e do nível de significância estatística (p) obtidos nos testes de correlação entre as diferentes metodologias, para as variáveis cardiorrespiratórias e musculares para os voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio..... 102
- Tabela 4.** Potência e variáveis cardiorrespiratórias determinadas no limiar de anaerobiose pelo método *Gold Standard* e no pico do esforço, dos voluntários saudáveis (n=10) e com infarto antigo do miocárdio (n=10)..... 105
- Tabela 5.** Correlações entre os índices no domínio do tempo (DT) e da frequência (DF) da VFC estudada durante a posição supina e sentada em repouso e o consumo de oxigênio absoluto e corrigido pela massa corporal obtidos no limiar de anaerobiose e no pico do esforço, em indivíduos saudáveis..... 107

- Tabela I.** Idade e características antropométricas dos voluntários saudáveis (n=10).....
- Tabela II.** Idade e características antropométricas dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).....
- Tabela III.** Características clínicas dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).....
- Tabela IV.** Medicamentos utilizados pelos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).....
- Tabela V.** Valores de frequência cardíaca, pressão arterial sistólica e diastólica no repouso, frequência cardíaca prevista e atingida no pico do exercício e pressão arterial sistólica e diastólica e potência no pico do exercício, durante o teste de avaliação clínica-cardiológica (protocolo I) dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).....
- Tabela VI.** Valores de frequência cardíaca, pressão arterial sistólica e diastólica no repouso, frequência cardíaca prevista e atingida no pico do exercício e pressão arterial sistólica e diastólica e potência no pico do exercício, durante o teste de avaliação clínica-cardiológica (protocolo I) dos voluntários saudáveis (n=10).....
- Tabela VII.** Resultado do eletrocardiograma (ECG) durante teste de avaliação clínica-cardiológica (protocolo I) dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).....

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em degrau, com carga inicial de 4W, durante 2 minutos e incrementos de 25 em 25W a cada 3 minutos..... 57
- Figura 2.** Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do eletrocardiograma na condição de repouso supino de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (7)..... 59
- Figura 3.** Ilustração da montagem experimental do protocolo II. A: computador com o software de aquisição dos dados de frequência cardíaca; B: monitor cardíaco..... 60
- Figura 4.** Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em rampa (TEFDC-R) com carga inicial de 4W durante 4 minutos e incrementos de potência de 15W por minuto..... 61
- Figura 5.** Ilustração da montagem experimental do protocolo III. A: sistema ergoespirométrico; B: bicicleta ergométrica de frenagem eletromagnética; C: computador com o software de aquisição dos dados da eletromiografia de superfície; D: computador com o software de aquisição dos dados de frequência cardíaca; E: monitor cardíaco..... 62

- Figura 6.** Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do eletrocardiograma durante 1 minuto na condição de repouso pré-exercício, posteriormente durante todo o exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa e na recuperação ativa e passiva, de um dos voluntários estudados (4)..... 63
- Figura 7.** A: eletrodo bipolar diferencial ativo; B: terminais de acoplamento ao eletrodo de Ag/AgCl; C: eletrodos de superfície de Ag/AgCl..... 65
- Figura 8.** Ilustração do posicionamento do eletrodo no ventre do músculo vasto lateral, na distância média entre trocânter maior e côndilo lateral do fêmur, para registro do sinal eletromiográfico..... 66
- Figura 9.** Ilustração do espectro de potência do sinal eletromiográfico por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT) de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (4)..... 68
- Figura 10.** Ilustração dos trechos correspondentes à contração muscular (A) e ao repouso (B) durante a aplicação do TEFDC-R..... 70
- Figura 11.** Ilustração da somatória das contrações do músculo vasto lateral de um voluntário com infarto antigo do miocárdio (4) durante a realização do TEFDC-R em cicloergômetro..... 71
- Figura 12.** Ilustração do gráfico gerado pela rotina referente ao sinal eletromiográfico analisado de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (4) durante realização do TEFDC-R, em cicloergômetro..... 72

- Figura 13.** Sinal eletromiográfico (A) e RMS (B) em função do tempo referente às contrações do músculo vasto lateral de um voluntário com infarto antigo do miocárdio (4) durante o período da rampa do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R)..... 73
- Figura 14.** A: pinça para oclusão nasal; B: suporte para aliviar o peso da peça bucal; C: pneumotacógrafo de Pitot; D: coletor de saliva.. 74
- Figura 15.** Ilustração da tela de aquisição do sistema ergoespirométrico durante TEFDC-R, respiração a respiração, mostrando em A, velocidade de rotação em azul e incremento de potência em verde, e em B, frequência cardíaca em preto, consumo de oxigênio em vermelho, produção de gás carbônico em azul e ventilação pulmonar em verde..... 75
- Figura 16.** Ilustração da tela de aquisição do sistema ergoespirométrico durante TEFDC-R, em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios, mostrando em A, velocidade de rotação em azul e incremento de potência em verde, e em B, frequência cardíaca em preto, consumo de oxigênio em vermelho, produção de gás carbônico em azul e ventilação pulmonar em verde..... 76
- Figura 17.** A: ilustração da série temporal em intervalos R-R na posição supina em 900 segundos de coleta do ECG de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4); B: ilustração da análise espectral dos intervalos R-R na posição supina em 900 segundos de coleta do ECG, mostrando as bandas de muito baixa frequência (vermelho), de baixa frequência (verde) e de alta frequência (azul) de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4)..... 79

- Figura 18.** Ilustração da seleção do período de análise de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4)..... 80
- Figura 19.** Ilustração do gráfico do sistema ergoespirométrico, onde foram analisadas as curvas de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, plotadas em função do tempo, em médias móveis de 8 respirações, observando-se a perda do paralelismo entre elas (linha AT), de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudado (4)..... 82
- Figura 20.** Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca..... 83
- Figura 21.** Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da $\dot{V}CO_2$ 84
- Figura 22.** Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico, de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento do RMS..... 85
- Figura 23.** Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerbiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 94

- Figura 24.** Valores de frequência cardíaca, em bpm, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 95
- Figura 25.** Valores de consumo de oxigênio, em ml/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 96
- Figura 26.** Valores de consumo de oxigênio, em ml/kg/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 97
- Figura 27.** Valores de produção de gás carbônico, em ml/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 98

- Figura 28.** Valores de ventilação, em L/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 99
- Figura 29.** Valores do RMS da eletromiografia, em unidades normalizadas, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$ 100

ABREVIACOES E SÍMBOLOS

AF = alta frequncia

Af_{un} = alta frequncia em unidades normalizadas

AHA = American Heart Association

AR = auto-regressivo

BF = baixa frequncia

Bf_{un} = baixa frequncia em unidades normalizadas

bpm = batimentos por minuto

cm = centímetros

CO₂ = dióxido de carbono

DEP = densidade espectral de potência

DF = domínio da frequncia

DP = desvio padrão

DT = domínio do tempo

ECG = eletrocardiograma

EMG = eletromiografia

EMGs = eletromiografia de superfície

FC = frequncia cardíaca

FFT = transformada rápida de Fourier

H-FC = modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de frequncia cardíaca

H-RMS = modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de RMS da eletromiografia

H- $\dot{V}CO_2$ = modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico

Hz = Hertz

IAM = infarto agudo do miocárdio

IM = voluntários com infarto antigo do miocárdio

IMC = ndice de massa corporal

IR-R = intervalo R-R

kg = quilograma

LA = limiar de anaerobiose

MC5 = manúbrio, "chest" (tórax) e quinto espaço intercostal

MBF = muito baixa freqüência

min = minutos

ml/Kg/min = mililitro por quilo por minuto

mmHg = milímetros de mercúrio

ms = milisegundos

NUPEF = Núcleo de pesquisa em exercício físico

O₂ = oxigênio

PA = pressão arterial

PAD = pressão arterial diastólica

PAS = pressão arterial sistólica

PCR = ponto de compensação respiratório

PSD = densidade espectral de potência

Q1 = primeiro quartil

Q3 = terceiro quartil

s = segundos

RMSM = raiz quadrada da somatória do quadrado das diferenças dos valores individuais em relação ao valor médio dividido pelo número de iR-R em um tempo determinado

RMSSD = raiz quadrada da somatória do quadrado das diferenças entre os iR-R no registro divididos pelo número de iR-R em um tempo determinado menos um iR-R

rpm = rotações por minuto

SA = voluntários saudáveis

SNA = sistema nervoso autônomo

TEFDC-D = teste de exercício físico dinâmico contínuo em degrau

V = volts

$\dot{V}CO_2$ = produção de gás carbônico

$\dot{V}E$ = ventilação

VFC = variabilidade da freqüência cardíaca

$\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio

W = watts

μV = microvolts

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	26
2.	REVISÃO DA LITERATURA	31
2.1.	Modulação autonômica da frequência cardíaca em repouso..	32
2.2.	Exercício físico e limiar de anaerobiose.....	34
2.3.	Consumo de oxigênio, produção de gás carbônico e ventilação pulmonar.....	40
2.4.	Frequência cardíaca.....	43
2.5.	Eletromiografia de superfície.....	45
3.	CASUÍSTICA E MÉTODOS.....	50
3.1.	Local da pesquisa	51
3.2.	Cálculo da amostra	51
3.3.	Voluntários.....	51
3.4.	Aspectos éticos.....	52
3.5.	Critérios de inclusão.....	52
3.6.	Avaliação clínica e fisioterapêutica.....	53
3.7.	Procedimentos experimentais e controle ambiental.....	54
3.8.	Protocolo de avaliação clínica-cardiológica (Protocolo I).....	55
3.9.	Protocolos experimentais.....	57
3.9.1.	Condição de repouso (Protocolo II).....	57
3.9.2.	Teste ergoespirométrico (Protocolo III).....	60
3.10.	Procedimentos para captação e processamento dos sinais biológicos.....	63
3.10.1.	Eletrocardiografia.....	63
3.10.2.	Eletromiografia de superfície (EMGs).....	64
3.10.2.1.	Equipamento.....	64
3.10.2.2.	Colocação dos eletrodos.....	64
3.10.2.3.	Processamento do sinal eletromiográfico...	67
3.10.3.	Variáveis ventilatórias e metabólicas.....	73
3.11.	Métodos de análise.....	76
3.11.1.	Análise da resposta da variabilidade da frequência cardíaca nas condições de repouso.....	76
3.11.1.1.	Análise no domínio do tempo.....	76
3.11.1.2.	Análise no domínio da frequência.....	77
3.11.2.	Procedimentos para seleção do período de análise do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.....	80
3.11.3.	Métodos de determinação do limiar de anaerobiose durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.....	81
3.11.3.1.	Método visual ventilatório (<i>GOLD STANDARD</i>).....	81
3.11.3.2.	Modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC), $\dot{V}CO_2$ (MMH- $\dot{V}CO_2$) e RMS da eletromiografia (MMH-RMS)	82
3.11.4.	Determinação do pico do esforço.....	85

3.12. Análise estatística.....	86
3.12.1. Protocolo II.....	86
3.12.2. Protocolo III.....	86
4. RESULTADOS.....	88
4.1. Voluntários estudados.....	89
4.2. Teste de exercício físico dinâmico contínuo em degrau (TEFDC-D).....	89
4.3. Variabilidade da frequência cardíaca na condição de repouso.....	90
4.4. Determinação do limiar de anaerobiose por meio de diferentes metodologias.....	92
4.5. Correlação entre os valores das diferentes variáveis cardiorrespiratórias e musculares estudadas no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico (<i>gold standard</i>) e os determinados pelo modelo de Hinkley para os indivíduos saudáveis e com infarto antigo do miocárdio.....	100
4.6. Comparações das variáveis cardiorrespiratórias, metabólicas e da potência entre os indivíduos saudáveis e com infarto antigo do miocárdio determinados pelo método <i>Gold Standard</i>	103
4.7. Correlação entre a modulação autonômica da frequência cardíaca em repouso e capacidade e potência aeróbia durante protocolo em rampa para os grupos SA e IM.....	106
5. DISCUSSÃO.....	108
5.1. Voluntários estudados.....	109
5.2. Protocolo de avaliação clínica cardiológica.....	110
5.3. Modulação autonômica da FC.....	111
5.4. Teste ergoespirométrico.....	114
6. CONCLUSÕES.....	133
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	136
APÊNDICE A.....	149
APÊNDICE B.....	157
APÊNDICE C.....	159
APÊNDICE D.....	163

1. INTRODUÇÃO

A análise da frequência cardíaca e de sua variabilidade vem sendo objeto de estudo em nosso grupo de pesquisa já há alguns anos. Inicialmente, foram realizados trabalhos em condições de repouso com homens saudáveis, tanto meia idade quanto jovens (CATAI *et al.*, 2002; MARÃES *et al.*, 2004) e com mulheres jovens e pós-menopausa (RIBEIRO *et al.*, 2001), sendo encontrado menores valores da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) com o aumento da idade. Observou-se, adicionalmente, que esse decréscimo da VFC foi similar entre grupos de homens de meia idade e mulheres-pós menopausa, sendo que tal redução contribui para o aumento do risco cardiovascular nessa faixa etária tanto em homens quanto em mulheres (SAKABE *et al.*, 2004). Também foram realizados trabalhos avaliando manobras autonômicas, como a manobra de acentuação da arritmia sinusal respiratória em homens jovens e de meia idade saudáveis e se observou um aumento da VFC durante a realização desta manobra, bem como foi observado redução da VFC com o aumento da idade ((SANTOS *et al.*, 2003). Ainda, a análise da VFC em repouso e da resposta da FC à manobra de Valsalva mostrou menores valores em um grupo de meia idade comparativamente a um de jovens, sugerindo diminuição da atividade parassimpática atuante sobre o nódulo sinusal com o incremento da idade (MARÃES *et al.*, 2004).

Melo *et al.* (2005) avaliaram as influência da idade e da prática da atividade física na variabilidade da frequência cardíaca, ainda na condição de repouso, estudando 4 grupos, sendo: dois de jovens (um de sedentários e um de ativos) e dois de homens idosos (um de sedentários e um de ativos). Esses autores concluíram que o processo de envelhecimento reduz a atividade vagal no nó sino atrial, porém tal redução é atenuada pela prática de atividade física.

Novais *et al.* (2004), em um estudo em que foi avaliada a VFC de repouso de 3 grupos de homens, sendo um de sedentários saudáveis e dois em treinamento físico aeróbio, um de hipertensos e outro com infarto antigo do miocárdio, não encontraram diferenças significativas entre os grupos estudados, o que pode estar relacionado aos efeitos do treinamento físico aeróbio praticado pelos dois últimos grupos de pacientes.

Também buscou-se, em alguns trabalhos, a determinação do limiar de anaerbiose (LA), parâmetro muito importante para a avaliação da capacidade funcional e para prescrição de programas de treinamento físico, por meio da FC e de sua variabilidade.

No trabalho de Teixeira (2003), que estudou voluntários de meia idade saudáveis, e no de Marães *et al.* (2005), que estudou homens jovens e de meia idade saudáveis, buscou-se a determinação do LA por meio de protocolos em degrau descontínuo, analisando o nível de potência em que era possível observar uma perda estabilidade da FC. Para isso foram desenvolvidos algoritmos específicos no software S-Plus (versão 2000 Professional Release 1 for Windows, 1999 Copyright © Statistical Sciences, Inc. Copyright Lucent Technologies), por meio dos quais foi possível detectar o LA desses voluntários.

Sakabe (2004) e Marães (2005) iniciaram os estudos de determinação do LA utilizando protocolos em rampa, fazendo uso do sistema ergoespirométrico. Nesses trabalhos, avaliando homens jovens saudáveis (MARÃES, 2005) e de meia idade saudáveis (SAKABE, 2004) foi possível a identificação do LA por meio do método de análise visual das curvas de consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) e produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) (*Gold Standard*).

A partir desta determinação foi possível comparar essas medidas obtidas por meio de técnicas já validadas na literatura à metodologias de mais baixo custo, tais como a FC e a eletromiografia de superfície (EMGs).

Foi implementado então o modelo estatístico de Hinkley para ser aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMGs durante protocolo em rampa e comparado ao método *Gold Standard*. Tanto no trabalho de Sakabe (2004) como no de Marães (2005) não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as metodologias, porém o modelo se ajustou melhor aos dados no trabalho de Sakabe (2004), apresentando correlações mais fortes.

Ainda utilizando-se ergoespirometria, Kaiser (2004) e Sirol *et al.* (2006), estudou o comportamento do $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e FC em protocolo em degrau descontínuo, buscando da mesma forma que no trabalho de Teixeira (2003) a perda da estabilidade dessas variáveis. Além de ser possível a identificação do LA, foi encontrado que em protocolos em degrau descontínuo os valores de LA são discretamente inferiores em relação aos obtidos em protocolo em rampa (MARÃES, 2005).

Otterço (2004) e Pessoti (2005) iniciaram os estudos com pacientes hipertensos, estudando protocolos em rampa, onde também foi utilizado o modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMGs, não encontrando diferenças significativas em comparação com o método *Gold Standard*. Del Grossi (2004) estudou os mesmos pacientes em protocolos em degraus descontínuos, procurando identificar, por meio de algoritmos específicos, a perda da linearidade das variáveis cardiorrespiratórias para a determinação do LA. Os modelos estatísticos estudados também foram eficientes na determinação do LA com os protocolos descritos acima para voluntários hipertensos.

No presente trabalho nós buscamos avaliar se os modelos de determinação do LA que vem sendo desenvolvidos em nosso laboratório também seriam adequados a uma população de pacientes com infarto antigo do miocárdio e se ocorreria uma correlação entre os valores de VFC em repouso e a capacidade e potência aeróbia em exercício.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Modulação autonômica da frequência cardíaca em repouso

As flutuações periódicas da frequência cardíaca (FC) e da variação dos intervalos R-R (iR-R) do eletrocardiograma estão relacionadas às influências do sistema nervoso autônomo no coração (RIBEIRO, BRUM & FERRARIO, 1992; TASK FORCE, 1996; CATAI *et al.*, 2002). Tais flutuações conhecidas como variabilidade da frequência cardíaca (VFC), contribuem para a manutenção da homeostase no organismo (LONGO, FERREIRA & CORREIA, 1995; RIBEIRO *et al.*, 2000). A VFC é uma das mais confiáveis e acessíveis fontes de informação sobre a integridade da modulação do sistema nervoso autônomo sobre o coração e tem sido investigada tanto em indivíduos saudáveis e atletas, assim como em portadores de patologias (PAGANI *et al.*, 1988; BIGGER *et al.*, 1992; FURLAN *et al.*, 1993; TASK FORCE, 1996; CATAI *et al.*, 2002).

Dentre os métodos para se avaliar a VFC, o mais simples é a medida no domínio do tempo (DT), onde a FC em qualquer ponto no tempo ou iR-R correspondentes são determinados. Tal medida baseia-se em cálculos estatísticos simples realizados nas séries de iR-R (KLEIGER *et al.*, 1995; TASK FORCE, 1996).

Outra forma é a análise no domínio da frequência (DF), que, por meio da análise espectral, decompõe a VFC em componentes oscilatórios fundamentais, sendo que os principais são: componente de alta frequência (AF), com variação de 0,15 a 0,4 Hz, que corresponde à modulação respiratória e é um indicador da modulação do nervo vago sobre o coração (MALLIANI *et al.*, 1991; TASK FORCE, 1996); componente de baixa frequência (BF), com variação entre 0,04 e 0,15 Hz, que é decorrente da ação conjunta do componente vagal e simpático sobre o coração, sendo o componente simpático predominante (AKSELROD *et al.*, 1981),

portanto, essa banda de frequência tem sido utilizada como marcador da modulação simpática atuante no coração (LONGO, FERREIRA & CORREIA, 1995; TASK FORCE, 1996); componente de muito baixa frequência (MBF), com variação entre 0 e 0,04 Hz, cuja explicação fisiológica não está bem definida e parece estar relacionada ao sistema renina-angiotensina-aldosterona, termorregulação e tônus vasomotor periférico (AKSELROD *et al.*, 1981; LONGO, FERREIRA & CORREIA, 1995; TASK FORCE, 1996).

Alguns estudos têm demonstrado que uma forma de caracterizar o balanço simpato-vagal seria a utilização da razão BF/AF, que reflete as interações absolutas e relativas entre os componentes simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo no coração (MALLIANI *et al.*, 1991; TASK FORCE, 1996). Outra forma de análise seria normalizar os dados para minimizar os efeitos das alterações da banda de MBF. Tal normalização se dá por meio da divisão da potência de um dado componente pela potência total, subtraída do componente de MBF e multiplicada por 100 (PAGANI *et al.*, 1988; MALLIANI *et al.*, 1991; TASK FORCE, 1996).

A VFC, considerada um marcador biológico do envelhecimento (DE MEERSMAN, 1993), sofre uma diminuição com o aumento da idade, resultante de um predomínio da atuação do sistema nervoso simpático em relação ao parassimpático (CHACON-MIKAHIL, 1998; CATAI, 1999; MARÃES, 1999; CATAI *et al.*, 2002; FERREIRA, 2003).

A literatura tem documentado que um nível elevado de atividade do sistema nervoso simpático durante o repouso não é saudável para o coração, assim como a redução da VFC ou da modulação vagal, os quais proporcionam uma maior probabilidade do indivíduo ser acometido por doenças cardiovasculares (GREGOIRE *et al.*, 1996).

Assim, no caso do infarto agudo do miocárdio, a diminuição da VFC constitui um indicador de pior prognóstico (BIGGER *et al.*, 1992). A VFC também apresenta grande índice de correlação com a mortalidade (KLEIGER *et al.*, 1995) e tem sido freqüentemente utilizada para estratificar os pacientes com insuficiência coronária quanto ao risco de arritmias (SAUL *et al.*, 1988; BINKLEY *et al.*, 1995). Em um estudo comparativo entre pacientes saudáveis e com insuficiência coronariana, analisando a VFC em função da idade e do sexo, foi observada redução da atividade vagal nos pacientes com insuficiência coronariana, evidenciando redução na capacidade funcional do coração doente (BARBOSA, BARBOSA FILHO & DE SÁ, 1996).

Dessa forma, no presente estudo procuramos comparar a VFC de indivíduos com infarto antigo do miocárdio e de saudáveis nas posturas supina e sentada correlacionando com a capacidade e potência aeróbia.

2.2. Exercício físico e limiar de anaerobiose

Durante a realização de um exercício físico há o desencadeamento de ajustes hemodinâmicos e metabólicos envolvendo a participação de vários sistemas que compõem o organismo. Estes ajustes ocorrem com a finalidade de permitir condições necessárias para que ocorra e se mantenha a contração muscular.

O aumento da taxa metabólica durante o exercício físico requer um apropriado aumento no fluxo de oxigênio (O_2) para os músculos. Simultaneamente, o gás carbônico (CO_2) produzido deve ser removido para se evitar uma severa acidose tecidual, com efeitos adversos na função celular. Para satisfazer o aumento da troca ventilatória, necessária para as células musculares durante o exercício, é necessário

o suporte e sincronismo de vários mecanismos fisiológicos, envolvendo principalmente o sistema cardio-respiratório (WASSERMAN, 1999), além de outros sistemas que compõem o organismo vivo, ou seja, sistemas neuro-muscular, termo-regulador, hormonal, entre outros (GALLO JR. *et al.*, 1990).

Existem diferentes mecanismos de obtenção de ATP, sendo a oxidação aeróbia dos substratos carboidratos e ácidos graxos o processo de maior produção de ATP. Esse mecanismo é responsável quase que inteiramente pela geração de ATP durante exercício de intensidade moderada, e é dependente das respostas do sistema cardiorrespiratório. No início do exercício e em exercícios de alta intensidade, outros mecanismos (hidrólise anaeróbia da molécula de creatina-fosfato e a glicólise anaeróbia, respectivamente) contribuem para suprir as demandas energéticas celulares (PINHEIRO, 1997; WASSERMAN, 1999).

Em vista disso, é importante que exista uma interação efetiva entre o transporte de oxigênio (O_2) desde o ar atmosférico até as mitocôndrias das fibras musculares em atividade, passando pelas trocas gasosas sanguíneas e a remoção do gás carbônico (CO_2) produzido pelo metabolismo. Assim, a interação complexa entre diferentes sistemas do organismo (sistema cardiovascular, respiratório, metabólico, muscular) é regulada por mecanismos de ajuste, no sentido de adequar o transporte de oxigênio à demanda metabólica muscular durante a realização de exercício físico.

Esses mecanismos são constituídos de: 1) um comando central, originário dos neurônios do córtex motor com informações aferentes que ativam a área cardiovascular do bulbo e paralelamente o sistema músculo esquelético, promovendo respostas cardiovasculares rápidas, tais como aumento da FC (retirada vagal) e aumento do débito cardíaco; 2) mecanismo neural reflexo periférico, que por

meio dos mecanorreceptores e quimiorreceptores (fibras aferentes do tipo III e IV, respectivamente), localizados nas fibras musculares, e pelos barorreceptores, localizados nos seios carotídeos e no arco aórtico também enviam impulsos aferentes para o bulbo, promovendo respostas cardiorrespiratórias necessárias para a execução do exercício físico (MITCHELL, 1990); 3) comando cardiodinâmico, proposto por Wasserman e Whipp, em 1983, onde as influências do retorno venoso e do fluxo de gás carbônico nos pulmões contribuem para os ajustes das respostas cardiovasculares e respiratórias ao exercício físico.

Os ajustes cardiorrespiratórios e metabólicos ao exercício físico dependem do tipo de exercício (isométrico ou dinâmico), nível de atividade física (exercícios máximos ou submáximos), condições ambientais, horário do dia (ciclo circadiano), quantidade de massa muscular envolvida, estado de saúde, ingestão alimentar, sexo, idade, características antropométricas, mudanças de posturas, entre outros (ASTRAND e RODAHL, 1980; MACIEL *et al.*, 1986; GALLO JR *et al.*, 1995; SILVA *et al.*, 2001; CATAI, *et al.*, 2002).

O parâmetro fisiológico que melhor reflete as interações entre os sistemas cardiorrespiratório e metabólico é o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) medido durante o exercício máximo, pico ou submáximo. O $\dot{V}O_2$ aumenta de forma relativamente linear em relação a carga de trabalho imposta em um teste de exercício físico dinâmico incremental, até o ponto onde nenhum acréscimo adicional ocorre em seus valores, mesmo com o incremento de potência. Isto caracteriza o $\dot{V}O_2$ máximo, sendo determinado pela capacidade de aumentar o débito cardíaco e direcionar o fluxo sanguíneo para os músculos em atividade (WASSERMAN *et al.*, 1975; BARROS-NETO, TEBEXRENI, TAMBEIRO, 2001). Por outro lado, quando o exercício físico é interrompido por estafa física, ou seja, presença de sinais e/ou

sintomas que impossibilitem a continuidade do protocolo em potências inferiores às correspondentes ao $\dot{V}O_2$ máximo, é caracterizado o $\dot{V}O_2$ pico.

No estudo de Barros Neto, Tebexreni, Tambeiro, (2001) para determinação do $\dot{V}O_2$ máximo, envolvendo cardiopatas, sedentários hígidos, obesos e atletas de diferentes modalidades, observou-se que os cardiopatas e obesos obtiveram valores de $\dot{V}O_2$ máximo menores que os sedentários. Em relação aos atletas, estes obtiveram $\dot{V}O_2$ máximo maiores em relação aos sedentários, e observou-se uma tendência a valores mais elevados de $\dot{V}O_2$ quanto maior é a importância do metabolismo aeróbio no desempenho de cada modalidade de esporte.

Ainda, tem sido mostrado que o transporte de O_2 também pode ser medido em níveis submáximos de exercício a partir do limiar de anaerobiose (LA) (WASSERMAN, 1999).

Testes de exercício físico dinâmico com protocolo incremental associado a apropriadas medidas de troca ventilatória, podem avaliar a função cardiorrespiratória (WASSERMAN, 1999; NEDER & NERY, 2003), por meio do comportamento das variáveis cardiorrespiratórias na identificação da transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (WASSERMAN 1999; CRESCÊNCIO *et al.* 2002), além de fornecer parâmetros para a aplicação de potências de trabalho que não subestimem ou superestimem a capacidade física do indivíduo.

Assim, a mensuração do limiar de anaerobiose (LA) tem sido utilizada para a quantificação da capacidade aeróbia durante o esforço, permitindo também a avaliação das reservas funcionais de vários sistemas, principalmente o cardiorrespiratório, o qual está diretamente envolvido no transporte de O_2 do ar atmosférico para os tecidos periféricos, tanto em indivíduos saudáveis quanto em indivíduos com infarto antigo do miocárdio.

O LA é referido como o momento em que a demanda de oxigênio é maior que a oferta, sendo então o mecanismo aeróbio oxidativo suplementado pelo mecanismo anaeróbio (WASSERMAN *et al.*, 1999). O LA corresponde aos níveis de potência e de consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) submáximos em que as concentrações de ácido láctico muscular e sanguíneo aumentam acima dos valores de repouso (WASSERMAN, MCILROY, 1964; YEH *et al.*, 1983; DAVIS, 1985; BROOKS, 1991), sendo acompanhado por um aumento desproporcional de ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e da produção de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) em relação ao $\dot{V}O_2$ (CAIOZZO *et al.*, 1982; DAVIS, 1985; SUE *et al.*, 1988; WASSERMAN *et al.*, 1999). Concomitantemente ocorre a perda da linearidade da resposta da frequência cardíaca (FC) (MACIEL *et al.*, 1986) e da atividade muscular (NILSSON, TESCH, THORSTENSSON, 1977; PETROFSKY, 1979; JAMMES, CAQUELARD, BADIER; 1998), tendo um maior aumento a partir do momento do LA.

A literatura tem documentado que o limiar de anaerobiose varia em função do grau de treinamento físico, ou seja, indivíduos sedentários, com capacidade aeróbia funcional baixa, possuem valores de $\dot{V}O_2$ e potência no LA inferiores a indivíduos treinados, de mesma faixa etária (CHACON-MIKAHIL *et al.*, 1998). Da mesma forma, com o aumento da idade, ocorre uma diminuição progressiva da capacidade física, tanto decorrente dos processos fisiológicos que ocorrem no envelhecimento, como pela menor aptidão física decorrente do avançar da idade (CATAL *et al.*, 2002; PIMENTEL *et al.*, 2003). AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (1998) reportam uma diminuição de 8 a 10% por década da capacidade aeróbia, em indivíduos não-atletas.

O LA pode ser identificado por métodos invasivos, como a dosagem de concentração de lactato, de bicarbonato plasmático presente no sangue (YEH, *et al.*,

1983) ou da dosagem da concentração de glicose sanguínea durante o exercício físico (SIMÕES *et al.*, 1998); ou não invasivos, como o estudo do comportamento da FC e de sua variabilidade (ALONSO *et al.*, 1998; GARCEZ *et al.*, 2001; MARÃES *et al.*, 2003; MARÃES *et al.*, 2005), por meio da análise das respostas das variáveis metabólicas e ventilatórias, como o $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$ (CATAI, 1999; WASSERMAN, 1999; YASBEK JR. *et al.*, 2001; CATAI *et al.*, 2002) e pelo estudo da atividade muscular, ou seja pela análise da resposta da eletromiografia de superfície (EMGs), por meio do índice RMS (*root mean square*), que é a raiz quadrada da média (NAGATA *et al.*, 1981; LUCÍA *et al.*, 1997; JAMMES, CAQUELARD, BADIER, 1998).

Com relação ao método ventilatório, o *gold standard* para a quantificação desse parâmetro, é usualmente baseado em métodos visuais detectando as mudanças nas variáveis ventilatórias apresentadas em gráficos impressos ou na tela do computador. Porém o avanço da tecnologia nas últimas décadas tem trazido grandes benefícios por permitir o uso de equipamentos computadorizados que são hábeis para a aquisição e processamento de um grande número de variáveis respiratórias e metabólicas durante exercício físico em tempo real ou em ciclos respiração-a-respiração. O desenvolvimento de programas utilizando métodos matemáticos e estatísticos podem permitir a aplicação de procedimentos automáticos ou semi-automáticos para a quantificação do LA (SOLER *et al.*, 1989).

Desta maneira, para que se possa avaliar e quantificar a eficiência dos sistemas orgânicos frente a um determinado exercício é necessário que a atividade física seja controlada, ou seja, que haja um planejamento adequado no que diz respeito aos tipos de equipamentos utilizados e tipo de protocolo aplicado. Isto é importante uma vez que diferentes ajustes fisiológicos ocorrem dependendo da intensidade, duração, tipo de incremento de carga de trabalho, etc. Desta forma,

existem testes de avaliação funcional de várias naturezas e essas variações são empregadas dependendo do objetivo do teste. É de fundamental importância a padronização do tipo de protocolo empregado, de forma a possibilitar a comparação de resultados entre diferentes indivíduos e em um mesmo indivíduo em testes subsequentes (TEBEXRENI *et al.*, 2001).

A literatura tem documentado que os protocolos em rampa permitem uma melhor observação da cinética das variáveis estudadas (BALDISSERA, 1992), além de existir uma melhor relação entre o $\dot{V}O_2$ predito e a carga de trabalho (TEBEXRENI *et al.*, 2001). Neste protocolo, as condições de estado de equilíbrio nunca são alcançadas e o tempo ideal de execução do exercício até a exaustão física é de 10 a 12 minutos. É de extrema importância a prescrição adequada da velocidade de crescimento da rampa, uma vez que o teste pode se tornar demasiadamente longo ou curto se o incremento de potência não for previamente bem estabelecido.

Desta forma, este tipo de protocolo foi o escolhido no presente estudo pois permite a observação do comportamento das variáveis estudadas em função do tempo e em função da carga de trabalho, além de permitir a identificação do limiar de anaerobiose e da capacidade de realização de exercício por um indivíduo.

2.3. Consumo de oxigênio, produção de gás carbônico e ventilação pulmonar

O consumo máximo ou pico de oxigênio (ASTRAND, 1992; SUTTON, 1992; WASSERMAN, *et al.*, 1994; GALLO JR, *et al.*, 1995; CATAI, 1999) e seus valores submáximos no limiar de anaerobiose ventilatório (LA_{v1}) (WASSERMAN *et al.*, 1999; GALLO JR *et al.*, 1995; CATAI *et al.*, 1996; CATAI *et al.*, 2002), durante exercício

dinâmico, têm sido utilizados como importantes parâmetros fisiológicos para avaliação da capacidade aeróbia no homem.

O LA_{v1} corresponde ao valor submáximo de potência e de $\dot{V}O_2$ em que se observa um aumento desproporcional da ventilação pulmonar e da produção de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$), relativamente à elevação linear do consumo de oxigênio, em protocolos de esforço físico dinâmico contínuo de incremento de potência do tipo rampa ou degrau (WASSERMAN *et al.*, 1999). Essa quebra no padrão linear de resposta da $\dot{V}CO_2$ ocorre em 50 a 70% do $\dot{V}O_2$ máximo sendo que o aumento do gás carbônico ocorre em decorrência do tamponamento dos íons H^+ resultantes da dissociação do ácido láctico formado durante o exercício.

A partir desse momento, ocorre também um aumento desproporcional da produção de ácido láctico em relação a sua remoção pelos processos de captação e metabolização celulares no fígado, músculos inativos, coração e outros tecidos do organismo.

Assim, a elevação da concentração sanguínea dos íons H^+ promove estímulo ao centro respiratório, localizado no bulbo, por via humoral ou por meio dos quimiorreceptores periféricos, que vai provocar modificações das respostas das trocas gasosas, tais como aumento da ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e da $\dot{V}CO_2$. A $\dot{V}E$ e o $\dot{V}CO_2$ aumentam mais rapidamente e desproporcionalmente em relação ao aumento do consumo de oxigênio. Inicialmente, a $\dot{V}E$ aumenta proporcionalmente ao aumento do $\dot{V}CO_2$, mantendo uma relação linear entre ambos, enquanto mantém uma relação não-linear com o $\dot{V}O_2$, promovendo um aumento no equivalente ventilatório do oxigênio ($\dot{V}E/\dot{V}O_2$) (WASSERMAN *et al.*, 1999; CRESCÊNCIO, 2002).

Em intensidades superiores, a $\dot{V}E$ passa a aumentar desproporcionalmente ao $\dot{V}CO_2$, causando um aumento no equivalente ventilatório do CO_2 ($\dot{V}E/\dot{V}CO_2$).

Esta resposta ventilatória reflete a compensação da ventilação ao estímulo da concentração aumentada de íons H^+ aos quimiorreceptores, sendo esse fenômeno conhecido como ponto de compensação respiratória ou LA_{v2} (WASSERMAN *et al.*, 1999).

A utilização de procedimentos não invasivos para mensuração do LA como por métodos ventilatórios, permitiu avanços no estudo do transporte do O_2 em indivíduos saudáveis e em pacientes com doenças cardiorrespiratórias (WASSERMAN, *et al.*, 1999).

Neder *et al.* (2001) estudaram indivíduos saudáveis em diferentes faixas etárias buscando determinar valores de referência para as variáveis ventilatórias e metabólicas ao nível do LA. Esses autores encontraram uma redução dos valores de $\dot{V}O_2$ no LA com o aumento da idade.

Pesquisas recentes têm estudado outras metodologias para determinação do LA_{v1} de forma semi-automática, utilizando modelos estatísticos. Entre esses, o modelo estatístico de regressão linear bissegmentada (SOLER *et al.*, 1989) tem se mostrado um modelo eficaz na determinação do LA_{v1} quando comparado ao método visual pela perda do paralelismo entre as curvas de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ (CRESCÊNCIO, 2002).

Entretanto, outras metodologias têm sido propostas, dentre elas, o modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$, FC e RMS da eletromiografia de superfície (EMGs) em comparação ao método visual ventilatório (MARÃES, 2004; SAKABE, 2004; OTTERÇO, 2004; PESSOTI, 2005). Nestes trabalhos, os autores estudaram homens jovens e de meia idade saudáveis e homens de meia idade hipertensos e não encontraram diferenças entre as metodologias de análise, sugerindo ser esse modelo eficaz para a determinação do LA_{v1} .

Dessa forma, se faz necessário a aplicação de modelos automáticos e/ou semi-automáticos em indivíduos portadores de outras patologias, como os voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados no presente trabalho, para a verificação da aplicabilidade dessas análises em diferentes populações.

2.4. Freqüência cardíaca

A freqüência cardíaca (FC) é uma variável que apresenta modificações em função de diferentes estímulos como o exercício físico ou *stress* mental, variação do padrão respiratório, alterações metabólicas, tempo e tipo de exercício dentre outros. Tais modificações são integradas pelo sistema nervoso central que, por meio da estimulação ou inibição de seus dois componentes, simpático e parassimpático, modula a resposta da FC de acordo com as necessidades do indivíduo (LONGO *et al.*, 1995).

Em indivíduos saudáveis, durante a realização de exercícios físicos com protocolo contínuo, a análise da freqüência cardíaca (FC) nos revela um padrão de comportamento, com aumento rápido nos primeiros 10 a 20 segundos de exercício, relacionado com a retirada vagal, caracterizando o componente rápido de elevação da FC. Posteriormente, observa-se a retomada vagal, com uma discreta diminuição da FC e, com a continuidade do exercício físico, ocorre o aumento da FC devido a atuação simpática sobre o nódulo sinusal, evidenciando então o componente lento de elevação da FC (ROBINSON *et al.*, 1966).

Essa elevação da FC mostra uma relação linear em relação a carga de trabalho imposta (ALONSO *et al.*, 1998; WASSERMAN *et al.*, 1999). Porém, em cargas mais altas, ou seja, acima do LA, esse crescimento passa de linear para

exponencial até o pico do esforço (CONCONI *et al.*, 1982; HOFMANN *et al.*, 1994; BUNC *et al.*, 1995; WASSERMAN *et al.*, 1999).

Em indivíduos com doença cardiovascular o componente simpático está mais ativo que o parassimpático determinando assim, uma FC elevada durante o repouso (DOULALAS *et al.*, 2001). Porém, é esperado que durante a realização de exercício físico o padrão de comportamento dessas variáveis seja semelhante ao encontrado para pessoas saudáveis; neste caso a magnitude da resposta é que poderia ser diferente.

Pokan *et al.*, em 1998, avaliando pacientes com infarto do miocárdio, com protocolo em degraus contínuos, observou um ponto de mudança na resposta da FC no momento correspondente ao LAV₁. Estudos com mulheres não treinadas encontraram um ponto de mudança no padrão de resposta da FC durante protocolo em degrau descontínuo (HOFMANN *et al.*, 1994; BUNC *et al.*, 1995). A partir destes trabalhos sugere-se que protocolos específicos analisando o ponto de quebra na resposta da FC podem ser utilizados para se determinar o limiar de anaerobiose.

Outros trabalhos referem que o ponto de mudança da FC está associado ao LAV₁ em teste incremental (MARÃES, 2004; SAKABE, 2004). Silva (2002), Sakabe (2004) referem que existe uma correlação entre o ponto de mudança das respostas da FC e da EMGs na transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio.

Por ser a análise da FC um método de baixo custo, torna-se importante a avaliação do LAV₁ por meio da determinação do ponto de mudança desta variável em indivíduos com infarto antigo do miocárdio, comparando com a ergoespirometria, método tradicional de avaliação do LA.

2.5. Eletromiografia de superfície

A eletromiografia (EMG), que é um método de avaliação da atividade muscular (NILSSON, TESCH, THORSTENSSON, 1977; PETROFSKY, 1979), provê fácil acesso aos processos fisiológicos que levam o músculo a gerar força e produzir movimento. Consiste na captação de potenciais elétricos gerados pela despolarização do músculo em contração, denominados potenciais de ação das unidades motoras (DE LUCA & ERIM, 1994).

O estudo da EMGs durante o exercício físico pode ser realizado no domínio do tempo ou da frequência. No que se refere a análise no domínio do tempo, o índice mais utilizado é o RMS, porque analisa a amplitude do sinal mioelétrico, estando diretamente relacionado ao recrutamento de unidades motoras (ARNAUD *et al.*, 1997; MATEIKA & DUFFIN, 1994).

As mudanças fisiológicas que ocorrem no músculo são tempo-dependente, isto é, dependem do tempo de desenvolvimento da fadiga muscular. Tais mudanças incluem acúmulo de íons hidrogênio e metabólitos, assim como mudanças nas concentrações de sódio e potássio que alteram as propriedades da membrana muscular e, conseqüentemente, a propagação do potencial de ação muscular. Estes eventos afetam o registro eletromiográfico e são representativos de fadiga muscular (MORITANI & YOSHITAKE, 1998).

Tem sido mostrado que o sinal eletromiográfico exhibe mudanças tempo-dependente antes de qualquer modificação de força, tendo assim potencial para predizer o início de fadiga contrátil (DE LUCA & ERIM, 1994). O aumento na amplitude do sinal mioelétrico reflete um maior recrutamento de unidades motoras

para manter o mesmo nível de força requerida (ENOKA *et al.*, 1992; HANON *et al.*, 1998).

Durante um exercício físico dinâmico com protocolo incremental, o LA sinaliza importantes alterações no estado fisiológico do organismo, tal como o início do metabolismo anaeróbio nos músculos em contração envolvidos na atividade. A ativação do metabolismo anaeróbio induz várias mudanças metabólicas, tais como, formação de ácido láctico, com modificações de muitas variáveis relacionadas aos sistemas cardiorrespiratório, nervoso e hormonal, entre outros.

Mateika & Duffin (1994) utilizaram valores normalizados do RMS, levando em consideração as variações individuais, na determinação do limiar eletromiográfico durante testes de exercício físico dinâmico incrementais em cicloergômetro em condições de normóxia, hipóxia e hiperóxia. Neste estudo, os autores sugerem que o primeiro limiar ventilatório pode ser mediado por um aumento na atividade neural, induzido em resposta à necessidade de recrutamento progressivo de fibras glicolíticas com o aumento da potência e com o início da fadiga muscular.

Assim Jammes, Caquelard, Badier (1998) estudando as mudanças na razão entre RMS, medido do músculo vasto lateral e os valores de $\dot{V}O_2$ correspondentes e suas correlações com o $\dot{V}O_2$ ao LA e a concentração pico do lactato sanguíneo, confirmaram a existência de um aumento imediato na razão $RMS/\dot{V}O_2$, seguido por uma progressiva queda nesta razão na condição de recuperação. Este estudo traz dados que indicam que mudanças na razão $RMS/\dot{V}O_2$ são correlacionadas com o limiar de anaerobiose.

Vários estudos têm evidenciado um aumento não linear da EMG durante a fase de transição do metabolismo aeróbio-anaeróbio em ciclo ergômetro, indicando que a EMG pode ser utilizada como um método não invasivo de determinação do LA

(NAGATA *et al.*, 1981; VIITASSALO *et al.*, 1985; HANNINEN *et al.*, 1989; MORITANI & YOSHITAKE, 1998). Em um estudo em pacientes com transplante cardíaco, Lucía *et al.*, em 1997, não encontrou diferenças significativas na determinação do LA, por meio dos métodos da EMG, da concentração de lactato e da análise das trocas gasosas.

No trabalho de Takahashi *et al.* (2003) buscando a determinação do primeiro LA por meio das respostas da VFC e da $\dot{V}CO_2$ durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, de indivíduos com infarto antigo do miocárdio, estes autores somente conseguiram identificar tal ponto por meio da resposta da $\dot{V}CO_2$. Neste trabalho a VFC foi avaliada por meio do índice RMSSD dos iR-R e os voluntários com infarto antigo do miocárdio já partiam de valores muito baixos de RMSSD no repouso, não sendo possível uma redução ainda maior e significativa com o início do exercício.

Entretanto, trabalhos mais recentes realizados em nosso Laboratório com jovens saudáveis (MARÃES, 2004) e indivíduos de meia idade saudáveis (SAKABE, 2004) e de hipertensos (PESSOTI, 2005; OTTERÇO, 2004) buscando a validação de técnicas para a determinação do LA, encontraram uma correlação entre o ponto de mudança das respostas da FC e da EMGs na transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio.

Outros autores, estudando a relação entre as alterações das concentrações do lactato sangüíneo com a EMGs, relatam que os pontos de mudança destas variáveis estavam correlacionados (NAGATA *et al.*, 1981). Resultado similar foi observado por Viitasalo *et al.*, 1985 em relação às variáveis EMG, $\dot{V}E$ e $\dot{V}O_2$.

Diante das considerações realizadas, o presente trabalho se justifica pela importância da avaliação de tais técnicas em indivíduos com infarto antigo do

miocárdio. Ainda, lembrando que o LA é de grande importância para determinar a capacidade física de um indivíduo e a eficiência do sistema de transporte de oxigênio, é que diferentes abordagens devem ser utilizadas para caracterizar a que melhor identifica o momento de LA, bem como possibilitar uma prescrição mais adequada de atividade física. Isto é relevante uma vez que a fisioterapia se utiliza de exercício físico como forma de terapia, avaliação e reavaliação de pacientes e o LA tem sido considerado um importante parâmetro para a prescrição de exercícios em protocolos de intervenção fisioterapêutica.

Com isso, nós fizemos quatro hipóteses: 1) o modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMG seria eficiente na identificação do LA de indivíduos com infarto antigo do miocárdio e de saudáveis; 2) os voluntários com infarto antigo do miocárdio apresentariam menor VFC em repouso em relação aos voluntários saudáveis quando avaliado a interação entre os grupos e as posições estudadas; 3) os voluntários com infarto antigo do miocárdio apresentariam menor capacidade e potência aeróbia, apresentando o mesmo padrão qualitativo de comportamento das variáveis cardiorrespiratórias e musculares; 4) Haveria correlação entre os índices obtidos pela VFC de repouso e os valores de $\dot{V}O_2$ no LA e no pico do esforço.

Assim, os objetivos do presente estudo foram:

A) Objetivos principais:

1. Determinar o LA de homens saudáveis e de homens com infarto antigo do miocárdio por meio de dois métodos: a) método visual ventilatório (*gold standard*); b) método estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da eletromiografia;

2. Comparar o LA determinado pelo método estatístico de Hinkley com o determinado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) em cada grupo estudado;

B) Objetivos secundários:

3. Avaliar e comparar as respostas da variabilidade da frequência cardíaca em repouso supino e sentado, de homens de meia idade saudáveis e com infarto antigo do miocárdio;
4. Comparar as respostas das variáveis cardiorrespiratórias e musculares entre indivíduos saudáveis e com infarto antigo do miocárdio no LA e no pico do esforço;
5. Correlacionar os índices de VFC obtidos no repouso ao $\dot{V}O_2$ obtidos no LA e no pico do esforço de homens de meia idade saudáveis e com infarto antigo do miocárdio.

3. CASUÍSTICA E MÉTODOS

3.1. Local da Pesquisa

Este estudo foi realizado no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF) – Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

3.2. Cálculo da amostra

Foi feito o cálculo amostral utilizando-se o software GraphPad StatMate 2, tendo sido encontrado uma média de 17 voluntários para cada grupo estudado, considerando-se um *power* de 80%. Porém, devido a grande dificuldade de selecionar voluntários que se enquadrassem nos nossos critérios de inclusão, a amostra foi menor, sendo que cada grupo ficou com 10 voluntários. Mesmo assim, conseguimos encontrar diferenças significativas em algumas variáveis estudadas.

3.3. Voluntários

Foram triados inicialmente 54 indivíduos encaminhados ao NUPEF por médicos cardiologistas da cidade de São Carlos. A triagem constava de dados de antecedentes pessoais, dados antropométricos e hábitos de vida, colhidos a partir de uma ficha de anamnese individual (Apêndice A). Destes, foram selecionados para o estudo 20 homens de meia idade, sendo 10 saudáveis (SA) e 10 com antecedente de infarto do miocárdio (IM), com idades variando de 50 a 67 anos e cujas características antropométricas estão apresentadas nas tabelas I e II, do apêndice D, respectivamente.

3.4. Aspectos éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) com o parecer número 065/2002 (Apêndice B).

Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos experimentais a que seriam submetidos, 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. Os indivíduos que concordaram em participar assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice C), de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde (196/96).

3.5. Critérios de inclusão

Foi adotado como critério de inclusão dos voluntários saudáveis, que estes não apresentassem evidências de anormalidades em nenhum dos exames realizados: ECG de repouso, teste ergométrico e/ou exames laboratoriais; não fossem portadores de doenças cardiovasculares, respiratórias, osteomioarticulares e/ou metabólicas; não estivessem utilizando nenhum tipo de medicamento e não fossem fumantes, etilistas ou usuários de drogas que causem dependência química.

Para a participação dos voluntários com infarto antigo do miocárdio, os mesmos deveriam ter apresentado um evento de infarto do miocárdio, com tempo não inferior a seis meses, não apresentassem alterações isquêmicas do segmento ST durante o teste ergométrico de avaliação clínica cardiológica, não serem fumantes e não ingerirem bebidas alcoólicas, não fazerem uso de medicamentos

betabloqueadores, bloqueadores de canal de cálcio e digitálicos e não apresentarem comprometimentos dos sistemas vascular periférico e osteomioarticular. As características clínicas dos voluntários deste grupo, bem como os medicamentos em uso são apresentados nas tabelas III e IV, respectivamente, do Apêndice D.

Em ambos os grupos os indivíduos deveriam apresentar os resultados da espirometria estática dentro dos padrões de normalidade e serem classificados como fracos ou muitos fracos segundo a classificação aeróbia da American Heart Association, de acordo com os valores de $\dot{V}O_2$ pico obtidos no teste ergoespirométrico.

3.6. Avaliação clínica e fisioterapêutica

As avaliações clínica e fisioterapêutica que os voluntários foram submetidos constaram dos seguintes itens:

- a) Anamnese contendo dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes familiares, história pregressa e atual de possíveis doenças;
- b) Exame físico de inspeção geral e aferição da FC, pressão arterial sistólica e diastólica em repouso, massa corporal, altura, avaliação postural e muscular geral, ausculta cardíaca e pulmonar.
- c) Exames laboratoriais complementares: perfil lipídico (HDL-c, LDL-c, VLDL-c, colesterol total e triglicérides), hemograma completo, glicemia de jejum, ácido úrico, creatinina, uréia e urina tipo 1.
- d) Espirometria estática
- e) Eletrocardiograma (ECG) convencional de 12 derivações, realizado em

repouso, na posição supina; e nas derivações MC5, DII e V2 modificadas realizado nas posições supina, sentada e em hiperventilação, com os eletrodos dispostos da seguinte maneira:

- ❖ MC5: o eletrodo negativo (vermelho) posicionado no ápice do manúbrio, o positivo (amarelo) no quinto espaço intercostal em direção à linha axilar anterior esquerda, referente a V5 e o eletrodo neutro (preto) no quinto espaço intercostal direito;

- ❖ DII: o eletrodo negativo (vermelho) posicionado no ápice do manúbrio esternal e o positivo (verde) no sexto espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior e o neutro (preto) no quinto espaço intercostal direito;

- ❖ V2: eletrodo positivo (azul) no quarto espaço intercostal à esquerda do esterno.

3.7. Procedimentos experimentais e controle ambiental

Os experimentos foram realizados sempre no período da manhã, para reduzir as influências das variações circadianas sobre o organismo e com um intervalo de no mínimo uma semana entre a realização dos protocolos com o mesmo indivíduo.

Foi recomendado aos voluntários que comparecessem com roupas e calçados confortáveis, que não ingerissem bebidas alcoólicas e/ou estimulantes 24 horas antes dos testes, que mantivessem a dosagem normal dos medicamentos (para o grupo IM), que fizessem uma refeição leve pelo menos 2 horas antes do teste e que não realizassem atividade física extenuante no dia anterior.

A preparação dos equipamentos, dos materiais e a organização da sala foram sempre realizadas com uma hora de antecedência à chegada de cada voluntário. A

temperatura ambiente foi mantida entre 22°C e 25°C e a umidade relativa do ar entre 40% e 60%.

Para reduzir a ansiedade e expectativa por parte dos voluntários, foram feitos procedimentos de familiarização dos mesmos com o protocolo de teste, com o pessoal técnico e equipamentos, no mínimo uma semana antes dos protocolos experimentais. Os protocolos foram realizados sempre pelos mesmos fisioterapeutas, nos dois grupos estudados. Com o mesmo intuito, foi mantido um trânsito mínimo de pessoas no laboratório durante a execução dos experimentos.

Previamente a execução de cada protocolo, o voluntário foi colocado em posição supina para limpeza e abrasão da pele e tricotomia dos pêlos na região de colocação dos eletrodos.

Os voluntários foram orientados quanto a possíveis sinais e sintomas, durante a execução dos testes e que informassem por meio de comandos previamente combinados, sobre qualquer alteração percebida no seu estado geral.

3.8. Protocolo de avaliação clínica-cardiológica (protocolo I)

Foi aplicado um teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau (TEFDC-D) com a finalidade de avaliar as condições clínicas e funcionais do sistema cardiovascular, bem como detectar a existência de alterações que contra-indicassem a realização dos protocolos experimentais. Este teste foi realizado com o acompanhamento de um cardiologista e teve como colaboradora a pesquisadora.

O laboratório onde foram realizados os experimentos dispunha de recursos de emergência, como desfibrilador, tubo de oxigênio, ambú, no caso de intercorrência clínica.

Este teste foi realizado na posição sentada, com flexão do joelho entre 5 e 10 graus, em um cicloergômetro de frenagem eletromagnética, Corival Ergometer 400, controlado por um microprocessador modelo Workload Programm, ambos da marca Quinton (Groninger, Netherlands). Inicialmente foi aplicada uma potência de 4 Watts (W) por um período de 2 minutos, com o intuito de aquecimento. Posteriormente, a potência imposta foi de 25W de potência e então a cada 3 minutos foram incrementados 25W (figura 1). O protocolo foi interrompido quando os voluntários apresentavam exaustão física ou sinais e sintomas limitantes e/ou atingissem a FC máxima prevista em relação à idade.

Os voluntários foram orientados a manter velocidade de 60 rotações por minuto, a não realizar contrações isométricas com os membros superiores ao segurar o guidão, a não falar desnecessariamente com os avaliadores e a informar sobre qualquer alteração percebida no seu estado geral como: mal-estar, tontura ou surgimento de outros sintomas que pudessem impossibilitar a continuidade do teste.

Durante esse protocolo os voluntários foram monitorizados continuamente nas derivações MC5, DII e V2 modificadas. O registro do ECG e da FC, bem como as aferições das pressões arteriais sistólica e diastólica foram realizadas nos 30 segundos finais de cada nível de exercício e no primeiro, terceiro, sexto e nono minuto de recuperação. Após o TEFDC-D foi realizado novamente o ECG convencional de 12 derivações.

A FC foi captada e monitorizada por um monitor cardíaco (ECAFIX TC500) e os eletrodos utilizados para a captação foram os de carbono ativado (Carbocone). A pressão arterial foi obtida pelo método auscultatório na artéria braquial tendo sido utilizado um esfigmomanômetro de coluna de mercúrio (WanMed) e um estetoscópio (Littmann).

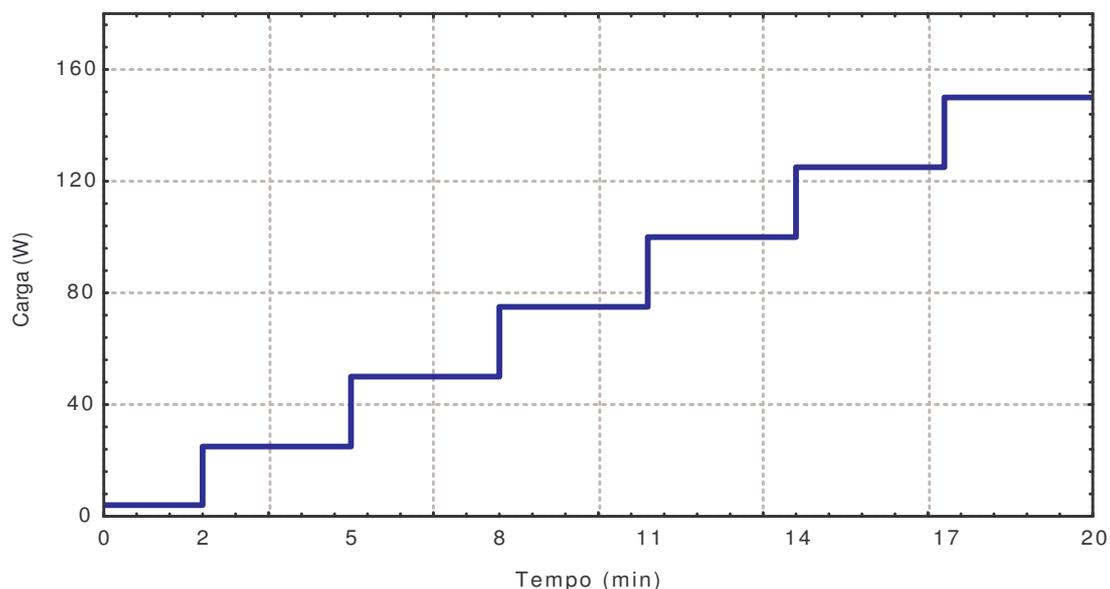


Figura 1. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em degrau, com carga inicial de 4W, durante 2 minutos e incrementos de 25 em 25W a cada 3 minutos.

3.9. Protocolos experimentais

3.9.1. Condição de repouso (Protocolo II)

Este teste teve como objetivo avaliar a modulação autonômica da resposta da frequência cardíaca a partir de sua variabilidade (VFC) durante o repouso nas posições supina e sentada.

Os voluntários foram orientados a manter-se em repouso, com uma respiração tranqüila e evitando conversar com os experimentadores. Após 600 segundos em repouso supino, iniciava-se a coleta da FC durante 900 segundos na posição supina. Depois desse período, o voluntário era colocado na posição sentada em uma cadeira, com os pés apoiados, e então realizava-se mais uma coleta da FC durante 900 segundos.

Foi utilizado um monitor cardíaco TC 500 ECAFIX para obtenção dos sinais eletrocardiográficos captados a partir da derivação MC5 modificada, com o eletrodo negativo posicionado no quarto espaço intercostal à esquerda do esterno (correspondente a V2), o positivo no quinto espaço intercostal na direção da linha axilar anterior (correspondente a V5) e o neutro no quinto espaço intercostal direito. Esta disposição de eletrodos foi escolhida com a finalidade de se obter ondas R com amplitudes maiores e ondas T com amplitudes menores ou até achatadas. Os eletrodos utilizados para a captação do ECG foram de carbono ativado, auto-adesivos e descartáveis, *Carbocone (VERSATEC MFG INC – USA)*.

Os sinais eletrocardiográficos captados foram processados por meio de um conversor analógico-digital Lab.PC+ (National Instruments, CO.), que constitui uma interface entre o monitor cardíaco e o microcomputador Pentium III. A FC foi obtida a partir do cálculo dos iR-R do ECG (Figura 2) por meio de um software específico (SILVA et al., 1994), que permitia o armazenamento e posterior manipulação dos arquivos para análise e impressão de relatórios.

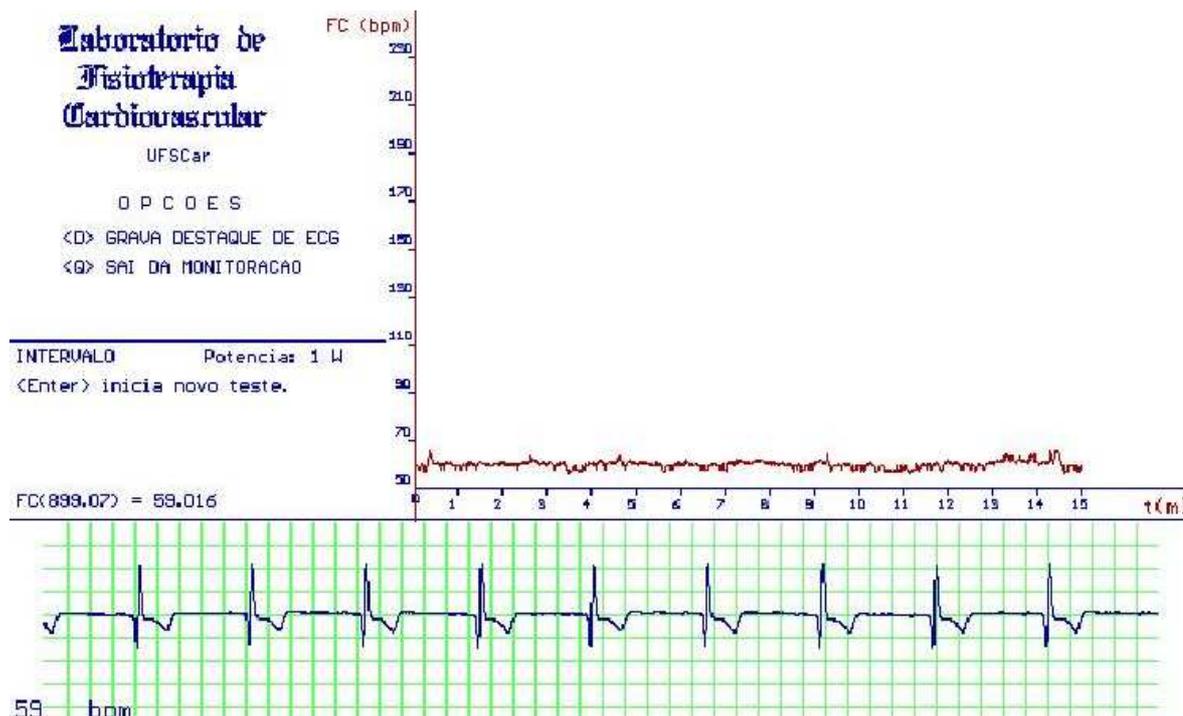


Figura 2. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do eletrocardiograma na condição de repouso supino de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (7).

A figura 3 ilustra a montagem experimental do protocolo II.

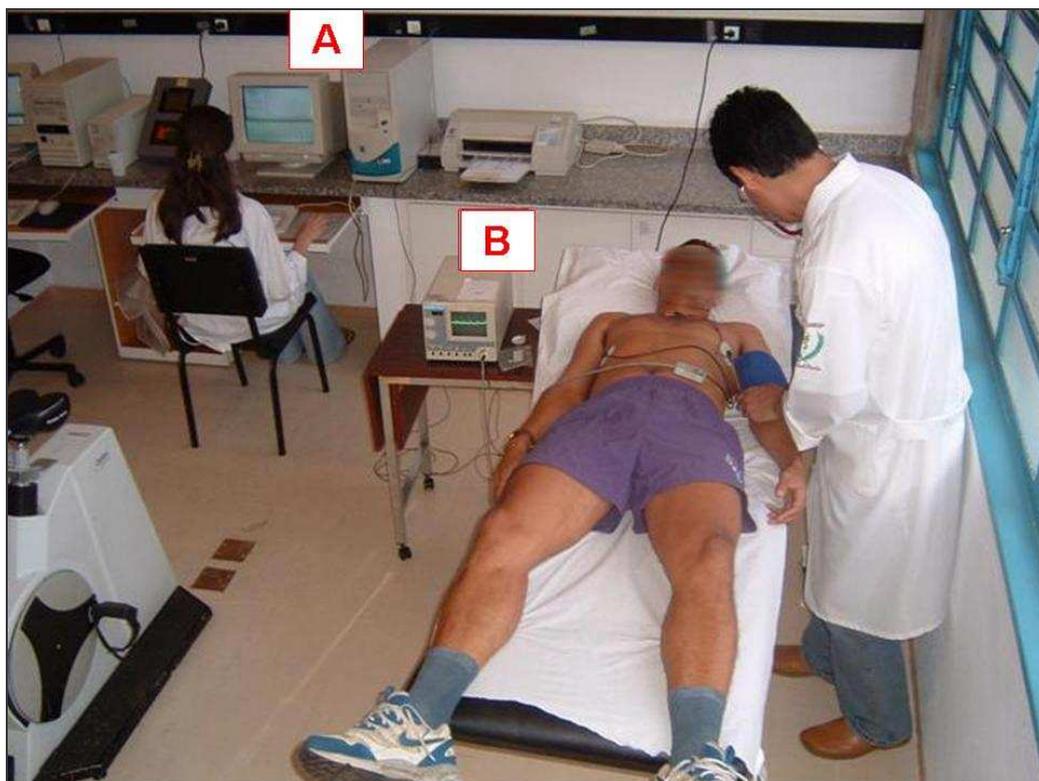


Figura 3. Ilustração da montagem experimental do protocolo II. A: computador com o software de aquisição dos dados de frequência cardíaca; B: monitor cardíaco.

3.9.2. Teste ergoespirométrico (Protocolo III)

Este teste teve como objetivo avaliar a potência aeróbia dos voluntários, bem como identificar o momento do LA ventilatório integrado com a resposta da frequência cardíaca (FC) e com a eletromiografia de superfície (EMGs).

O teste, esquematizado na figura 4, consistiu de um período de um minuto em repouso sentado no cicloergômetro, quatro minutos de aquecimento em potência de 4W e, posteriormente, incrementos de potência, que variavam segundo a fórmula proposta por Wasserman et al. (1999) (equação 1), até que os voluntários alcançassem a FC máxima prevista em relação a idade, ou que os voluntários manifestassem sinais de estafa física.

Neste estudo o incremento de potência foi calculado individualmente e foi obtido o valor de 15W/min para todos os voluntários, tanto para o grupo SA como para o grupo IM.

$$\text{Incremento de potência (W)} = \frac{[(\text{altura} - \text{idade}) \times N] - [150 + (6 \times \text{massa corporal})]}{100} \quad (\text{Equação 1})$$

N = 14 para mulheres e 20 para homens

Sendo: altura em cm; idade em anos e massa corporal em Kg.

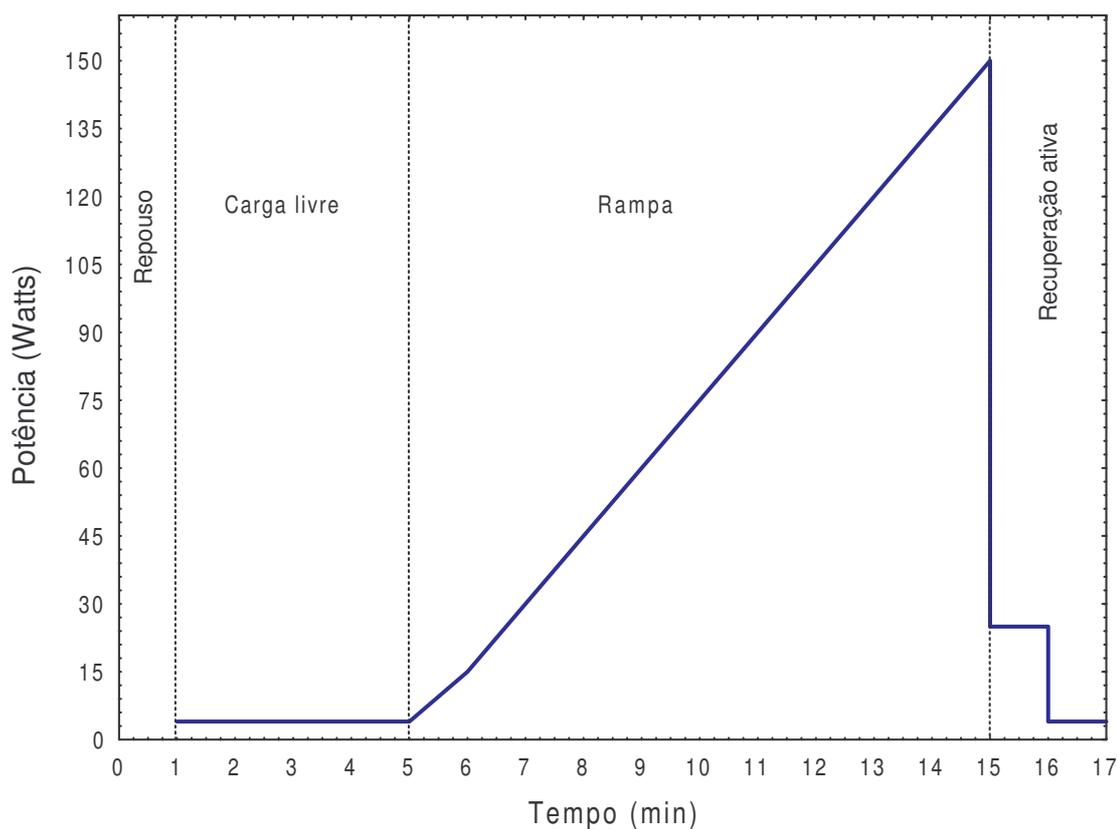


Figura 4. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo em rampa (TEFDC-R) com carga inicial de 4W durante 4 minutos e incrementos de potência de 15W por minuto.

A figura 5 ilustra a montagem experimental do protocolo III.

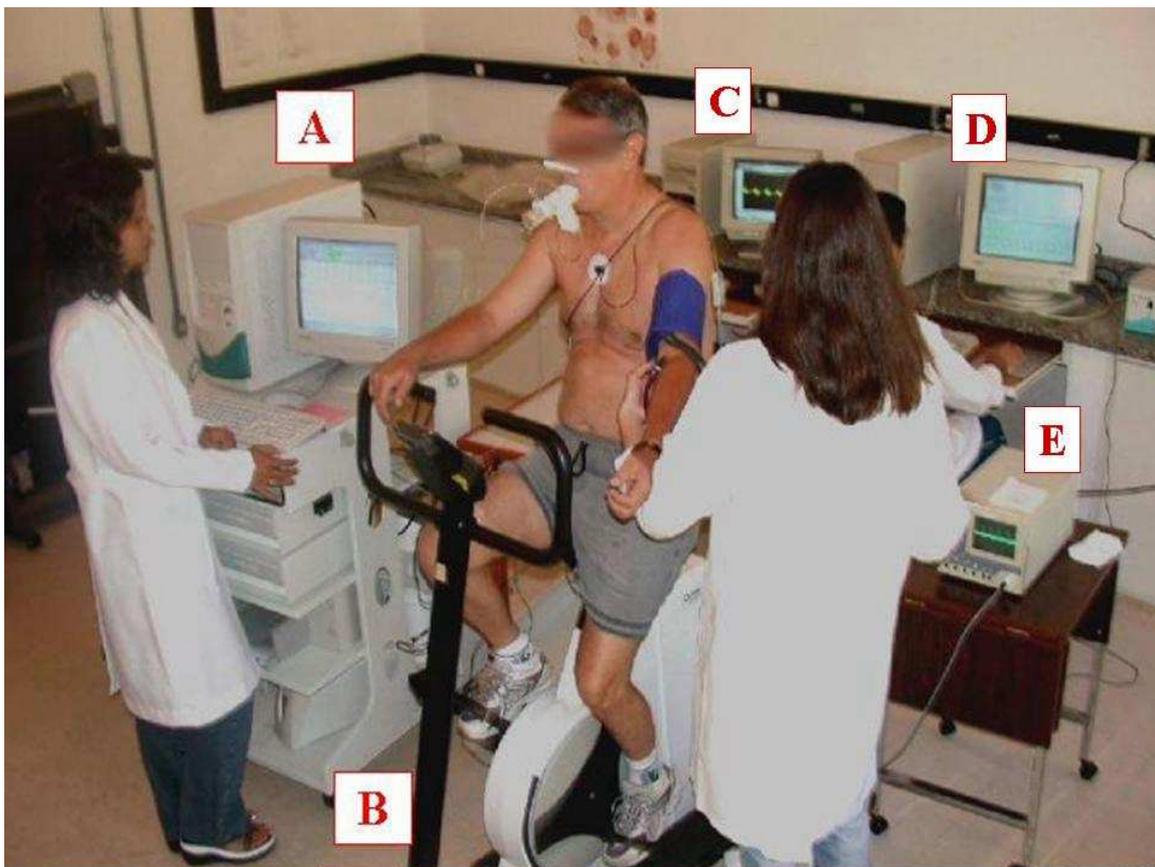


Figura 5. Ilustração da montagem experimental do protocolo III. A: sistema ergoespirométrico; B: bicicleta ergométrica de frenagem eletromagnética; C: computador com o software de aquisição dos dados da eletromiografia de superfície; D: computador com o software de aquisição dos dados de frequência cardíaca; E: monitor cardíaco.

3.10. Procedimentos para captação e processamento dos sinais biológicos

3.10.1. Eletrocardiografia

Os equipamentos utilizados, a colocação dos eletrodos de ECG, bem como o processamento dos sinais eletrocardiográficos foram realizados de forma similar ao descrito no item 3.9.1.

A figura 6 ilustra a aquisição dos dados de frequência cardíaca, batimento a batimento durante o protocolo III.

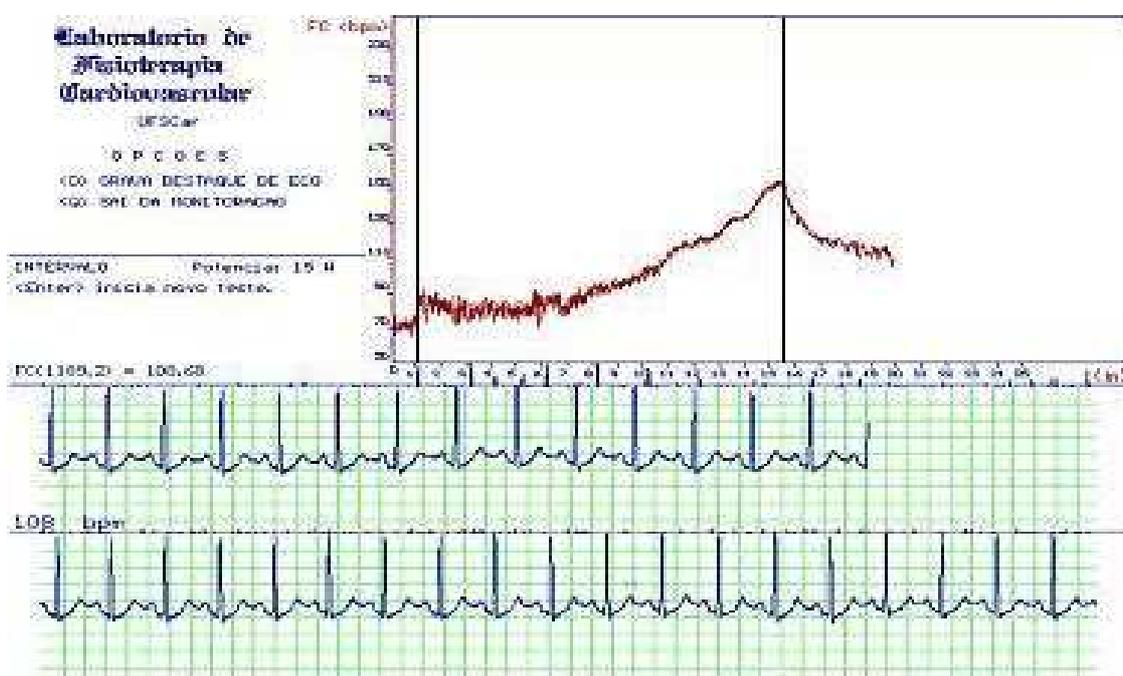


Figura 6. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, batimento a batimento em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R do eletrocardiograma durante 1 minuto na condição de repouso pré-exercício, posteriormente durante todo o exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa e na recuperação ativa e passiva, de um dos voluntários estudados (4).

3.10.2. Eletromiografia de superfície (EMGs)

3.10.2.1 Equipamento

Para aquisição do sinal da EMGs foi utilizado um eletromiógrafo computadorizado de dezesseis canais (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.) e um programa de aquisição de sinais (AqDados5). O equipamento é composto de um módulo condicionador de sinais analógicos de 16 canais simples (MCS 1000V2), 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, índice de rejeição comum de 80 decibéis (dB), impedância maior que 10^9 ohms, capacitância de entrada de 100pF.

Os sinais da EMGs foram processados por um filtro digital passa banda com frequências de cortes de 20Hz e 500Hz. A frequência de amostragem, do conversor analógico-digital foi de 1000Hz, com faixa de entrada em tensão do sinal no canal analógico de -10 a +10 volts (V).

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

3.10.2.2 Colocação dos eletrodos

Inicialmente com o voluntário na posição supina foi realizada a medida do membro dominante e posteriormente realizada a tricotomia dos pêlos, abrasão e limpeza da pele com álcool para a colocação dos eletrodos para a captação da EMGs.

Foram utilizados eletrodos passivos, auto-adesivos de Ag-AgCl, com 1 cm de diâmetro e distância inter-eleto-rodo de 2 cm, de centro a centro da marca NORAXON

Dual Electrodes - USA, acoplados por meio de terminais específicos a um dispositivo diferencial ativo adaptado, responsável pela diferenciação entre os dois pólos dos eletrodos (figura 7).



Figura 7. A: eletrodo bipolar diferencial ativo; B: terminais de acoplamento ao eletrodo de Ag/AgCl; C: eletrodos de superfície de Ag/AgCl.

Os eletrodos foram posicionados e fixados com fita adesiva (MICROPORE) sobre o ventre do músculo vasto lateral direito, longitudinalmente em relação às suas fibras, no ponto médio entre o côndilo lateral e o trocânter maior do fêmur (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; JAMMES; CAQUELARD; BADIER, 1998) (Figura 8), sendo este o posicionamento que tem sido utilizado para captar a atividade elétrica das fibras musculares do músculo vasto lateral durante a realização de exercício em

cicloergômetro. O eletrodo de referência (de Ag-AgCl) foi posicionado sobre o maléolo lateral do mesmo membro. O posicionamento do eletrodo foi feita com o voluntário em decúbito lateral esquerdo e com o joelho direito levemente fletido.



Figura 8. Ilustração do posicionamento do eletrodo no ventre do músculo vasto lateral, na distância média entre trocânter maior e côndilo lateral do fêmur, para registro do sinal eletromiográfico.

A EMGs foi captada durante 20 segundos do repouso pré-exercício, com o voluntário sentado no cicloergômetro, com o joelho fletido entre 5º e 10º com a finalidade de avaliar a presença de ruídos de 60Hz e harmônicas. Se verificada a

ausência de interferências no sinal da EMG era então iniciado o TEFDC-R, onde era feita a captação da EMGs durante todo o tempo do exercício.

3.10.2.3. Processamento do sinal eletromiográfico

Os sinais eletromiográficos coletados durante a realização do protocolo III foram convertidos para o formato ASCII por meio do aplicativo AqDados 4.0 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda), para que os mesmos pudessem ser processados por um algoritmo desenvolvido em nosso Laboratório em conjunto com o Laboratório de Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo (USP – São Carlos) e colaboração da Faculdade de Educação Física (FEF) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), utilizando-se de software MatLab 5.2.0 (Math Works Inc.) . Com a aplicação desse algoritmo foram obtidos os gráficos do espectro de potência do sinal analisado e do RMS da amplitude do sinal eletromiográfico em μV . A análise qualitativa do sinal foi realizada pela observação do espectro de potência (figura 9), obtido por meio de processamento pela Transformada Rápida de Fourier (FFT) onde se verificou a presença ou não de ruídos de frequência de 60 Hz e harmônicas.

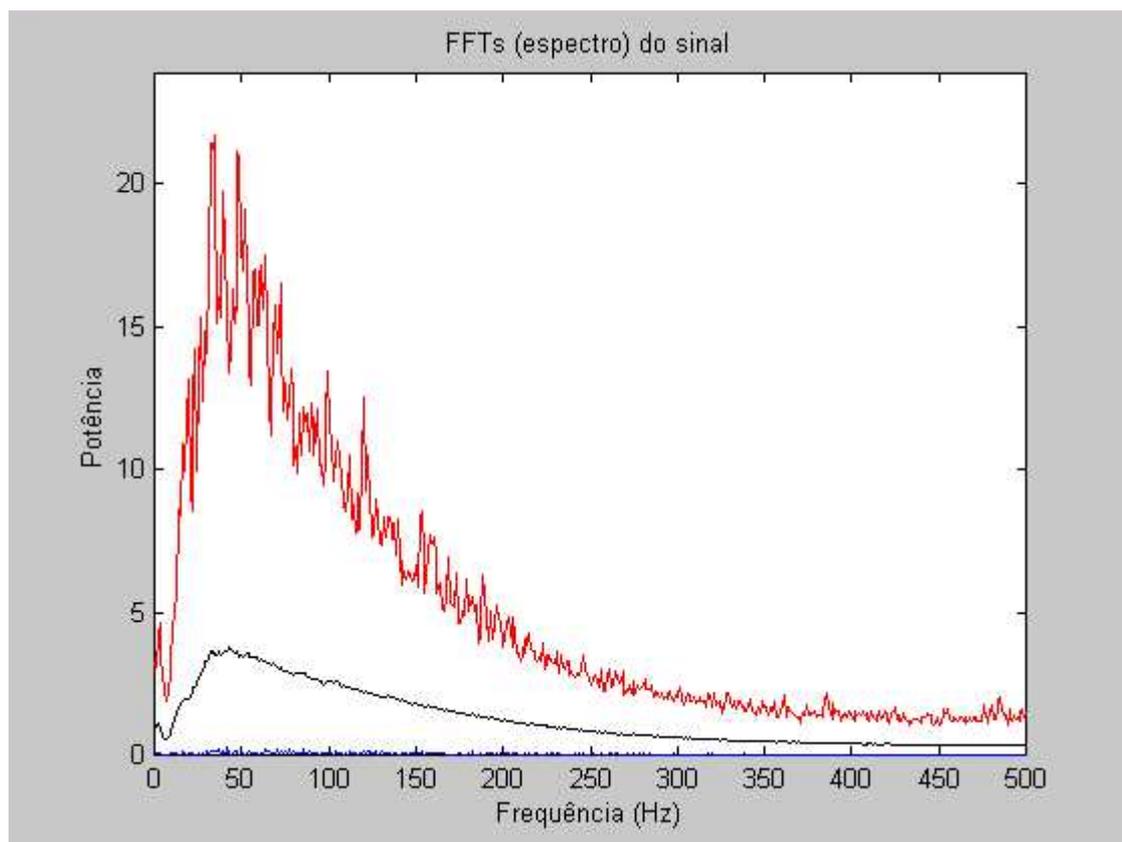


Figura 9. Ilustração do espectro de potência do sinal eletromiográfico por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT) de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio(4).

O RMS da amplitude do sinal eletromiográfico corresponde à raiz quadrada da média quadrática das amplitudes dos sinais eletromiográficos registrados no tempo selecionado para a análise (Equação 2).

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

Onde:

ti : instante inicial;

(Equação 2)

tf : instante final;

$f^2(t)$: função do sinal amostrado;

dt : derivado do tempo.

\int : integral.

Por meio dessa rotina, os trechos foram subdivididos em janelas contendo 200 milissegundos e calculados os valores de RMS da amplitude do sinal eletromiográfico de cada janelamento. Foi então estabelecido que durante o processamento os valores de RMS inferiores a $40\mu V$, correspondentes aos períodos de repouso e o início das contrações musculares não fossem considerados para a análise (Figura 10). Vale ressaltar que não houveram cortes no sinal e portanto o tempo não foi alterado.

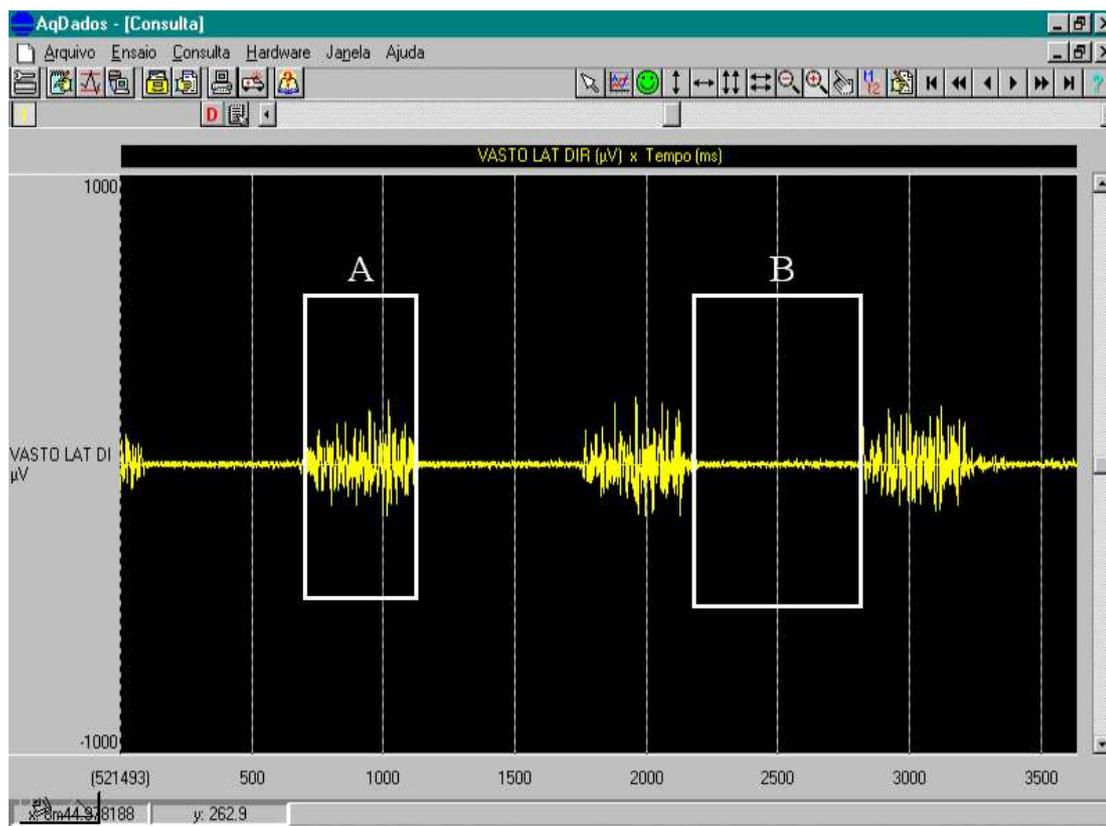


Figura 10. Ilustração dos trechos correspondentes à contração muscular (A) e ao repouso (B) durante a aplicação do TEFDC-R.

A partir da aplicação desse limiar os trechos correspondentes somente às contrações musculares foram compactados em um novo arquivo (Figura 11).

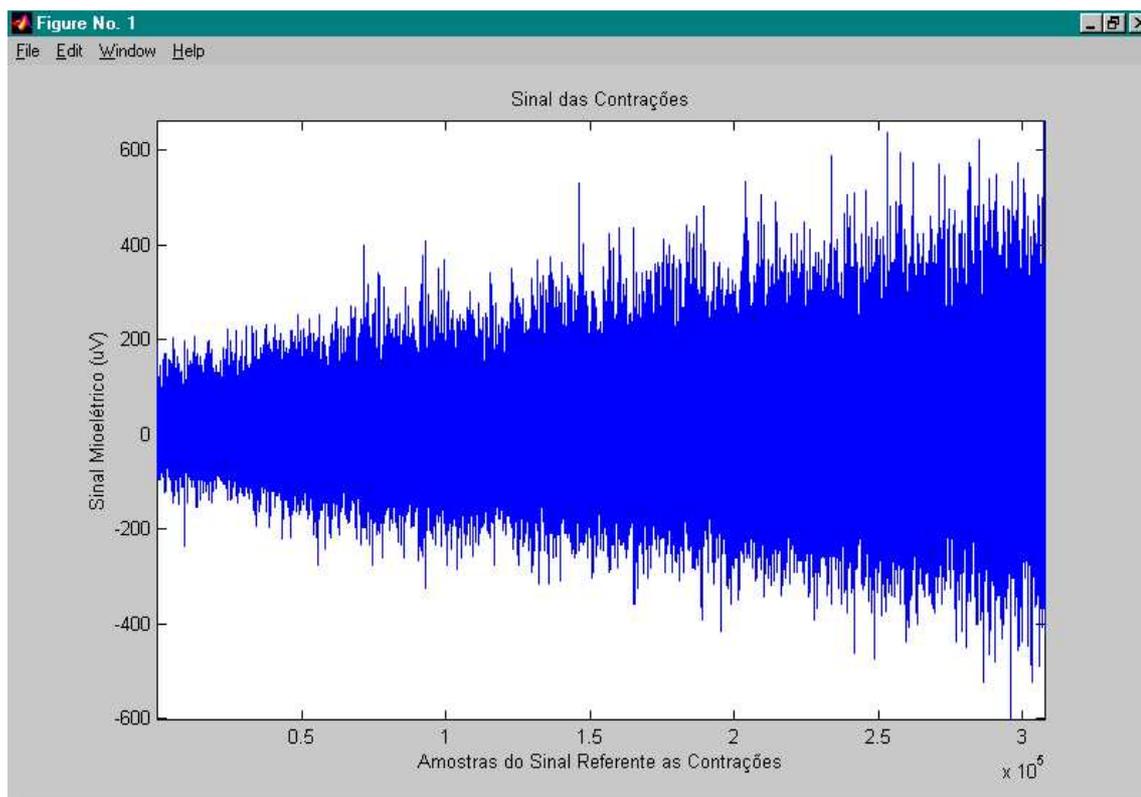


Figura 11. Ilustração da somatória das contrações do músculo vasto lateral de um voluntário com infarto antigo do miocárdio (4) durante a realização do TEFDC-R em cicloergômetro.

Nesse novo arquivo, o sinal foi subdividido em janelas contendo 1024 amostras, nos quais foi analisado o RMS específico de cada janela, com sobreposição de 50%, gerando gráficos ilustrativos do sinal analisado e do comportamento do RMS pelo tempo (Figuras 12 e 13), além de uma tabela dos valores de RMS em função do tempo. Para a normalização dos dados, a partir dessa tabela com os valores de RMS, foi calculado o valor mediano desses dados para cada voluntário e então foi feita divisão dos valores de RMS de cada voluntário por esse valor mediano calculado individualmente.

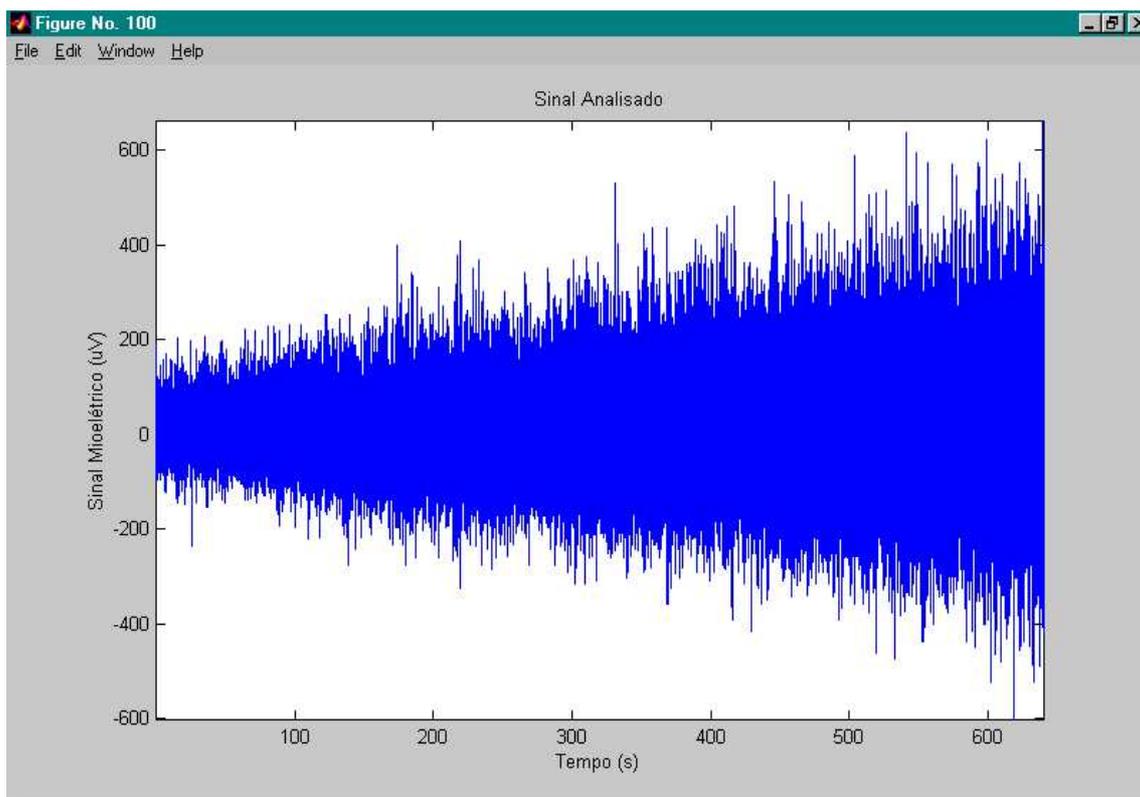


Figura 12. Ilustração do gráfico gerado pela rotina referente ao sinal eletromiográfico analisado de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (4) durante realização do TEFDC-R, em cicloergômetro.

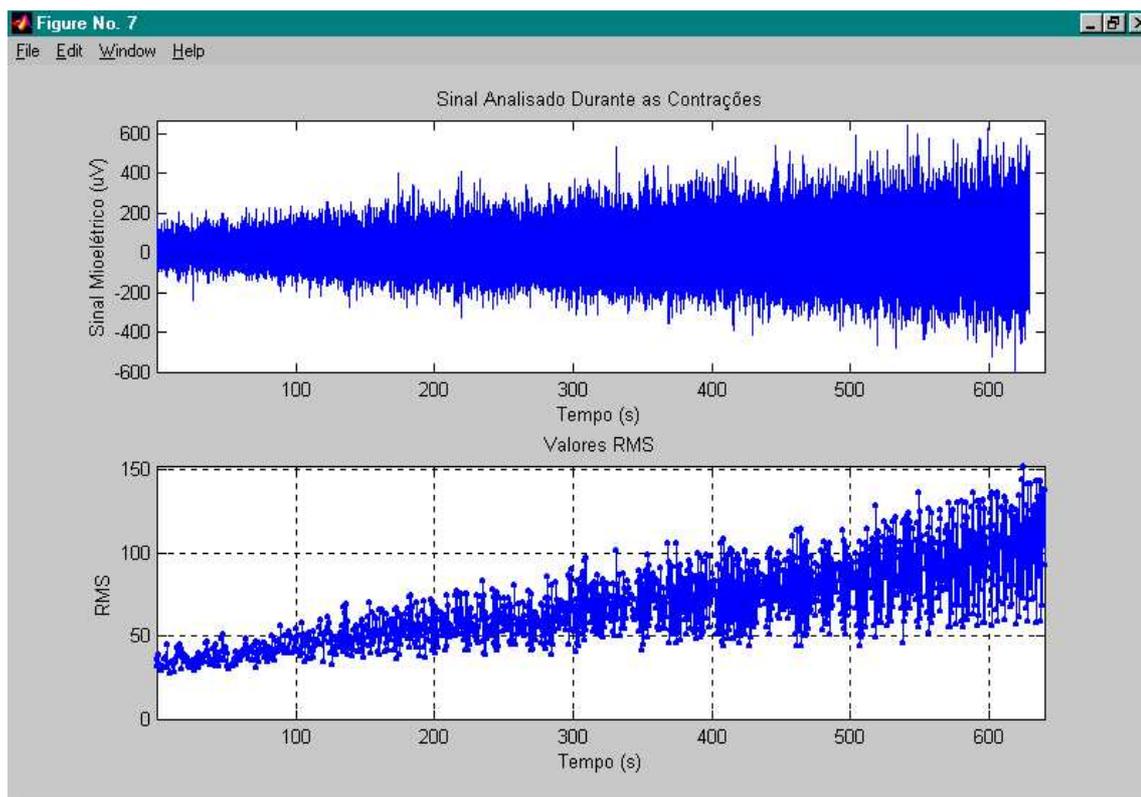


Figura 13. Sinal eletromiográfico (A) e RMS (B) em função do tempo referente às contrações do músculo vasto lateral de um voluntário com infarto antigo do miocárdio (4) durante o período da rampa do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R).

3.10.3. Variáveis ventilatórias e metabólicas

As variáveis ventilatórias e metabólicas foram obtidas por meio de um sistema computadorizado de análise ergoespirométrica (CPX/D 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 programa Breeze Suíte 5.3.007 utilizado para captação das variáveis ventilatórias e metabólicas (conversor A/D), permite armazenar, processar e emitir gráficos e relatórios das referidas variáveis em vários formatos.

O sistema CPX/D faz análise do O_2 por meio de um eletrodo de zircônio e de CO_2 por um sensor infravermelho. O volume corrente foi obtido usando-se um pneumotacógrafo de *Pitot* conectado ao sistema CPX/D e acoplado a uma peça bucal, com coletor de saliva. Foi utilizada uma pinça para oclusão nasal e um suporte adaptado para aliviar o peso da peça bucal (figura 14). Após o período de colocação do aparato bucal, aguardavam-se alguns minutos até que a ventilação do voluntário se apresentasse estável.



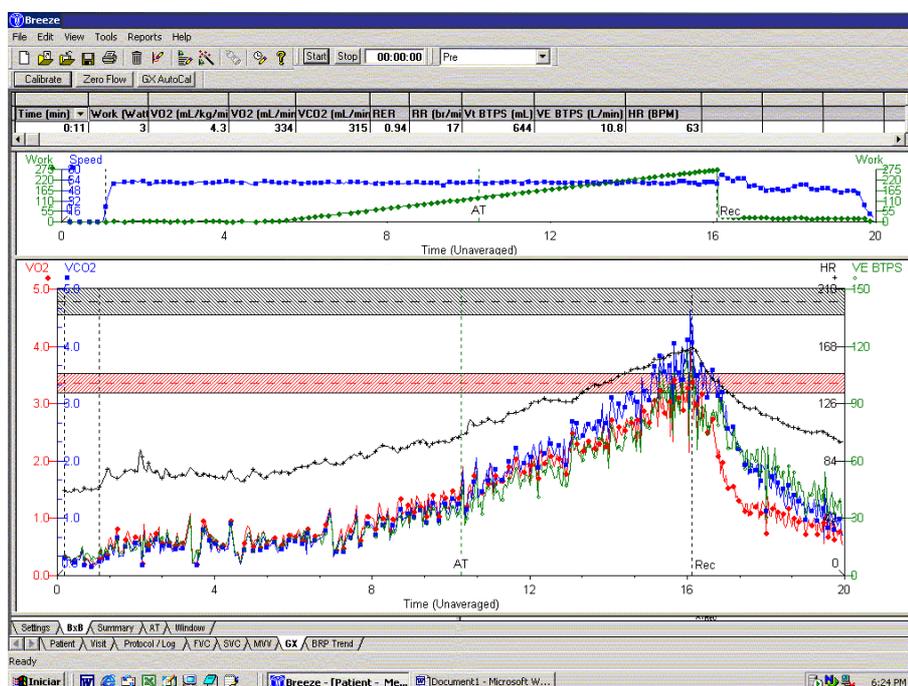
Figura 14. A: pinça para oclusão nasal; B: suporte para aliviar o peso da peça bucal; C: pneumotacógrafo de Pitot; D: coletor de saliva.

O equipamento fornecia em tempo real os valores de potência aplicada (W), da velocidade de pedalagem (rpm), além dos valores de respiração a respiração do

consumo de O_2 , ($\dot{V}O_2$), da produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$), da ventilação pulmonar ($\dot{V}E$) e da FC.

O software permite a plotagem gráfica das variáveis acima descritas respiração a respiração (figura 15) ou em uma condição na qual cada valor em função do tempo, em ordem seqüencial, corresponde a um valor de médias móveis de 8 respirações (médias móveis se deslocando de ciclo a ciclo respiratório), permitindo uma melhor visualização do comportamento das curvas ventilatórias (figura 16)

A potência aplicada no cicloergômetro durante os protocolos de exercício era controlada pelo sistema CPX/D, por meio de uma interface entre os dois equipamentos.



A

B

Figura 15. Ilustração da tela de aquisição do sistema ergoespirométrico durante TEFDC-R, respiração a respiração, mostrando em A, velocidade de rotação em azul e incremento de potência em verde, e em B, frequência cardíaca em preto, consumo de oxigênio em vermelho, produção de gás carbônico em azul e ventilação pulmonar em verde.

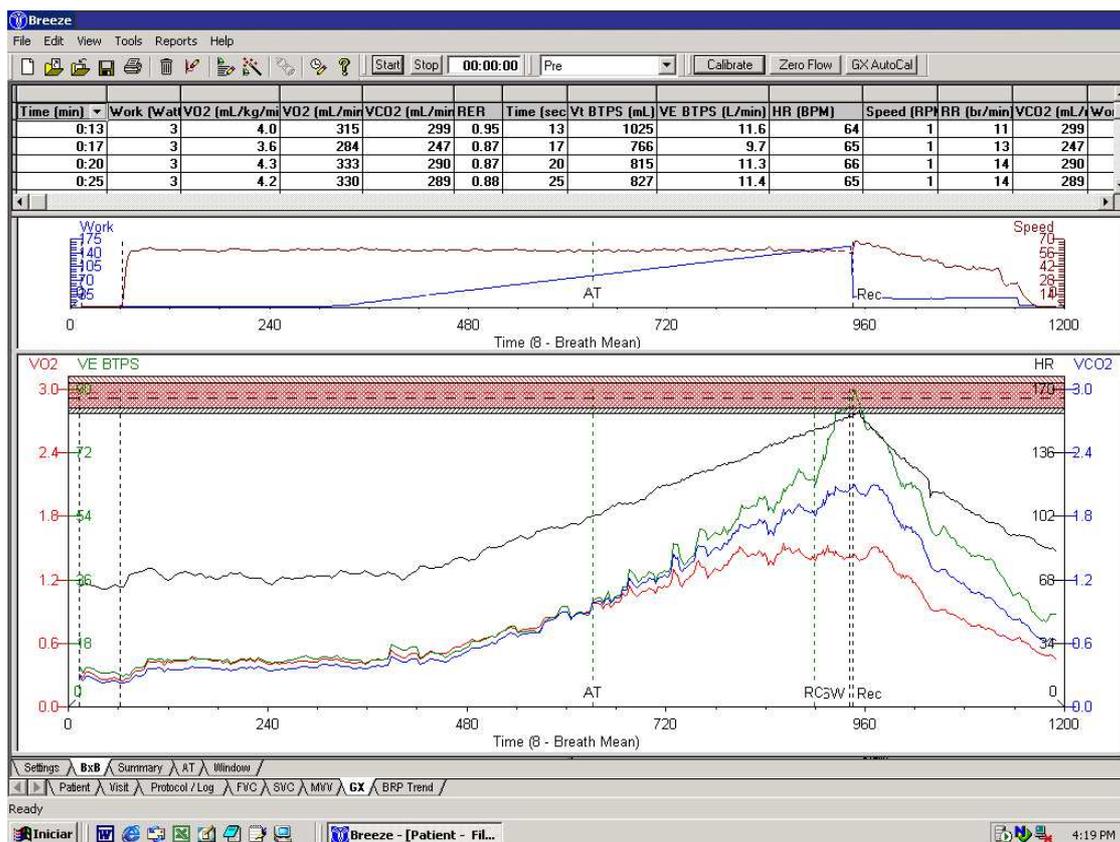


Figura 16. Ilustração da tela de aquisição do sistema ergoespirométrico durante TEFDC-R, em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios, mostrando em A, velocidade de rotação em azul e incremento de potência em verde, e em B, frequência cardíaca em preto, consumo de oxigênio em vermelho, produção de gás carbônico em azul e ventilação pulmonar em verde.

3.11. Métodos de análise

3.11.1. Análise da resposta da variabilidade da frequência cardíaca nas condições de repouso

3.11.1.1. Análise no domínio do tempo

Inicialmente foi realizada uma inspeção visual da distribuição dos iR-R (ms) obtidos nos 900 s de coleta na condição supina e nos 900 s na condição sentada, para a seleção dos trechos com maior estabilidade do traçado dos iR-R do ECG, para a realização das análises.

Nesse período selecionado foram calculadas as médias dos dados de FC e dos iR-R (ms), além do índice no domínio do tempo: RMSSD dos iR-R. De acordo com ANTILA (1979), o índice RMSSD (equação 3), corresponde a raiz quadrada da somatória do quadrado das diferenças entre os iR-R no registro divididos pelo número de iR-R em um tempo determinado menos um iR-R.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (RR_i - RR_{i+1})^2}{N-1}} \quad (\text{Equação 3})$$

3.11.1.2. Análise no domínio da frequência

A análise da VFC no domínio da frequência (DF) foi realizada nos dados coletados nas condições de repouso supino e sentado, no mesmo trecho selecionado para a análise no domínio do tempo.

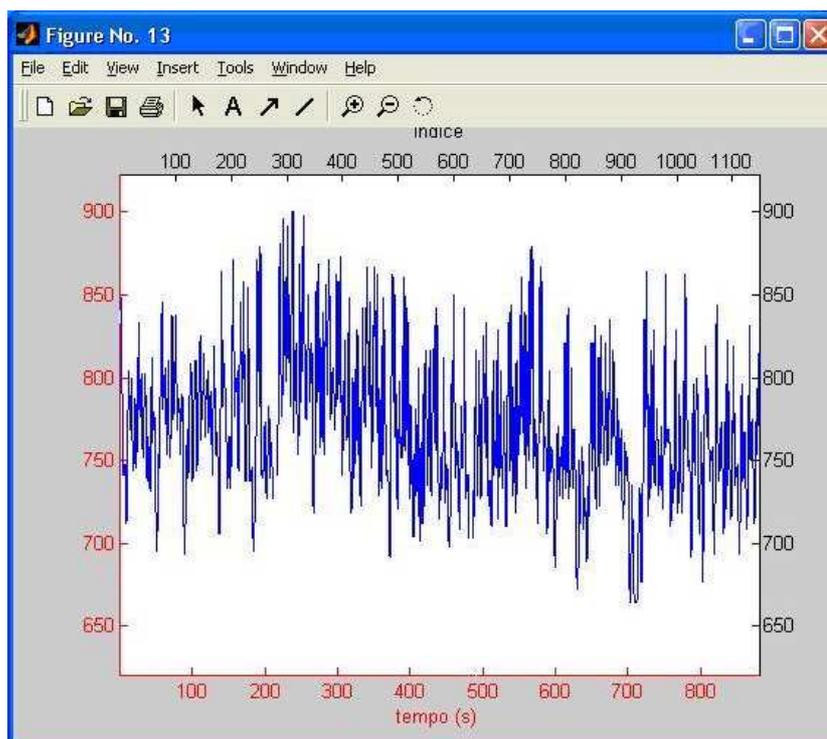
Para isso, foi aplicada a Transformada Rápida de Fourier aos dados da série temporal, implementado por meio de rotina específica desenvolvida para este fim por meio do software “MatLab 5.2.0 (Math Works Inc.).

Por meio da análise espectral foram obtidas as bandas de muito baixa frequência, de baixa frequência (BF), e de alta frequência (AF). Em nosso estudo utilizamos duas faixas de frequência que melhor representam a atuação dos componentes vagal e simpático no controle da FC, ou seja, faixa BF, correspondendo de 0,04 a 0,15 Hz e a faixa de AF, que corresponde de 0,15 a 0,4 Hz.

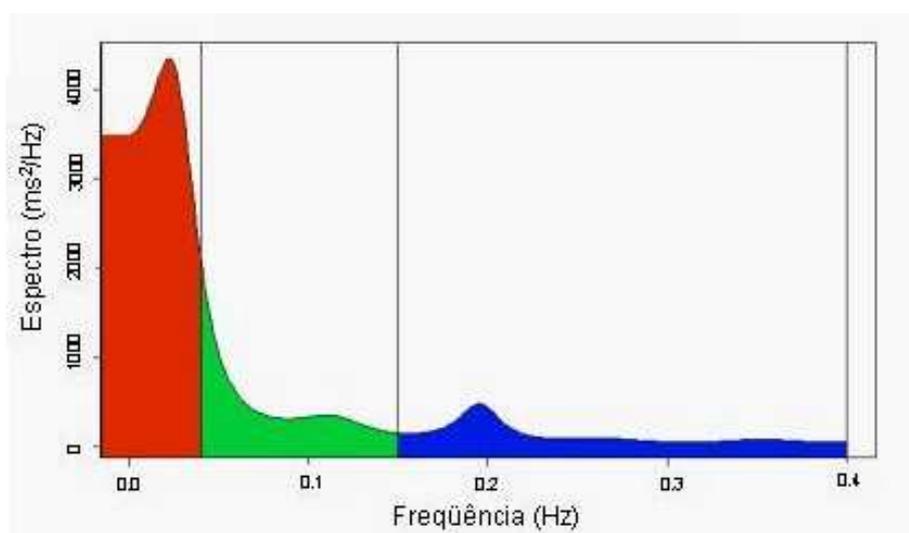
Os componentes de BF e de AF foram expressos em unidades absolutas e normalizadas (BFun e AFun). As unidades normalizadas correspondem ao

percentual do espectro total de potência subtraído do componente de muito baixa frequência (MBF) (TASK FORCE, 1996). Tais componentes ainda foram expressos como a razão entre as áreas absolutas de baixa e alta frequência (razão BF/AF), que é indicativo do balanço simpato-vagal.

Para ilustração gráfica das bandas de frequência obtidas no processamento utilizamos o modelo auto-regressivo, o qual fornece as curvas das bandas de forma alisada, tornando a visualização mais fácil. Na figura 17, em A e B, respectivamente encontram-se ilustradas a série temporal dos iR-R (ms), registrados durante 900 s em tempo real e a análise espectral correspondente aos iR-R (ms), registrados durante 900 s em tempo real de um dos voluntários estudados.



A



B

Figura 17. A: ilustração da série temporal em intervalos R-R na posição supina em 900 segundos de coleta do ECG de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4); B: ilustração da análise espectral dos intervalos R-R na posição supina em 900 segundos de coleta do ECG, mostrando as bandas de muito baixa frequência (vermelho), de baixa frequência (verde) e de alta frequência (azul) de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4).

3.11.2. Procedimento para seleção do período de análise do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa

O período do TEFDC-R selecionado para as análises de determinação do LA correspondeu ao momento em que foi observada a elevação das variáveis ventilatórias em resposta ao incremento de potência até o ponto de compensação respiratória (PCR), ou até o final do exercício, quando o voluntário não apresentava o PCR. Foi desprezado, portanto, os 60 segundos iniciais de repouso, os 240 segundos de carga livre, o início da rampa até o início da resposta das variáveis ventilatórias (trecho hachurado 1 – figura 18), o final da rampa após o PCR (trecho hachurado 2 – figura 18) e o período de recuperação (figura 18). Esse período foi utilizado na análise de todas as metodologias utilizadas no presente estudo.

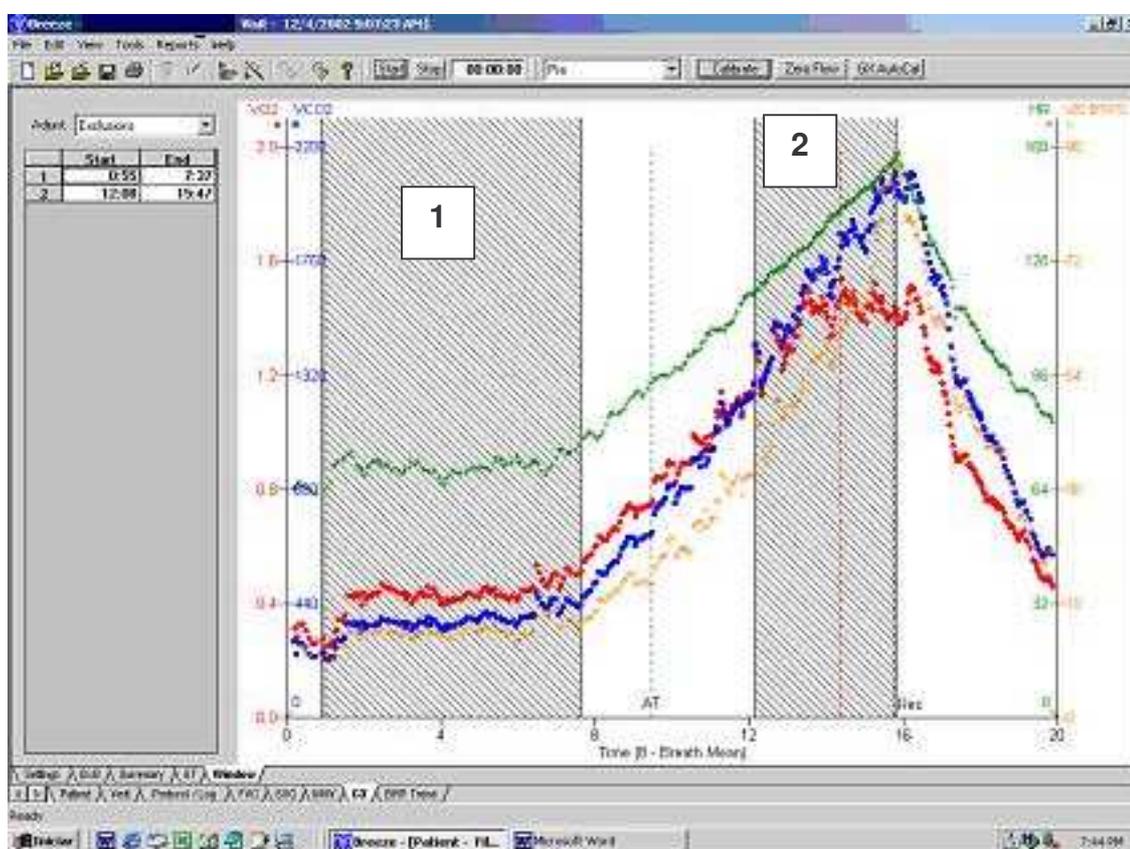


Figura 18. Ilustração da seleção do período de análise de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4).

3.11.3. Métodos de determinação do limiar de anaerbiose durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa

3.11.3.1. Método visual ventilatório (*GOLD-STANDARD*)

A análise visual das curvas de consumo de oxigênio e produção de gás carbônico plotadas em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios em função do tempo foi realizada por três observadores, que observavam o momento em que a $\dot{V}CO_2$ aumentava desproporcionalmente ao $\dot{V}O_2$, ou seja, quando ocorresse a perda do paralelismo entre as duas curvas (figura 19). Cada observador anotava o valor da carga correspondente a esse ponto e posteriormente foi calculada a média das 3 observações e os gráficos foram impressos. A partir do valor médio da carga obtido eram verificados os valores de tempo, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e FC correspondentes.

A análise de cada observador foi realizada independentemente, no visor do monitor SyncMaster 550V, Samsung, do sistema MedGraphics, por permitir melhor resolução que a impressão gráfica. Foi orientado ao observador que ficasse sentado em uma cadeira com ajuste de posição vertical, em frente ao monitor, para que se reduzisse o erro de paralaxe.

Essa metodologia foi utilizada como padrão para comparação com o método estatístico de Hinkley e foi utilizada também na comparação das variáveis cardirrespiratórias no LA e no pico do esforço entre os grupos SA e IM.

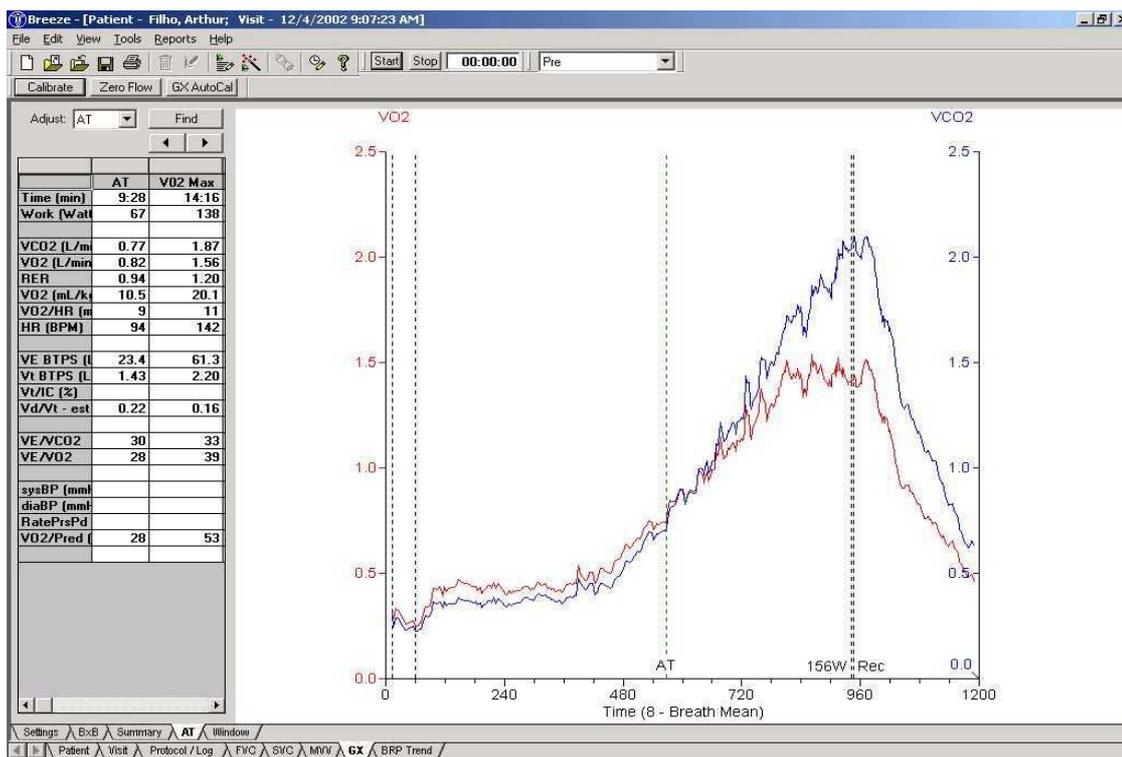


Figura 19. Ilustração do gráfico do sistema ergoespirométrico, onde foram analisadas as curvas de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, plotadas em função do tempo, em médias móveis de 8 respirações, observando-se a perda do paralelismo entre elas (linha AT), de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudado (4).

3.11.3.2. Modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC (MMH-FC), $\dot{V}CO_2$ (MMH- $\dot{V}CO_2$) e RMS da eletromiografia (MMH-RMS)

Foi utilizado o modelo estatístico de Hinkley, que determina o ponto de mudança pelo método da verossimilhança. Esse modelo foi aplicado nos dados de FC captada batimento a batimento, $\dot{V}CO_2$ em médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios e RMS da eletromiografia de cada voluntário (figuras 20, 21 e 22, respectivamente), no “período de análise” do TEFDC-R.

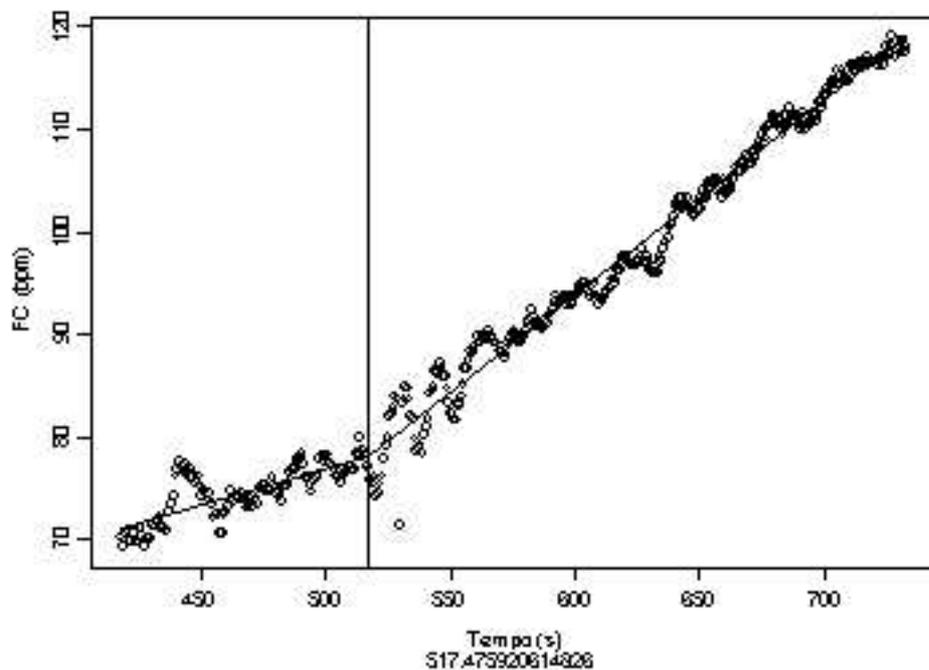


Figura 20. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca.

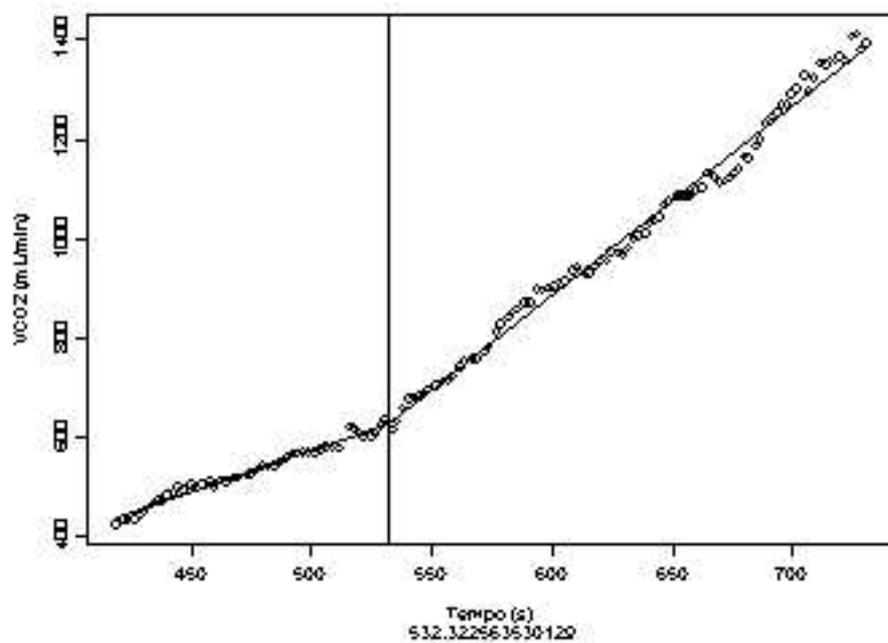


Figura 21. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da $\dot{V}CO_2$.

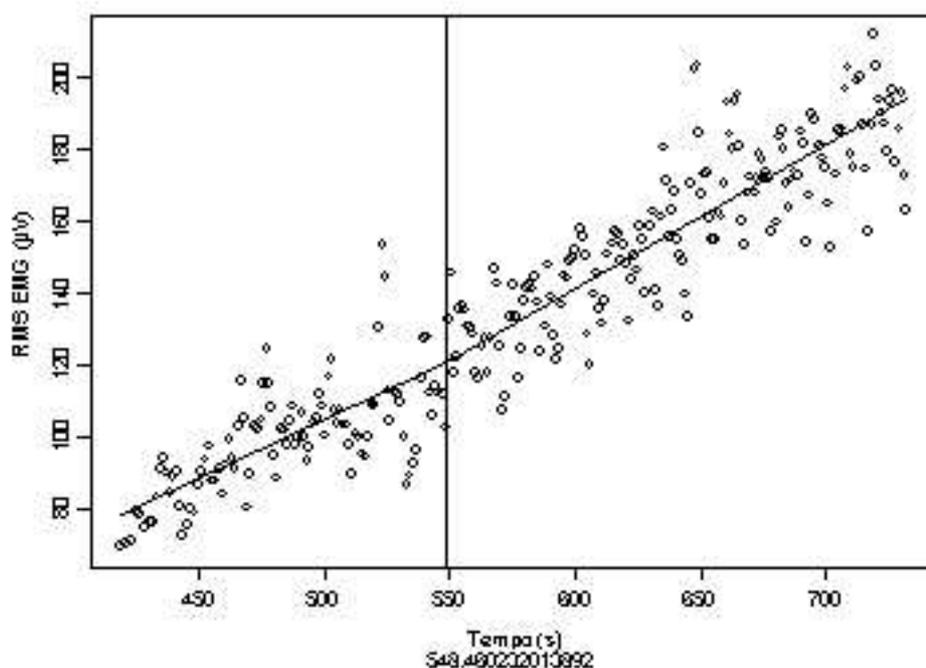


Figura 22. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de RMS do sinal mioelétrico, de um dos voluntários com infarto antigo do miocárdio estudados (4). A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento do RMS.

3.11.4. Determinação do pico do esforço

Para a determinação do pico do esforço inicialmente foi observado na tabela de dados o ponto de maior valor de potência durante a rampa. A partir desse ponto foi aplicado um algoritmo específico desenvolvido no aplicativo S-Plus (versão 2000 Professional Release 1 for Windows, 1999 Copyright © Statistical Sciences, Inc. Copyright Lucent Technologies) que realizava regressão linear nos 21 pontos anteriores ao máximo, fornecendo então os valores de FC, $\dot{V}O_2$ absoluto e corrigido pela massa corporal, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e RMS da EMG processados por essa rotina. Essa regressão evitou sub ou superestimação determinadas pelas grandes amplitudes de variação da respiração no final do exercício. Com as variáveis obtidas, ainda foram

calculados os $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ e a eficiência de trabalho que é representada pela razão $\Delta\dot{V}O_2/\Delta\text{potência}$.

3.12. Análise estatística

Foram aplicados testes estatísticos paramétricos, já que segundo o método de Kolmogorov e Smirnov os dados apresentaram distribuição normal.

Foram comparados os dados de idade, características antropométricas, FC, pressão arterial sistólica e diastólica durante o repouso e no pico do exercício, entre os voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio, utilizando o teste-t não pareado, por meio do software GraphPad Instat, versão 3, 1997.

3.12.1. Protocolo II:

Foi utilizado a análise de variância com medidas repetidas (ANOVA), onde se analisou as diferenças entre os grupos, as posições, bem como a interação entre grupo e posição, por meio do software Statistica 6.0, Copyright[®] StatSoft, Inc. Os resultados foram expressos em gráficos de linhas, apresentando as médias e desvios-padrão das bandas de frequência estudadas.

2.12.2. Protocolo III:

Na análise intra-grupo, foram comparadas as variáveis potência, FC, $\dot{V}O_2$ absoluto, $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e RMS da eletromiografia entre as diferentes metodologias utilizando o teste One-way ANOVA, com post-hoc de Tukey, por meio do software GraphPad Instat, versão 3, 1997.

Ainda, na comparação inter-grupos no momento do LA determinado pelo método visual (gold-standard), foram avaliadas as variáveis potência, FC, $\dot{V}O_2$ absoluto, $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e RMS da eletromiografia, $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, porcentagem da FC pico e porcentagem do $\dot{V}O_2$ pico, por meio do teste-t não pareado, por meio do software GraphPad Instat, versão 3, 1997.

No pico do esforço comparou-se os valores de FC, $\dot{V}O_2$ absoluto, $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e RMS da eletromiografia, $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ e eficiência, entre o grupos SA e IM, utilizando o teste-t não pareado, por meio do software GraphPad Instat, versão 3, 1997.

Foram aplicados testes de correlação de Pearson entre o $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal (no LA e no pico do esforço) e as variáveis RMSSD, BF, AF, BFun, AFun e BF/AF (supino e sentado), por meio do software GraphPad Instat, versão 3, 1997.

Todos os testes estatísticos utilizados neste estudo tiveram nível de significância estabelecido em 5%.

4. RESULTADOS

4.1. Voluntários estudados

Os resultados deste trabalho serão apresentados graficamente em Whiskers e em forma de tabelas contendo os dados em média e desvio padrão.

Os valores médios de idade dos voluntários foram de 52,7 e 58,8 anos para os voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio, respectivamente. Os valores médios de massa corporal e altura para os saudáveis foram de 73,10Kg e 1,66m respectivamente, e para os voluntários com infarto antigo do miocárdio foram de 78Kg e 1,70m, respectivamente. O índice de massa corporal (IMC) médio foi de 26,19Kg/m² e de 28,38Kg/m² para os voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio, respectivamente (Tabelas I e II do Apêndice 4). Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) dos dados de idade e peso entre os grupos SA e IM.

Os valores médios da PAS e PAD na condição de repouso foram de, respectivamente, 117,5mmHg e 78,5mmHg, para os voluntários saudáveis e 135,5mmHg e 80,5mmHg, para os voluntários com infarto antigo do miocárdio, sendo o valor de PAS significativamente ($p < 0,05$) maior para o grupo IM. O valor médio da FC de repouso foi de 68,4 bpm para os saudáveis e de 73 bpm para os voluntários com infarto antigo do miocárdio, não sendo observadas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre os grupos (Tabelas III e IV do Apêndice 4).

4.2. Teste de exercício físico dinâmico contínuo em degrau (TEFDC-D)

Durante a execução do TEFDC-D, que teve por objetivo a avaliação clínica cardiológica, nenhum dos voluntários apresentou algum sinal ou sintoma que contra-

indicasse a realização dos demais testes. Os dados referentes a este protocolo estão apresentados nas tabelas V e VI do apêndice D.

As variáveis FC, PAS e PAD apresentaram comportamento fisiológico durante o TEFDC-D. Os valores da PAS, no pico do esforço, mostraram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$), sendo maior para os voluntários com infarto antigo do miocárdio, comparativamente aos saudáveis.

4.3. Variabilidade da frequência cardíaca na condição de repouso

Na tabela 1 estão apresentados em média e desvio padrão os valores do índice RMSSD, e as bandas de frequência BF, AF, BFun, AFun e a razão BF/AF dos grupos SA e IM, nas posições supina e sentada. Também estão apresentados os resultados da análise estatística ANOVA apresentando os valores de p para a análise do grupo (SA x IM) condição (supino X sentado) e a interação entre grupo e posição.

Nota-se que não foram encontradas diferenças estatisticamente ($p > 0,05$) significantes entre as variáveis quando analisados os grupos, as posições e a interação entre os grupos e as posições estudadas.

Tabela 1. Valores em média e desvio padrão e resultados da análise ANOVA dos índices de VFC no domínio do tempo e da frequência nas condições supina e sentada dos voluntários saudáveis (n=10) e com infarto antigo do miocárdio (n=10).

		SUPINO	SENTADO	ANOVA	
RMSSD dos iR-R (ms)	SA	22,7±10,6	22,1±10,7	Grupo	p=0,17
				Condição	p=0,70
	IM	16,6±9,8	16,3±7,1	Interação grupo-condição	p=0,87
BF (ms ² /Hz)	SA	524,4±297,1	609,0±415,2	Grupo	p=0,06
				Condição	p=0,22
	IM	259,9±287,4	350,4±323,4	Interação grupo-condição	p=0,97
AF (ms ² /Hz)	SA	187,1±217,1	169,6±157,3	Grupo	p=0,27
				Condição	p=0,54
	IM	118,5±128,1	97,7±87,6	Interação grupo*condição	p=0,96
BFun	SA	0,8±0,1	0,8±0,1	Grupo	p=0,09
				Condição	p=0,14
	IM	0,7±0,1	0,7±0,1	Interação grupo*condição	p=0,59
AFun	SA	0,2±0,1	0,2±0,1	Grupo	p=0,09
				Condição	p=0,14
	IM	0,3±0,1	0,3±0,1	Interação grupo*condição	p=0,59
Razão BF/AF	SA	4,0±2,1	5,6±5,2	Grupo	p=0,14
				Condição	p=0,17
	IM	2,6±1,7	3,6±2,5	Interação grupo*condição	p=0,78

SA = voluntários saudáveis; IM = voluntários com infarto antigo do miocárdio; BF = banda de baixa frequência; AF = banda de alta frequência; BFun = banda de baixa frequência em unidades normalizadas; AFun = banda de alta frequência em unidades normalizadas.

4.4. Determinação do limiar de anaerobiose por meio de diferentes metodologias

Na tabela 2 estão apresentados os valores, em média e desvio padrão, de potência, FC, $\dot{V}O_2$ absoluto, $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ e RMS da eletromiografia obtidos no LA a partir das diferentes metodologias estudadas, para os indivíduos SA e IM.

Nas figuras 23 a 29 estão representados graficamente os valores dessas mesmas variáveis no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual ventilatório (*gold standard*) e pelo modelo de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$, FC e RMS da eletromiografia.

Podemos observar que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$) entre os valores das variáveis cardiorrespiratórias e musculares estudadas no limiar de anaerobiose identificado pelos diferentes métodos, nos grupos estudados.

Tabela 2. Valores das variáveis cardiopulmonares e musculares obtidas pelo método visual (*gold Standard*) e pelo método estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS, nos grupos SA e IM.

	Variáveis	Gold-Standard	Modelo estatístico de Hinkley		
			FC	$\dot{V}CO_2$	RMS
SA (n=10)	Potência (W)	65,30±10,86	65,00±11,91	62,50±10,66	69,90±16,47
	FC (bpm)	97,41±12,75	95,37±11,51	96,91±11,34	98,92±10,60
	$\dot{V}O_2$ (ml/min)	792,31±140,56	798,90±144,17	766,76±136,88	837,78±180,27
	$\dot{V}O_2/kg$ (ml/kg/min)	10,95±1,87	11,03±1,81	10,56±1,55	11,48±1,68
	$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	775,34±129,24	785,24±134,09	745,85±130,63	830,80±197,55
	$\dot{V}E$ (l/min)	24,83±4,89	25,15±4,93	23,94±4,40	26,17±5,29
	RMS	1,19±0,21	1,16±0,21	1,13±0,18	1,18±0,20
IM (n=10)	Potência (W)	58,30±14,64	51,60±12,93	56,90±12,55	56,20±15,16
	FC (bpm)	92,50±15,13	90,10±18,10	90,58±13,96	98,61±22,18
	$\dot{V}O_2$ (ml/min)	738,10±104,09	705,99±138,93	727,04±81,76	845,17±272,39
	$\dot{V}O_2/kg$ (ml/kg/min)	9,27±1,94	8,56±1,97	8,76±0,94	10,39±4,10
	$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	732,60±96,27	693,49±163,06	714,12±90,51	882,59±352,19
	$\dot{V}E$ (l/min)	26,27±2,94	24,89±4,40	25,55±3,25	31,18±10,53
	RMS	0,89±0,17	0,86±0,15	0,93±0,21	0,87±0,20

SA = voluntários saudáveis; IM = voluntários com infarto antigo do miocárdio; FC = frequência cardíaca; $\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio; $\dot{V}CO_2$ = produção de gás carbônico; $\dot{V}E$ = ventilação.

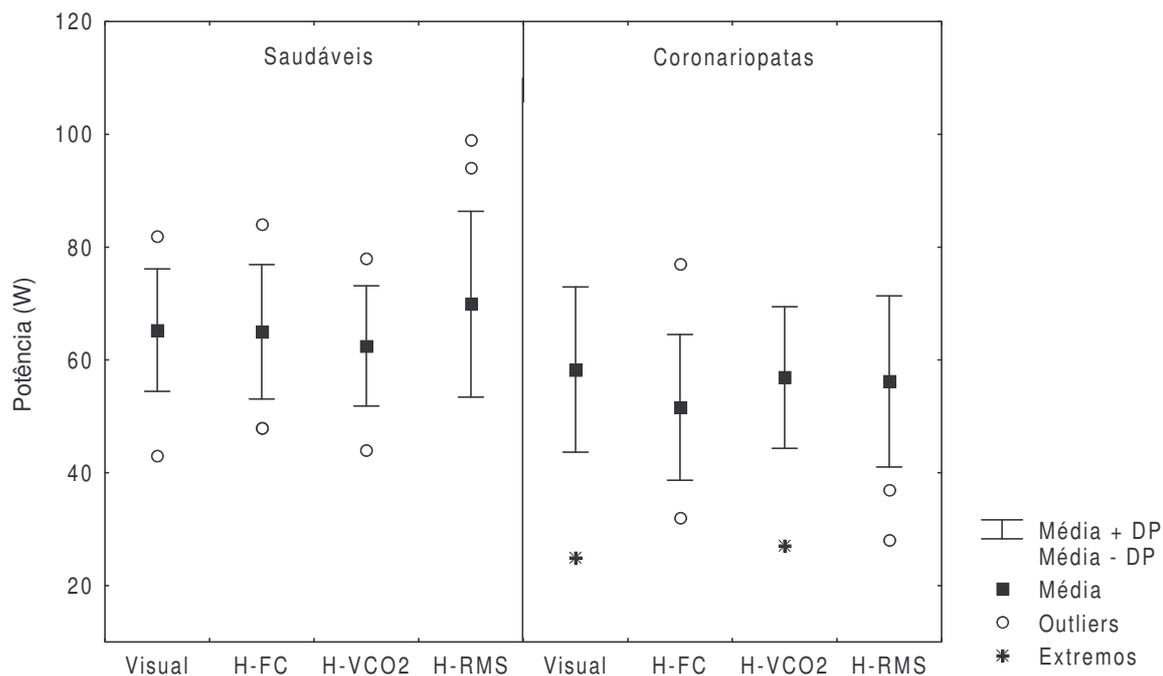


Figura 23. Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

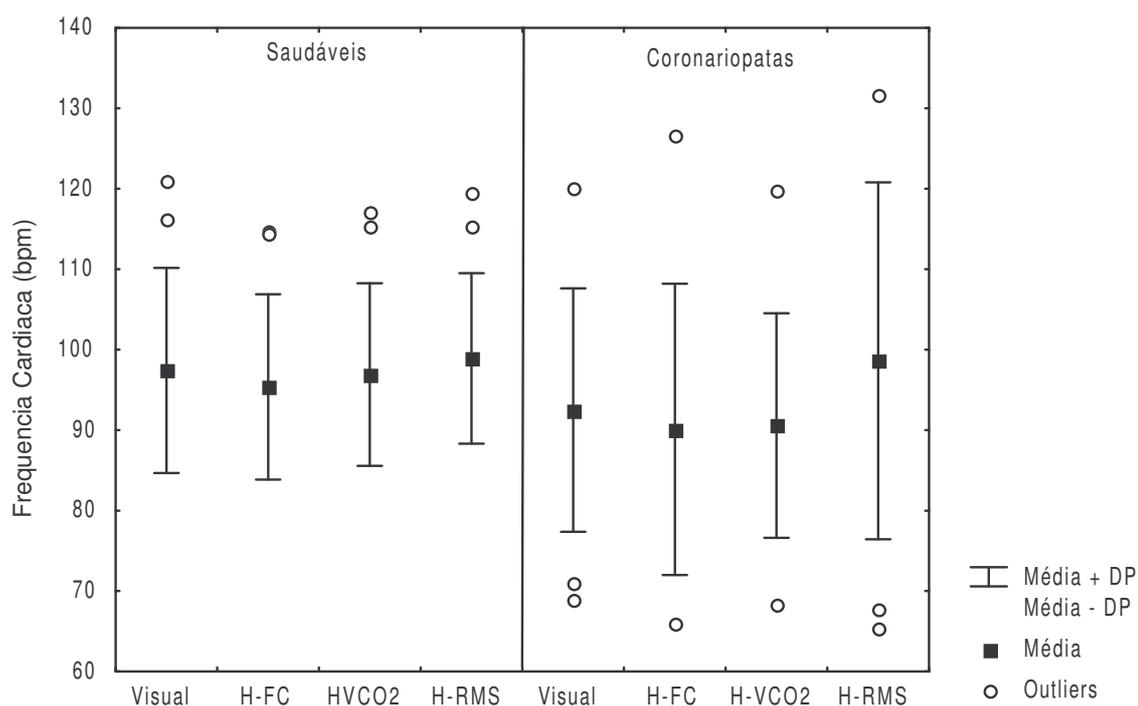


Figura 24. Valores da frequência cardíaca, em bpm, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

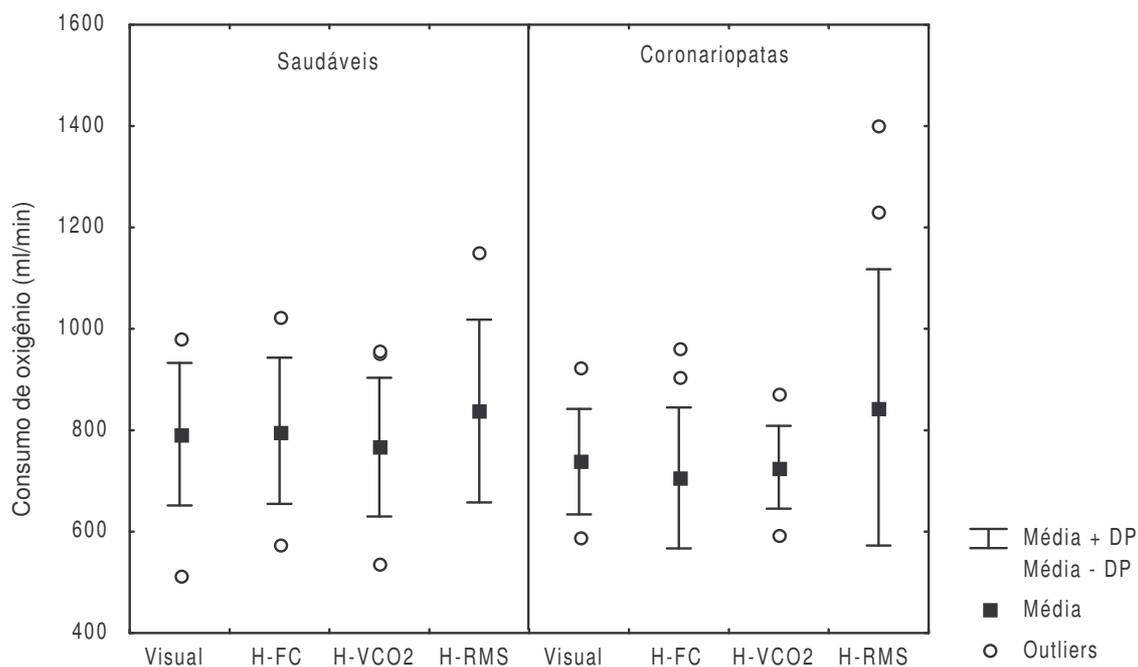


Figura 25. Valores do consumo de oxigênio, em ml/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

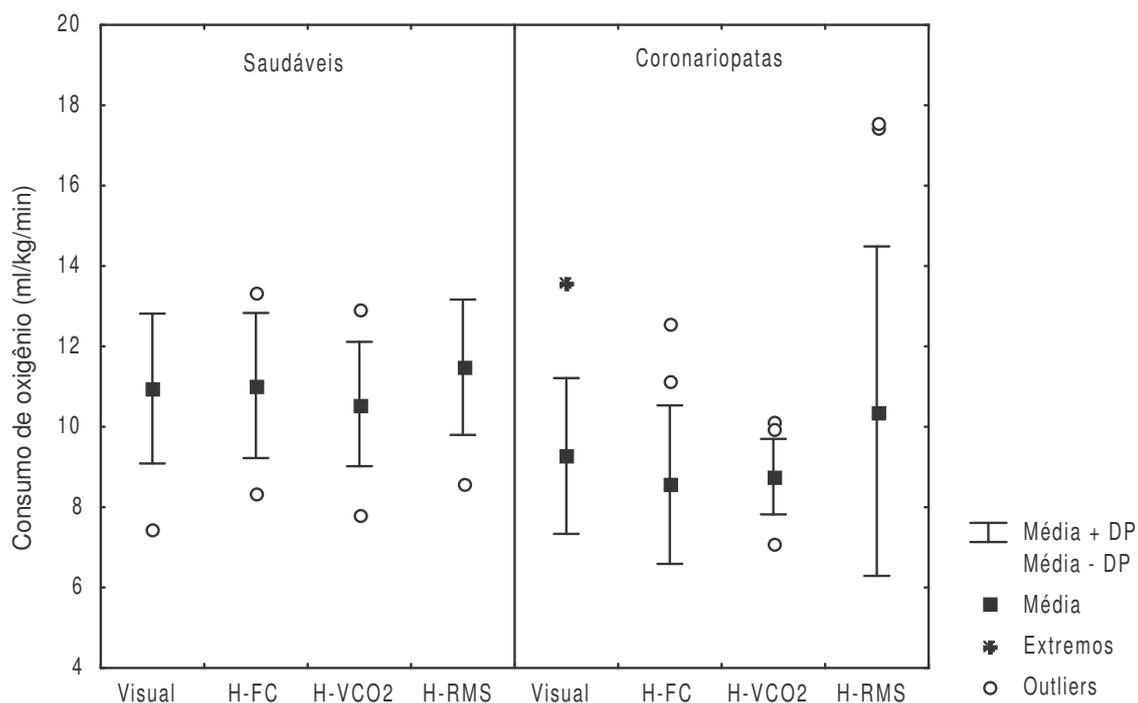


Figura 26. Valores do consumo de oxigênio, em ml/kg/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

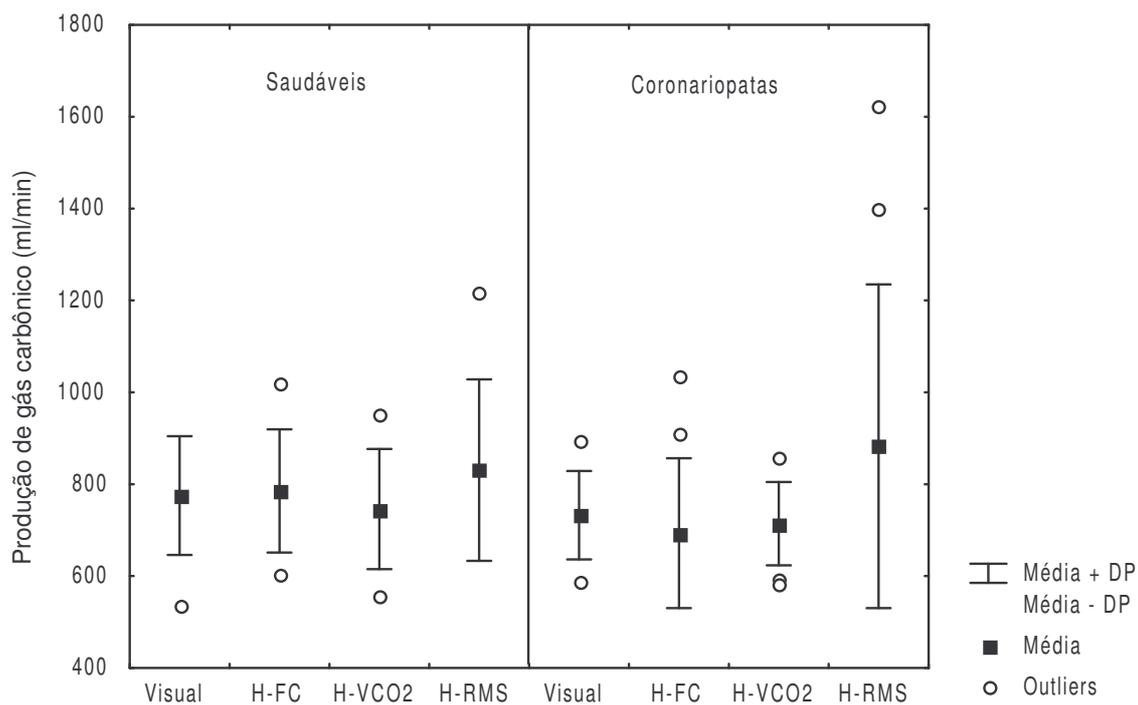


Figura 27. Valores da produção de gás carbônico, em ml/min, no limiar de anaerbiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

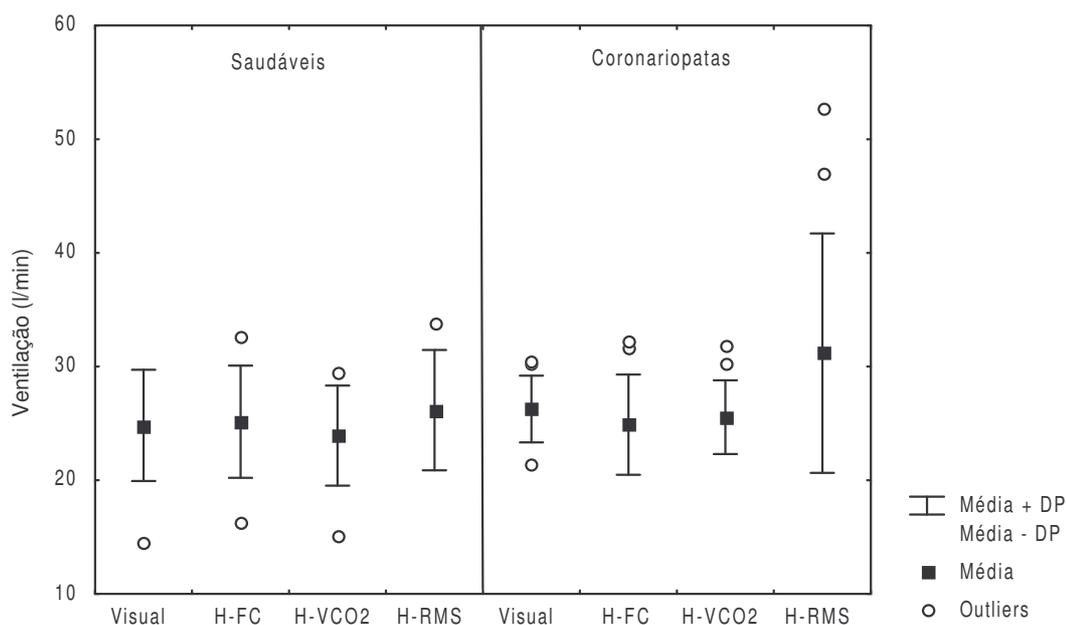


Figura 28. Valores da ventilação, em L/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

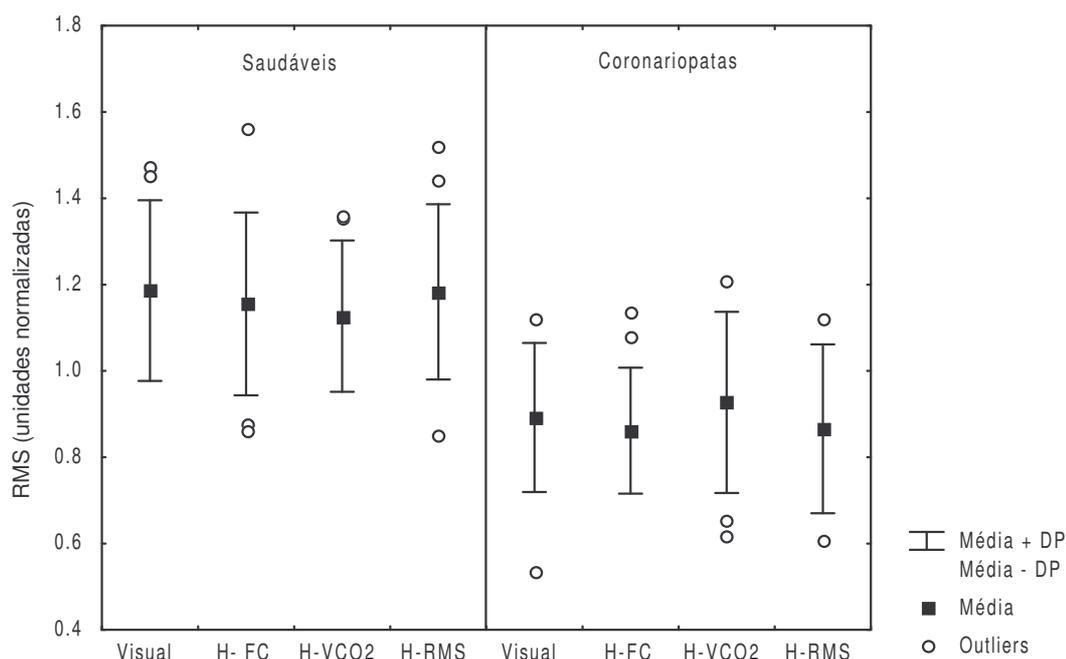


Figura 29. Valores do RMS da eletromiografia, em unidades normalizadas, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (*gold standard*) e modelo de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), de frequência cardíaca (FC) e RMS da eletromiografia, dos grupos SA (n=10) e IM (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$.

4.5. Correlação entre os valores das diferentes variáveis cardiorrespiratórias e musculares estudadas no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico (*gold standard*) e os determinados pelo modelo de Hinkley para os indivíduos saudáveis e com infarto antigo do miocárdio.

A tabela 3 apresenta a análise de correlação realizada entre os valores de potência, em Watts, consumo de oxigênio, em ml/min, consumo de oxigênio corrigido pela massa corporal (ml/kg/min), frequência cardíaca, em bpm, produção em gás carbônico, em ml/min, ventilação, em l/min e RMS em unidades normalizadas no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das

variáveis ventilatórias (*gold standard*) e pelo modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMG, para os grupos SA e IM.

Podemos observar que para os indivíduos saudáveis as correlações foram significantes ($p < 0,05$) para todas as variáveis estudadas, apresentando fortes e medianos índices de correlação. Já no grupo IM verificamos correlações significantes quando avaliado a variável potência (determinado pelo método de Hinkley aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMG), o $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal (determinado pelo método de Hinkley aplicado aos dados de RMS da EMG), a variável FC (determinado pelo método de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMG) e a variável RMS da eletromiografia (determinado pelo método de Hinkley aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS da EMG).

Tabela 3. Valores do coeficiente de correlação (r) e do nível de significância estatística (p) obtidos nos testes de correlação entre as diferentes metodologias, para as variáveis cardiorrespiratórias e musculares para os grupos SA e IM.

		SA (n=10)	IM (n=10)	
Potência (W)	H - FC	Gold Standard r= 0,90 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= 0,39 NS
	H - $\dot{V}CO_2$	r= 0,89 p<0,05	H - VCO_2	r= 0,80 p<0,05
	H - RMS	r= 0,76 p<0,05	H - RMS	r= 0,81 p<0,05
Consumo de Oxigênio (ml/min)	H - FC	Gold Standard r= 0,94 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= 0,59 NS
	H - $\dot{V}CO_2$	r= 0,93 p<0,05	H - VCO_2	r= 0,20 NS
	H - RMS	r= 0,81 p<0,05	H - RMS	r= 0,59 NS
Consumo de Oxigênio (ml/kg/min)	H - FC	Gold Standard r= 0,93 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= 0,10 NS
	H - $\dot{V}CO_2$	r= 0,93 p<0,05	H - VCO_2	r= 0,41 NS
	H - RMS	r= 0,72 p<0,05	H - RMS	r= 0,74 p<0,05
Frequência cardíaca (bpm)	H - FC	Gold Standard r= 0,94 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= 0,84 p<0,05
	H - $\dot{V}CO_2$	r= 0,95 p<0,05	H - VCO_2	r= 0,90 p<0,05
	H - RMS	r= 0,97 p<0,05	H - RMS	r= 0,74 p<0,05
Produção de gás carbônico (ml/min)	H - FC	Gold Standard r= 0,92 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= -0,34 NS
	H - VCO_2	r= 0,88 p<0,05	H - VCO_2	r= -0,20 NS
	H - RMS	r= 0,74 p<0,05	H - RMS	r= 0,40 NS
Ventilação (l/min)	H - FC	Gold Standard r= 0,97 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= -0,57 NS
	H - VCO_2	r= 0,93 p<0,05	H - VCO_2	r= -0,09 NS
	H - RMS	r= 0,79 p<0,05	H - RMS	r= -0,01 NS
RMS da EMG (μV)	H - FC	Gold Standard r= 0,82 p<0,05	H - FC	Gold Standard r= 0,96 p<0,05
	H - VCO_2	r= 0,80 p<0,05	H - VCO_2	r= 0,89 p<0,05
	H - RMS	r= 0,67 p<0,05	H - RMS	r= 0,93 p<0,05

NS = sem diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$); SA = voluntários saudáveis; IM = voluntários com infarto antigo do miocárdio; H - FC = modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca; H- $\dot{V}CO_2$ = modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico; H-RMS = modelo estatístico de Hinkley aplicado aos dados de RMS da EMG.

4.6. Comparações das variáveis cardiorrespiratórias, metabólicas e da potência entre os indivíduos saudáveis e com infarto antigo do miocárdio determinados pelo método *Gold Standard*

Na tabela 4 estão apresentados os valores de potência (em Watts) consumo de oxigênio absoluto (em ml/min) e corrigido pela massa corporal (em ml/kg/min), produção de gás carbônico (em ml/min), frequência cardíaca (em bpm), ventilação (em l/min), equivalentes ventilatórios de oxigênio e de gás carbônico e eficiência (em ml/min/W) alcançados pelos voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio no momento do LA e no pico do esforço. Também estão apresentados os percentuais da frequência cardíaca e do consumo de oxigênio no LA em relação ao pico do esforço.

Em relação à potência, embora a média dos valores apresentados pelos saudáveis tenha sido maior, as diferenças não atingiram significância estatística ($p > 0,05$) entre os grupos estudados, tanto no LA quanto no pico.

Os valores de $\dot{V}O_2$, em ml/kg/min, determinado no momento do limiar de anaerobiose e no pico do esforço foram maiores para os voluntários saudáveis comparativamente aos voluntários com infarto antigo do miocárdio, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em ambas as condições. Já os valores de $\dot{V}O_2$, em ml/min, apenas apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) no pico do esforço. Por meio da análise do $\dot{V}O_2$, em ml/kg/min, atingido no pico do esforço durante o teste ergoespirométrico, os voluntários saudáveis foram classificados com aptidão aeróbia fraca e os com infarto antigo do miocárdio com aptidão fraca e muito fraca da American Heart Association (AHA).

Ainda, não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0,05$) entre os grupos estudados tanto na $\dot{V}CO_2$ quanto na $\dot{V}E$ e na relação $\Delta\dot{V}O_2/\Delta\text{potência}$. Já em relação aos equivalentes ventilatórios de oxigênio e de gás carbônico, os voluntários com infarto antigo do miocárdio apresentaram valores significativamente ($p < 0,05$) maiores tanto no LA quanto no pico do esforço.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$) entre os valores percentuais de FC e de $\dot{V}O_2$ no LA em relação ao pico do esforço, entre os voluntários saudáveis e com infarto antigo do miocárdio.

Tabela 4. Potência e variáveis cardiorrespiratórias determinados no limiar de anaerobiose pelo método *Gold Standard* e no pico do esforço, dos voluntários saudáveis (n=10) e com infarto antigo do miocárdio (n=10).

Variáveis	LA		PICO	
	SA (n=10)	IM (n=10)	SA (n=10)	IM (n=10)
Potência (W)	65,12±11,06	58,30±14,64	142,70±16,91	124,90±26,53
$\dot{V}O_2$ (ml/min)	792,31±140,56	738,10±104,09	1579,40±260,94 ⁺	1301,10±234,59
$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	11,04±1,92*	8,9±1,85	21,67±1,31 ⁺	16,20±3,91
$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	775,34±129,24	732,60±96,27	1935,60±313,33	1642,40±343,80
FC (bpm)	97,85±12,97	92,50±15,13	146,40±14,84	130,10±24,09
$\dot{V}E$ (L/min)	24,83±4,89	26,27±2,94	63,37±11,45	61,08±12,78
$\dot{V}E/\dot{V}O_2$	31,30±2,67*	35,97±4,67	40,31±5,57 ⁺	47,08±5,76
$\dot{V}E/\dot{V}CO_2$	31,94±2,66*	36,13±4,16	32,76±3,48 ⁺	37,48±3,81
$\Delta\dot{V}O_2/\Delta$ potência (ml/min/W)	8,51±1,92	8,78±1,54	9,40±1,21	8,80±0,91
% FC pico	65,70±5,24	72,03±9,06	-	-
% $\dot{V}O_2$ pico	51,43±8,03	57,72±8,44	-	-

* p<0.05 em relação ao grupo com infarto antigo do miocárdio no limiar de anaerobiose;

⁺ p<0.05 em relação ao grupo com infarto antigo do miocárdio no pico do esforço;

SA = voluntários saudáveis; IM = voluntários com infarto antigo do miocárdio; FC = frequência cardíaca;

$\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio; $\dot{V}CO_2$ = produção de gás carbônico; $\dot{V}E$ = ventilação.

4.7. Correlação entre a modulação autonômica da frequência cardíaca em repouso e capacidade e potência aeróbia durante protocolo em rampa para os grupos SA e IM

A tabela 5 ilustra as correlações entre os índices no domínio do tempo (DT) e da frequência (DF) da variabilidade da frequência cardíaca estudada durante a posição supina e sentada em repouso e o consumo de oxigênio absoluto e corrigido pela massa corporal obtidos do limiar de anaerobiose e no pico do esforço, nos grupos SA e IM.

Podemos observar que as correlações foram significantes para o índice RMSSD (em supino e sentado) correlacionados com $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal no LA e no pico do esforço e o $\dot{V}O_2$ absoluto no LA; também foram encontradas correlações significantes para o índice BF (supino) correlacionado com o $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal no pico do esforço e AF (sentado) correlacionado com $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal no LA. As demais correlações foram fracas e não atingiram significância estatística.

Tabela 5. Correlações entre os índices no domínio do tempo (DT) e da frequência (DF) da variabilidade da frequência cardíaca estudada durante a posição supina e sentada em repouso e o consumo de oxigênio absoluto e corrigido pela massa corporal obtidos do limiar de anaerobiose e no pico do esforço, nos grupos SA e IM.

	$\dot{V}O_2$ no LA (ml/kg/min)	$\dot{V}O_2$ no pico (ml/kg/min)	$\dot{V}O_2$ no LA (ml/min)	$\dot{V}O_2$ no pico (ml/min)
RMSSD supino (ms)	r=0,47 p<0,05	r=0,45 p<0,05	r=0,47 p<0,05	r=0,05 NS
RMSSD sentado (ms)	r=0,61 p<0,05	r=0,52 p<0,05	r=0,51 p<0,05	r=0,06 NS
BF supino (ms ² /Hz)	r=0,42 NS	r=0,53 p<0,05	r=0,14 NS	r=-0,24 NS
BF sentado (ms ² /Hz)	r=0,39 NS	r=0,43 NS	r=0,27 NS	r=-0,06 NS
AF supino (ms ² /Hz)	r=0,34 NS	r=0,30 NS	r=0,22 NS	r=-0,001 NS
AF sentado (ms ² /Hz)	r=0,54 p<0,05	r=0,45 NS	r=0,44 NS	r=0,04 NS
BFun supino	r=-0,07 NS	r=-0,36 NS	r=-0,21 NS	r=-0,34 NS
BFun sentado	r=-0,25 NS	r=-0,67 NS	r=-0,19 NS	r=-0,27 NS
AFun supino	r=-0,06 NS	r=-0,36 NS	r=0,21 NS	r=0,34 NS
AFun sentado	r=0,25 NS	r=0,-0,07 NS	r=0,19 NS	r=0,27 NS
BF/AF supino	r=-0,06 NS	r=0,29 NS	r=-0,21 NS	r=-0,40 NS
BF/AF sentado	r=-0,18 NS	r=0,05 NS	r=-0,13 NS	r=-0,23 NS

NS = sem diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$); $\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio; BF = banda de baixa frequência em unidades absolutas; AF = banda de alta frequência em unidades absolutas; BFun = banda de baixa frequência em unidades normalizadas; AFun = banda de alta frequência em unidades normalizadas.

5. DISCUSSÃO

5.1. Voluntários estudados

Diversos estudos têm mostrado que as respostas fisiológicas dos sistemas orgânicos, tanto em repouso como durante o exercício físico são influenciadas por vários fatores, tais como: idade, sexo, características antropométricas, hábitos de vida, nível de condicionamento físico, condição de saúde e fatores ligados às condições ambientais (GALLO Jr *et al.*, 1995; BARBOSA, BARBOSA FILHO, DE SA, 1996; DAVY *et al.*, 1998; SCHUIT *et al.*, 1999; SILVA *et al.*, 1999; RIBEIRO *et al.*, 2000; ANGELINK *et al.*, 2001; CATAI *et al.*, 2002). Dessa forma, buscou-se neste estudo a padronização de alguns desses fatores, com especial atenção às condições ambientais.

As características de idade e massa corporal foram significativamente diferentes entre os voluntários estudados, porém vale ressaltar que esse fator não interferiu na comparação entre as diferentes metodologias de determinação do LA, nem nas correlações entre tais metodologias, já que essas análises foram feitas intra-grupos, ou seja, não sofrendo a interferência da diferença de idades.

Particular cuidado foi tomado na inclusão ou exclusão dos voluntários em cada grupo, de modo que os voluntários com infarto antigo do miocárdio selecionados se encontravam numa fase estável da doença.

Para a aplicação dos protocolos experimentais procedemos a familiarização dos voluntários com os equipamentos, com o pessoal técnico e com a metodologia aplicada. Os voluntários somente foram submetidos aos testes de esforço físico desde que suas condições fisiológicas basais estivessem estáveis e não apresentassem alterações que contra-indicassem a realização de exercício físico. Adicionalmente, procurou-se sempre aplicar os testes em sala climatizada quanto à

temperatura e a umidade relativa do ar, para que não interferissem nas respostas fisiológicas.

5.2. Protocolo de avaliação clínica cardiológica

Em relação a condição de repouso, tem sido referido que a frequência cardíaca média encontra-se entre 60 e 100 bpm (MCARDLE, KATCH, KATCH, 2003). Para os voluntários deste estudo, foram encontrados valores médios de 68 e 73bpm para os grupos SA e IM, respectivamente. Em relação a PA de repouso, os voluntários SA e IM apresentaram valores médios de PAS de 117,5 e 131,5mmHg, respectivamente e valores médios de PAD de 78,5 e 80,5mmHg, respectivamente. Segundo a IV Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial (2002), os valores apresentados pelos voluntários saudáveis estão dentro da faixa de normalidade e os dos voluntários com infarto antigo do miocárdio são classificados como limítrofes, considerando-se a PAS. Em relação ao pico do esforço, tanto os grupos SA e IM apresentaram valores de FC pico (148 e 146 bpm, respectivamente) significativamente ($p < 0,05$) inferiores aos valores preditos (167 e 161bpm, respectivamente), indicando um teste de exercício submáximo (KARVONEN, KCNTALA & MUSTALA, 1957).

A II Diretriz da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Teste Ergométrico (2002) refere, como alguns dos critérios de interrupção do teste ergométrico, o aumento da PAD até 120mmHg e o aumento da PAS até 260mmHg. Os voluntários saudáveis deste estudo apresentaram valores médios de PAS e PAD no pico do esforço de 190 e 87,5mmHg, respectivamente, enquanto que os voluntários com infarto antigo do miocárdio apresentaram valores médios de 210 e 97,5mmHg para

PAS e PAD no pico, respectivamente. Esses dados sugerem que os indivíduos apresentaram resposta adequada de pressão arterial ao estresse físico, sendo que as variações da PAD de ambos os grupos quando comparada aos valores de repouso podem estar relacionadas ao padrão de vida sedentário e baixo nível de condicionamento físico dos indivíduos saudáveis e a própria patologia associada ao sedentarismo nos indivíduos com infarto antigo do miocárdio.

5.3. Modulação autonômica da FC

No presente trabalho, utilizamos a VFC para avaliar a modulação autonômica cardíaca, por se tratar de um método não-invasivo, eficaz e de baixo custo. Estudos relatam importantes alterações da mesma em função da idade (BARBOSA, BARBOSA FILHO, DE SÁ, 1996; MIGLIARO *et al.*, 2001; MELO *et al.*, 2005) do nível de condicionamento físico (DE MEERSMAN, 1993, DAVY *et al.*, 1998; MELO *et al.*, 2005) e da presença de fatores de risco para doença da artéria coronária (DAC) (MALPAS & MALING, 1990; BARBOSA FILHO, BARBOSA, CORDOVIL, 2002) ou DAC estabelecida (BIGGER *et al.*, 1992; KLEIGER *et al.*, 1995; RIBEIRO *et al.*, 2000).

Em relação à mudança postural da posição supina para sentada, ocorrem modificações das variáveis cardiovasculares devido aos desvios hidrostáticos e respostas reflexas, causadas pelo deslocamento de sangue das extremidades superiores para as inferiores, diminuição do volume sistólico, aumento da FC para manutenção do débito cardíaco e da pressão arterial sistêmica, ativação dos mecanorreceptores arteriais e cardiopulmonares e integração de informações periféricas e centrais. Ainda tem sido observada variações na modulação vago-

simpática, envolvendo a ativação das vias eferentes simpática e menor atuação da eferência parassimpática para o coração (LINDQVIST, 1990).

No que se refere a VFC no, DF, dados da literatura mostram que em sujeitos jovens saudáveis ocorrem alterações significativas relacionadas ao aumento da banda BF e na razão BF/AF, bem como diminuição da banda AF em decorrência da mudança postural (LOW *et al.*, 1990). Da mesma forma, no trabalho de Jesus (1996), que estudou homens e mulheres, em uma faixa etária bastante ampla (de 19 a 45 anos), foram encontradas diferenças significativas das bandas de frequência mencionadas, tanto em valores absolutos como em dados normalizados, além da razão BF/AF, na transição da posição supina para a posição ortostática.

A literatura refere que o avanço da idade (BARBOSA, BARBOSA FILHO, DE SÁ, 1996; DAVY *et al.*, 1998; MIGLIARO *et al.*, 2001, MELO *et al.*, 2005), bem como a presença de cardiopatias, como infarto do miocárdio (KLEIGER *et al.*, 1995) podem provocar uma diminuição da modulação autonômica da frequência cardíaca.

Em decorrência do envelhecimento, ocorrem alterações do sistema cardiovascular, com mudanças estruturais e funcionais na sensibilidade dos tecidos, no sistema de condução cardíaco, nos vasos sanguíneos e barorreceptores, aumento da rigidez miocárdica e diminuição no enchimento ventricular, que vão refletir na hemodinâmica (WALSH, 1987). Além disso, ocorrem alterações na modulação do sistema nervoso autônomo no coração (LAKATTA & LEVY, 2003), sendo, portanto, a idade um importante determinante da VFC (TSUJI *et al.*, 1996).

Ainda, a presença de cardiopatias, bem como durante isquemia miocárdica ou infarto agudo do miocárdio (IAM) podem levar a um decréscimo principalmente na atividade do componente vagal e relativa predominância simpática. Assim, em estudos clínicos têm sido mostrado que a sensibilidade baroreflexa e a variabilidade

da frequência cardíaca estão reduzidas nas primeiras horas e dias após evento agudo de infarto do miocárdio (BINKLEY *et al.*, 1995). Porém, nesse período a VFC poderia estar sofrendo influências do processo de remodelamento do ventrículo esquerdo pós-infarto agudo do miocárdio que ocorre em duas etapas: uma fase precoce (até 72 horas) e uma fase tardia, após 72 horas (ABE, TAMURA, NASU, 2003; MARTIN, SUTTON, SHARPE, 2000) e até 6 meses pós-infarto (BIGGER *et al.*, 1991; LOMBARDI *et al.*, 1997) e que causa um predomínio na atividade simpática no coração.

No presente estudo, as alterações que ocorrem na VFC em decorrência da mudança postural e da presença de coronariopatia não foram verificadas quando realizada a análise da interação entre os grupos e a mudança de postura de supino para sentado.

Assim, nossos dados são suportados pela revisão de Perini & Veicsteinas (2003), que mostra que, com o envelhecimento em presença do sedentarismo, as alterações nos índices espectrais da VFC em relação à mudança de postura passam a não ter significância estatística, embora sejam discordantes de outros trabalhos que estudaram os efeitos da mudança postural na VFC em homens jovens saudáveis (LOW *et al.*, 1990) e homens e mulheres saudáveis em um único grupo com uma ampla faixa etária (de 19 a 45 anos) (JESUS, 1996).

Considerando-se que tem sido observada uma tendência a que ocorra uma progressiva normalização do balanço simpato-vagal após o período de remodelamento ventricular que ocorre em cerca de 4-6 meses pós IAM (BIGGER *et al.*, 1991; LOMBARDI *et al.*, 1997), a semelhança de valores dos índices de VFC observada entre saudáveis sedentários e portadores de infarto antigo do miocárdio,

no presente trabalho, pode ser devida à própria redução da VFC advinda do avanço da idade, esperada mesmo em indivíduos saudáveis.

Ressalta-se ainda que apesar de os voluntários com infarto antigo do miocárdio não terem realizado o ecocardiograma para que pudessemos nos certificar de que já tivessem ultrapassado o período de remodelamento ventricular, estes foram estudados após seis meses do evento agudo, período este em que possivelmente o processo de remodelamento ventricular já teria ocorrido.

5.4. Teste Ergoespirométrico

Durante a realização de um exercício físico dinâmico, existe a necessidade de aumentar o aporte de oxigênio e de nutrientes aos músculos em atividade. Desta forma, ocorrem alterações nas variáveis cardiorrespiratórias, de modo a manter a atividade muscular ao longo do exercício (GALLO JR. *et al.*, 1990).

O teste ergoespirométrico (ou cardiopulmonar) nos fornece um meio de evidenciar o funcionamento anormal do sistema cardiorrespiratório, que pode não ser aparente em repouso e que pode significar um processo patológico particular (European Respiratory Society, 1997). No entanto para a avaliação da normalidade das respostas ao teste de exercício devem ser considerados aspectos como idade, gênero e características antropométricas, os quais podem influenciar os resultados da ergoespirometria (NEDER *et al.*, 2001).

Em nosso estudo o protocolo de avaliação do teste ergoespirométrico foi individualizado, procurando-se uma otimização da rampa. Para isso o incremento de potência foi determinado de acordo com a fórmula proposta por Wasserman *et al.*

(1999), que leva em consideração a altura, a idade, a massa corporal e o sexo de cada voluntário.

A duração do período da rampa dos testes ergoespirométricos realizados nessa pesquisa variaram de 6:25 a 12:56 minutos. De acordo com dados de Buchfuhrer *et al.* (1983), o protocolo utilizado superou a duração mínima preconizada para a determinação do LA, que seria de 6 minutos e, ainda, ficou próximo do tempo ideal proposto para a obtenção de valores de $\dot{V}O_2$ pico ou máximo, que seria de 10 ± 2 minutos.

Entretanto, todos os voluntários, com exceção de um coronariano, não conseguiram alcançar a condição de platô de resposta do $\dot{V}O_2$ (achatamento), em condições de incremento progressivo das potências aplicadas, que é o critério utilizado para caracterização da saturação do transporte de oxigênio, na condição de exercício dinâmico (ROWELL, 1986; WASSERMAN *et al.*, 1999).

Ainda, por meio do protocolo experimental do presente estudo, foi possível identificar o LA, termo usualmente utilizado para designar o nível de potência ou de $\dot{V}O_2$ durante o esforço físico, acima do qual a produção de energia aeróbia é suplementada por mecanismos anaeróbios (WASSERMAN *et al.*, 1999).

O aumento da demanda metabólica observado em intensidades de exercício próximas ao LA ocorre principalmente em decorrência de um maior recrutamento de unidades motoras, necessárias para a manutenção da contração muscular exigida pelo exercício físico (NAGATA *et al.*, 1981; MATEIKA & DUFFIN, 1994; GLASS *et al.*, 1998; BEARDEN & MOFFATT, 2001). Com o aumento contínuo da potência aplicada, em um protocolo de exercício físico dinâmico do tipo rampa, as fibras musculares do tipo I começam a entrar em estado de fadiga a partir de uma determinada intensidade de esforço, sendo necessário então o recrutamento

adicional de fibras do tipo II, refletido por um aumento na amplitude do sinal mioelétrico (NAGATA *et al.*, 1981; MATEIKA & DUFFIN, 1994; LUCÍA *et al.*, 1997; GLASS *et al.*, 1998; BEARDEN & MOFFATT, 2001). Essas fibras, por serem energeticamente menos econômicas, promovem um aumento substancial da demanda metabólica muscular (BEARDEN & MOFFATT, 2001), que será atendida pelos ajustes promovidos pelos centros cardiovascular e respiratório bulbares (MITCHELL, 1990; GALLO JR. *et al.*, 1995; WASSERMAN *et al.*, 1999).

Um aspecto importante a ser discutido no presente estudo é que as alterações do padrão de resposta das variáveis cardiorrespiratórias e musculares mostraram-se interligadas e interdependentes. Dessa maneira, a quantificação do LA pode ser realizada pela análise do comportamento dessas variáveis, cujos aumentos desproporcionais são concernentes aos ajustes cardiorrespiratórios necessários para atender a demanda metabólica decorrente do crescente recrutamento de unidades motoras, refletido pela elevação pronunciada do índice RMS do sinal mioelétrico, que ocorre próxima ao LA.

O LA pode ser identificado por métodos invasivos, como a dosagem de concentração de lactato e/ou de bicarbonato plasmático presente no sangue (YEH *et al.*, 1983), dosagem da concentração de glicose sanguínea (SIMÕES *et al.*, 1999) ou por métodos não invasivos, como o estudo do comportamento da FC e de sua variabilidade (ALONSO *et al.*, 1998; GARCEZ *et al.*, 2001; MARÃES, 2005), por meio da análise das variáveis metabólicas e ventilatórias (CATAI, 1999; WASSERMAN *et al.*, 1999; YASBEK JR *et al.*, 2001; CATAI *et al.*, 2002) e pelo estudo da atividade muscular (JAMMES, CAQUELARD, BADIER, 1998).

A transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio tem sido foco de vários estudos nas últimas décadas. Durante um protocolo incremental a relação entre

intensidade de exercício e dos muitos parâmetros envolvidos, tais como FC, $\dot{V}E$, $\dot{V}O_2$ e lactacidemia é linear até um ponto de quebra, o qual tem sido considerado como um indicador de mudança metabólica.

A análise visual da cinética das variáveis ventilatórias $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ é referida na literatura como um método confiável na determinação do LA e está validado em relação às técnicas invasivas como, por exemplo, a dosagem de lactato sanguíneo (WASSERMAN et al., 1999).

Porém, a determinação visual do LA conta com a interpretação pessoal do avaliador, necessitando assim de um bom treinamento de toda a equipe envolvida na avaliação. Em nosso estudo, na determinação do LA pelo método visual, foram consideradas as observações de três avaliadores independentemente, sendo que se ocorresse uma variação inter-observadores maior que 10% seria considerado os dados de um quarto avaliador que não foi necessário por não ter sido encontrada grandes diferenças entre eles.

Alguns trabalhos de nosso grupo de pesquisa já vem estudando a aplicação de algoritmos para a determinação do LA (SOLER et al., 1989; CRESCÊNCIO et al., 2003; MARÃES, 2004, SAKABE, 2004; MARÃES et al., 2005), porém é necessário que essas rotinas sejam aprimoradas e aplicadas em diferentes populações para que possa ser implementada como um método automático ou semi-automático de determinação do LA.

No presente estudo, a partir do desenvolvimento de uma rotina em conjunto com o NUPEF e o Departamento de Estatística da UFSCar, utilizou-se o modelo estatístico de Hinkley, que se baseia no método da máxima verossimilhança para identificar o ponto de mudança, por meio de regressão bissegmentada, do padrão de comportamento de uma série de dados de diferentes variáveis durante um teste de

exercício dinâmico com protocolo incremental. Essa rotina foi inicialmente implementada e aplicada em alguns trabalhos realizados em nosso grupo de pesquisa em estudos com jovens saudáveis (MARÃES, 2004), homens de meia-idade saudáveis (SAKABE, 2004) e homens de meia-idade hipertensos (OTTERÇO, 2004; PESSOTI, 2005).

CRESCÊNCIO (2002) estudando um modelo matemático bissegmentado aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$ para a determinação do LA, avaliou indivíduos em diferentes faixas etárias utilizando o método da soma do quadrado dos resíduos em uma combinação de ajustes lineares e quadráticos, não encontrando diferenças estatisticamente significantes entre o ajuste linear-linear e o método visual (*gold standard*), apesar de o matemático subestimar o LA. Com a utilização do modelo estatístico de Hinkley nós não encontramos esse tipo de erro sistemático de subestimação do LA, além de não termos encontrado diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$) em relação ao método *gold-standard*, mostrando resultados encorajadores na utilização deste tipo de metodologia de análise e identificação do LA.

Sakabe (2004) utilizou a mesma rotina aplicada neste trabalho às variáveis respiratórias e metabólicas obtidas em um protocolo em rampa e não encontrou diferenças significativas em relação ao método *gold-standard* para indivíduos saudáveis de meia idade. Resultados semelhantes foram observados nos trabalhos de Marães (2004) e Otterço (2004) estudando homens jovens saudáveis e homens de meia-idade hipertensos, respectivamente.

Contudo, a avaliação do LA por meio de parâmetros respiratórios requer a utilização de equipamentos de alto custo para obtenção e manutenção, como o sistema ergoespirométrico, os quais geralmente não estão presentes na maioria das

clínicas de reabilitação cardiovascular. Por isso a FC e a EMG de superfície vem sendo estudada como formas alternativas para a determinação de tal parâmetro, o qual é muito importante para a prescrição adequada da fisioterapia cardiovascular.

Estudos com mulheres não treinadas encontraram um ponto de mudança no padrão de resposta da FC durante protocolo em degrau descontínuo, sugerindo também que o ponto de quebra no incremento da FC durante exercício dinâmico com carga crescente pode ser utilizado para se determinar o limiar de anaerobiose (HOFMANN *et al.*, 1994; BUNC *et al.*, 1995).

Nesses trabalhos também foram utilizados modelos de regressão linear, porém com tipo de protocolo diferente do utilizado no presente estudo. Além disso, nesses trabalhos o modelo de referência na comparação foi a coleta de lactato sanguíneo, porém os dados corroboram os encontrados no presente estudo, já que em ambos foi possível determinar o LA pelo modelo estatístico e este não foi significativamente diferente aos modelos de referência de comparação.

Durante os últimos anos, alguns trabalhos têm relacionado uma quebra na linearidade da atividade eletromiográfica (avaliada por ponto de mudança no comportamento do RMS ou da frequência mediana da EMG de superfície em função do tempo de exercício) ao limiar de anaerobiose. Alguns estudos mostram que o aumento no RMS da EMG de superfície reflete um maior recrutamento de unidades motoras para a manutenção do nível de força requerida (MATEIKA E DUFFIN, 1994; JAMMES *et al.*, 1998).

O ponto de mudança na EMG (limiar de anaerobiose eletromiográfico – EMG_L) tem sido detectado durante a transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio em intensidades similares ao limiar de lactato e ao limiar ventilatório

(VIITASALO *et al.*, 1985). Esse fato sugere que o limiar de eletromiografia pode ser utilizado como um método alternativo e não-invasivo de determinação do LA.

Lucía *et al.* (1997) estudou um modelo matemático bissegmentado que detectava o ponto de quebra de linearidade da relação amplitude do sinal mioelétrico do vasto lateral/potência. Nesse estudo, os autores referem que esse ponto coincide com o aumento do equivalente ventilatório do oxigênio, ou seja, com o primeiro LA quantificado pela análise das variáveis ventilatórias e metabólicas.

A detecção do EMG_L tem sido interpretado como um sinal de recrutamento adicional de fibras do tipo II durante um exercício incremental (NAGATA *et al.*, 1981; MATEIKA & DUFFIN, 1994). Mecanismos humorais, como as alterações na concentração de K^+ no meio extracelular em altos níveis de exercício parecem influenciar o mecanismo ventilatório e o processo de contração muscular, causando aumento na ventilação e estímulo a maior recrutamento de fibras musculares, tornando assim as alterações cardiorrespiratórias e musculares diretamente relacionadas (Hanon *et al.*, 1998).

Wasserman *et al.* (1990) propõem que o primeiro limiar ventilatório e as mudanças na ventilação que são observadas neste limiar são mediadas pelo aumento da atividade quimiorreceptora periférica induzida por um aumento no CO_2 não metabólico, derivado do tamponamento de íons hidrogênio da dissociação do ácido láctico produzido pela musculatura em exercício. Porém o papel dos quimiorreceptores periféricos no controle da ventilação durante exercício tem sido questionado.

Assim, Mateika & Duffin (1994) estudando o limiar eletromiográfico, utilizando protocolo incremental, em condições de normoxia, hipóxia e hiperóxia, buscando avaliar a participação conjunta dos quimiorreceptores periféricos, sugerem que a

ocorrência do aumento não linear na EMG em intensidades similares ao LA pode estar mais relacionada ao aumento da ativação neural, a qual se origina diretamente de centros motores superiores ou indiretamente via co-ativação alfa-gama de motoneurônios que inervam as fibras musculares do membro exercitado. Esses resultados mostram que a coincidência dos limiares ventilatório e eletromiográfico pode ocorrer independentemente da atividade quimiorreceptora periférica, já que tais mudanças foram observadas em hiperóxia quando a atividade quimiorreceptora periférica foi provavelmente abolida.

Esses autores ainda sugerem que as mudanças na concentração de lactato e nos quimiorreceptores periféricos não são responsáveis pelo primeiro limiar ventilatório, e sim que, o primeiro LA durante exercício incremental parece ser mediado por alterações na atividade neural que ocorrem em conjunto com o recrutamento de unidades motoras adicionais.

No presente trabalho não foram encontradas diferenças estatisticamente ($p > 0,05$) significantes entre os valores das variáveis encontradas no LA determinado pelo modelo estatístico de Hinkley aplicado ao RMS e o modelo *gold-standard*. Nossos resultados estão de acordo com o trabalho de Lucía *et al.* (1997) que estudando indivíduos pós-transplante cardíaco, em faixa etária semelhante à nossa, encontraram semelhança entre os limiares ventilatório, de lactato e eletromiográfico, confirmando os achados de estudos anteriores com indivíduos saudáveis que sugerem o uso do limiar eletromiográfico como um método de determinação do LA (NAGATA *et al.*, 1981; MORITANI *et al.*, 1984).

Viitasalo *et al.*, 1985 aplicando um protocolo incremental em cicloergômetro encontrou o limiar eletromiográfico em intensidades simultâneas aos limiares de

lactato e ventilatório, utilizando como parâmetro de limiar ventilatório a relação $\dot{V}_E/\dot{V}O_2$.

Por outro lado, Hug *et al.* (2003) estudando jovens ciclistas saudáveis, detectou dois pontos de quebra na resposta do RMS da eletromiografia, sendo que somente o segundo ponto se relacionou com o segundo LA ou ponto de compensação respiratória e o primeiro limiar eletromiográfico aconteceu significativamente antes do LA ventilatório. A diferença encontrada em relação aos nossos resultados pode estar principalmente relacionada ao tipo de protocolo utilizado, que já iniciava numa potência bastante elevada, ao tipo de análise do ponto de mudança do comportamento das variáveis, tipo e faixa etária dos voluntários estudados.

Dessa forma, há muitas discrepâncias nos resultados obtidos devido a variedade dos protocolos experimentais utilizados (contínuo – NAGATA *et al.*, 1981 ou descontínuos – MORITANI *et al.*, 1993) e a diversidade de métodos usados para se determinar os diferentes limiares. Alguns autores têm usado métodos visuais (NAGATA *et al.*, 1981); outros tem comparado *slopes*, os quais tem sido calculados usando a relação EMG-intensidade de exercício (HÉLAL *et al.*, 1987). Ainda, podem ocorrer problemas técnicos na coleta e análise do sinal eletromiográfico, além da variabilidade inter-sujeitos.

Por isso em nosso trabalho, antes do processamento matemático do sinal eletromiográfico foi realizada uma análise qualitativa do sinal coletado, garantindo que o período a ser analisado estaria livre de quaisquer interferências, principalmente às de 60Hz e harmônicas, as mais comumente encontradas. Os valores de RMS de cada voluntário também foram normalizados pelo valor mediano obtido da tabela de valores do trecho da rampa do teste ergoespirométrico de cada

respectivo voluntário. Esse procedimento foi adotado para que se minimizasse a variação inter-sujeitos desta pesquisa.

Vale ressaltar que nesse estudo optamos por usar RMS para avaliação da eletromiografia pelo fato de que grande parte dos estudos encontrados na literatura para avaliação de pontos de mudança com uso de regressões lineares referem o uso de parâmetros no domínio do tempo (MYIASHITA *et al.*, 1981; LUCÍA *et al.*, 1997; JAMMES *et al.*, 1998).

Ainda, há que ser considerado que em nosso estudo a captação da eletromiografia foi realizada apenas no músculo vasto lateral. Porém segundo Hug *et al.* (2003) que estudaram vários músculos envolvidos na atividade de pedalagem encontrou o limiar eletromiográfico em 100% dos casos apenas nos músculos vasto lateral e bíceps femoral, sendo que nos outros músculos nem sempre foi possível a detecção dos pontos de quebra no RMS. Além desse trabalho, a grande maioria dos estudos, tanto em esteira como em bicicleta, para detecção do LA por meio da EMG utilizam somente a captação do músculo vasto lateral, por este apresentar um sinal mais livre de interferências e, portanto, mais fácil de ser coletado (Nagata *et al.* 1981; Moritani *et al.* 1993; HANON *et al.*, 1997).

Nossos resultados sugerem que mesmo os indivíduos portadores de infarto antigo do miocárdio tendo mostrado menor capacidade aeróbia que os saudáveis, o padrão de resposta no momento da transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio é similar ao grupo saudável, ou seja, o ponto de mudança ou de quebra na linearidade do comportamento da $\dot{V}CO_2$, da FC e do RMS da EMG está presente e foi identificável por meio do método estatístico proposto neste estudo.

Em um trabalho preliminar de nosso grupo avaliando o primeiro LA por meio da análise da VFC e da $\dot{V}CO_2$ em pacientes com infarto antigo do miocárdio,

somente foi possível identificar o padrão de mudança quando avaliado pela $\dot{V}CO_2$, já que o índice RMSSD dos iR-R, em milissegundos, utilizado para avaliar a VFC, já se apresentava muito baixo no repouso, não se observando uma redução ainda maior e significativa na transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (TAKAHASHI *et al.*, 2003).

Assim, o método aplicado no presente estudo se mostrou eficaz na identificação do padrão de mudança das respostas das variáveis estudadas permitindo a quantificação do LA pela utilização de ferramentas de aquisição de sinais biológicos mais simples, como a FC e a EMGs.

Já que não foram encontradas diferenças significativas entre as metodologias utilizadas, optamos neste estudo avaliar comparativamente entre os grupos, as respostas da capacidade aeróbia em níveis submáximos e a potência aeróbia no pico do esforço pelo método *gold-standard*.

Utilizamos a análise das variáveis metabólicas e ventilatórias, identificando o momento do LA, por meio da observação da perda do paralelismo entre as curvas de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, com um maior aumento da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ (CRESCÊNCIO, 2002; CRESCÊNCIO *et al.*, 2003; MARÃES, 2004; SAKABE, 2004).

De acordo com os resultados deste estudo, podemos verificar que, associado ao processo de envelhecimento, a presença de cardiopatia leva a uma redução da capacidade aeróbia, estando de acordo com os dados encontrados na literatura (WASSERMAN *et al.*, 1997; KOIKE *et al.*, 2003). Segundo Pardaens *et al.* (2000) os dados obtidos em intensidades submáximas de exercício são preditores significativos de eventos cardíacos em indivíduos com insuficiência cardíaca crônica, porém com poder prognóstico inferior ao $\dot{V}O_2$ pico. Porém esses dados são muito

úteis quando o exercício máximo é contra-indicado ou não é bem tolerado pelos pacientes.

Dessa forma, a média dos valores de $\dot{V}O_2$ obtidos no momento do LA dos voluntários saudáveis, foi de 11,04 ml/kg/min, enquanto no grupo de voluntários com infarto antigo do miocárdio foi de 8,9 ml/kg/min.

Comparando-se nossos achados e os da literatura, os resultados obtidos no grupo de saudáveis é concordante com o trabalho de CHACON-MIKAHIL (1998) que estudou homens com idade média de 44,14 anos, saudáveis, sedentários, encontrando valor mediano de $\dot{V}O_2$ no LA de 11,90 ml/kg/min e com o trabalho de CATAI (1999) que estudando voluntários jovens (com idade entre 20 e 30 anos) e de meia idade (com idade entre 50 e 60 anos) encontrou valores de $\dot{V}O_2$ no LA significativamente menores no grupo de meia idade (12,8 ml/kg/min) em relação aos jovens (18,8 ml/kg/min), indicando uma menor capacidade aeróbia com o avanço da idade.

Com relação aos voluntários com infarto antigo do miocárdio, os dados do presente trabalho estão aquém aos referidos por Wasserman *et al.* (1999), em um estudo de caso com um coronariopata, cujo valor de $\dot{V}O_2$ no LA encontrado foi de 12,5 ml/kg/min. Nossos voluntários apresentaram valores maiores quando comparados aos valores encontrados por Laethem *et al.*, 2005 em grupo pós-isquemia com disfunção ventricular esquerda, porém menores que o grupo sem baixa fração de ejeção. Essas discordâncias podem ser decorrentes de diferenças em relação à idade dos voluntários, na metodologia utilizada, como o valor da rampa aplicada ou mesmo o método de determinação do LA.

Samejima *et al.* (2003), estudando cardiopatas com classes funcionais I, II e III da NYHA, encontrou valor médio de $\dot{V}O_2$ no LA de 13,6 ml/kg/min, sendo este

valor também superior ao encontrado em nosso trabalho. Porém devemos considerar o fato de que o referido autor estudou indivíduos em uma ampla faixa etária (28 – 73 anos) além de ter utilizado protocolo em esteira, uma vez que a literatura refere que nos protocolos em esteira ergométrica atinge-se valores de $\dot{V}O_2$ até 10% superiores aos valores obtidos em cicloergômetros (BUCHFUEHRER, 1983; NEDER & NERY, 2003).

Em relação aos achados encontrados neste trabalho, no que se refere ao $\dot{V}O_2$ no pico do esforço, observou-se valores medianos de 22 ml/kg/min para os voluntários saudáveis e de 16,5 ml/kg/min para os voluntários com infarto antigo do miocárdio.

Esses resultados são discordantes do estudo de BARROS NETO *et al.* (2001) que encontrou valores médios de $\dot{V}O_2$ no pico do esforço de 27,32 ml/kg/min e 37,3 ml/kg/min, para cardiopatas e saudáveis respectivamente, sendo estes maiores do que os valores medianos encontrados em nosso trabalho. Estas discrepâncias encontradas nos valores obtidos de $\dot{V}O_2$, podem ser devidas às características antropométricas e ao número de voluntários estudados; ao tipo e a precisão dos equipamentos (cicloergômetro ou esteira ergométrica) usados para aplicar a intensidade do exercício físico; ao tipo de protocolo experimental utilizado, isto é, contínuo (rampa ou degraus progressivos) ou descontínuo (degraus), bem como ao grau de otimização da intensidade aplicada (rampa) em relação à capacidade aeróbia pré teste.

Outros estudos apresentam valores semelhantes aos nossos. No estudo de CATAI (1999) e de CHACON-MIKAHIL (1998), os valores de $\dot{V}O_2$ pico encontrados para os voluntários saudáveis foram de 28 e 21,70, respectivamente. Em relação aos voluntários com infarto antigo do miocárdio, KOIKE, em 2003, estudando um

total de 164 pacientes com disfunção ventricular esquerda, encontrou valores médios de $\dot{V}O_2$ pico de $15,4 \pm 4,3$ ml/Kg/min. Ainda, Meyer *et al.* (2005) trabalhando com voluntários cardiopatas crônicos e Pardaens *et al.* (2000) avaliando pacientes candidatos a transplante cardíaco encontraram valores de $\dot{V}O_2$ pico de 17,6 ml/kg/min e 14,9 ml/kg/min, respectivamente.

Wasserman *et al.*, em 1997, estudando 130 pacientes com insuficiência cardíaca crônica, faz uma classificação da severidade da doença em relação ao $\dot{V}O_2$ pico obtido. Segundo essa classificação, indivíduos com $\dot{V}O_2$ de pico menor que 12 ml/kg/min foram considerados como doentes muito severos; $\dot{V}O_2$ de pico entre 12 e 16 ml/kg/min foram classificados como moderadamente severos; e pouco severos quando apresentaram valores dessa variável acima de 16 ml/kg/min. Apesar de em nosso estudo, trabalharmos com pacientes com infarto antigo do miocárdio, os mesmos apresentaram valores de $\dot{V}O_2$ semelhantes ao grupo classificado como pouco severo.

Por outro lado, comparando os valores médios de $\dot{V}O_2$ obtidos pelos dois grupos estudados neste trabalho, no momento do LA, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, sendo que os voluntários com infarto antigo do miocárdio apresentaram valores inferiores em relação aos voluntários saudáveis. Esses resultados são concordantes com a literatura, sugerindo que a presença de coronariopatia seja responsável por um declínio ainda maior da capacidade aeróbia, além da que é esperada com o avanço da idade (Wasserman *et al.*, 1999).

Da mesma forma que no LA, os voluntários com infarto antigo do miocárdio, também apresentaram valores de $\dot{V}O_2$ pico significativamente inferiores aos voluntários saudáveis, caracterizando assim uma menor capacidade aeróbia do grupo cardiopata. Apesar disso, com base no $\dot{V}O_2$ de pico atingido por cada

voluntário, ambos os grupos tiveram classificação aeróbia similar, sendo classificados como fracos ou muito fracos, segundo a American Heart Association.

De acordo com o estudo de Barros Neto *et al.* (2001) estudando cardiopatas, sedentários hígidos, obesos e atletas de diferentes modalidades, observou-se que os cardiopatas e obesos obtiveram valores de $\dot{V}O_2$ máximo menores que os sedentários. Em relação aos atletas, estes obtiveram $\dot{V}O_2$ máximo maiores em relação aos sedentários, e observou-se uma tendência a valores mais elevados de $\dot{V}O_2$ quanto maior é a importância do metabolismo aeróbio no desempenho de cada modalidade de esporte.

Os resultados quanto ao $\dot{V}O_2$ pico do grupo SA foram menores em valores absolutos quando comparado ao trabalho de Neder *et al.* (2001); Laethem *et al.* (2005) estudando dois grupos de cardiopatas, um com fração de ejeção normal e outro com baixa fração de ejeção encontrou valores de $\dot{V}O_2$ pico de 22 ml/kg/min e 13,6 ml/kg/min, respectivamente, sendo que o grupo IM do presente estudo apresentou valores maiores quando comparados aos valores encontrados no grupo com disfunção ventricular esquerda, porém menores que o grupo fração de ejeção normal. Essas discordâncias podem ser decorrentes de diferenças nas características da amostra estudada e na metodologia aplicada, como o valor da rampa aplicada ou mesmo o método de determinação do LA.

É importante ressaltar que em valores absolutos, as diferenças entre o $\dot{V}O_2$ dos grupos SA e IM somente atingiu significância estatística no pico do esforço, enquanto que em valores relativos, ou seja, o $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal foi significativamente menor nos indivíduos com coronariopatia tanto no LA como no pico do esforço, mostrando que quando realizamos a correção pela massa corporal,

ela se mostrou mais sensível à pequenas alterações que ocorrem em níveis submáximos.

Outro aspecto interessante se refere a potência alcançada em níveis submáximos e no pico do exercício pelos indivíduos estudados, ressaltando que os voluntários com infarto antigo do miocárdio atingiram menores valores que os saudáveis, porém sem atingir significância estatística.

Quando se analisa a relação entre a variação do $\dot{V}O_2$ e a variação da potência, do repouso até o LA e do repouso até o pico do esforço, também não encontramos diferenças significativas, sendo que os valores atingidos estão próximos dos valores de normalidade (10ml/min/W) referidos pela literatura, considerando protocolos em rampa de 10 a 20 W/min (WASSERMAN *et al.*, 1999; YASBEK JR., *et al.*, 2001)

Os voluntários IM também apresentaram valores significativamente maiores de $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ (40,3 e 47,1 no LA e no pico, respectivamente) e de $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ (32,8 e 37,5 no LA e no pico, respectivamente) em relação aos saudáveis, que apresentaram valores de $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ de 31,3 e 36,0 no LA e no pico, respectivamente e de $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ de 31,9 e 36,1 no LA e no pico do esforço, respectivamente. Wasserman *et al.* (1999) refere como valores de normalidade no nível do LA, para homens de meia idade saudáveis e sedentários, valores de 26,5 e 29,1, para $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, respectivamente, estando nossos resultados acima dos referidos nesse estudo.

Já Laethem *et al.* (2005), estudando pacientes cardiopatas encontrou valores de $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ e $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ no pico do esforço de 52,1 e 41,9, respectivamente para o grupo com reduzida fração de ejeção e valores de 40,6 e 32,8 para indivíduos sem

disfunção ventricular esquerda, estando, portanto, nossos resultados concordantes com o trabalho acima.

Por outro lado, os resultados obtidos no presente trabalho poderiam sugerir um aumento no espaço morto fisiológico ou a presença de pneumopatia associada a cardiopatia; porém essa hipótese pode ser descartada, já que os voluntários apresentaram espirometria estática dentro dos padrões de normalidade. O aumento nesses parâmetros também pode ser interpretado como uma evidência de acidemia, causando um aumento adicional na $\dot{V}E$ como tentativa de equilibrar o meio interno (Hanon et al., 1998, Wasserman et al., 1999). Sugerimos então, que a própria diminuição da capacidade aeróbia demonstrada pelos pacientes com infarto antigo do miocárdio, que apresentaram valores de $\dot{V}O_2$ menores que os saudáveis, associado ao aumento na ventilação para compensar a acidose láctica, poderia estar levando ao aumento dos equivalentes ventilatórios (WASSERMAN *et al.*, 1999). Portanto a principal limitação apresentada pelos voluntários com infarto antigo do miocárdio é cardíaca e não ventilatória, considerando-se a espirometria dentro dos padrões de normalidade.

Com relação aos valores de FC não encontramos diferenças significativas tanto no pico como em níveis submáximos de esforço entre os grupos estudados. Ainda podemos observar que em relação aos percentuais da FC no LA em relação aos valores de FC no pico, estes se apresentam dentro da faixa de normalidade descrito na literatura (WASSERMAN *et al.*, 1999), podendo ser usada como referência para a prescrição de treinamento para homens de meia idade.

Diante de tais considerações, nossos resultados confirmam a importância da avaliação da capacidade e da potência aeróbia de indivíduos submetidos a testes de exercício físico, desde que se disponha do equipamento de ergoespirometria, quer

seja em níveis submáximos (LA) ou máximos, já que o $\dot{V}O_2$ representa um importante indicador da diminuição da capacidade aeróbia na presença de cardiopatias. Ainda, como o $\dot{V}O_2$ tem sido utilizado na prescrição de treinamento físico, este poderá ser feito de forma segura, considerando-se a real capacidade de cada indivíduo.

Quando correlacionamos os dados de VFC obtidos no repouso com os de $\dot{V}O_2$ no LA e no pico do esforço, procuramos avaliar se haveria uma relação entre a modulação autonômica da FC e a capacidade e potência aeróbia.

Podemos observar que as correlações foram medianas e fracas, sendo significantes apenas quando correlacionamos o RMSSD (em supino e sentado) com $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal no LA e no pico do esforço e o $\dot{V}O_2$ absoluto no LA, BF (supino) correlacionado com o $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal no pico do esforço e AF (sentado) correlacionado com $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal no LA.

Na literatura estudada não encontramos trabalhos que buscassem essa correlação em indivíduos portadores de coronariopatia, porém Hautala *et al.* (2003), também estudando a correlação entre o $\Delta\dot{V}O_{2\text{pico}}$ e a modulação autonômica da FC durante protocolo de exercício físico em esteira ergométrica com protocolo em degrau contínuo, em indivíduos saudáveis submetidos a diferentes intensidades de treinamento físico de dois meses de duração, encontrou correlações fracas, porém com significância estatística. Assim, a ausência de correlação estatisticamente significativa em nosso estudo pode ser atribuída ao tipo de protocolo experimental utilizado associado às características da amostra estudada, bem como ao tipo de processamento e análise estatística utilizada.

Outro fator que pode ter contribuído com as baixas correlações nos voluntários com infarto antigo do miocárdio foi a ausência de diferenças estatisticamente significantes na VFC entre os grupos SA e IM relacionados à mudança de posição na condição de repouso. Ou seja, estatisticamente os dados do repouso não diferiram entre os grupos, enquanto que os voluntários saudáveis apresentaram maior capacidade e potência aeróbia durante o exercício físico, com base nos dados de $\dot{V}O_2$.

Portanto, vale ressaltar a importância da determinação de parâmetros submáximos tanto para a avaliação como para a prescrição de atividade física, sendo que o LA é uma intensidade de exercício apropriada para pacientes com coronariopatia (MEYER *et al.*, 2005). Além disso, a importância de novas técnicas para a determinação de tal parâmetro de treinamento e avaliação, sendo essas mais acessíveis a clínicas de reabilitação, traz como benefício prescrições mais adequadas de protocolos de atendimento fora dos grandes centros de estudo nessa área.

6. CONCLUSÕES

Com base nos dados obtidos no presente estudo, nós concluímos que:

A) Condição de repouso:

1. A ausência de diferenças significativamente estatísticas nos dados da variabilidade da frequência cardíaca quando analisada a interação entre os grupos e as posições estudadas pode ser devida às alterações fisiológicas do avanço da idade, associadas ao fato de que os voluntários com infarto antigo do miocárdio do presente trabalho já ultrapassaram o período de remodelamento ventricular, ou seja, estão numa fase estável da doença.

B) Condição de exercício:

1. Foi possível a determinação do limiar de anaerobiose ventilatório pelo método visual, bem como pelo método estatístico tanto para os indivíduos saudáveis como para os com infarto antigo do miocárdio;
2. Na transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio ocorrem mudanças nos padrões de resposta das variáveis cardiopulmonares e musculares periféricas no LA, seja na análise dos dados dos saudáveis como no dos com infarto antigo do miocárdio;
3. Tais mudanças são qualitativamente semelhantes entre os indivíduos saudáveis e com infarto antigo do miocárdio, sendo que o método estatístico de Hinkley utilizado neste estudo se mostrou uma ferramenta promissora para a identificação do limiar de anaerobiose, independente das diferenças quanto à capacidade e potência aeróbia;

4. Os voluntários com infarto antigo do miocárdio apresentaram menor capacidade e potência aeróbia, sendo o $\dot{V}O_2$ corrigido pela massa corporal o parâmetro que melhor identificou tais alterações;

C) Correlação entre repouso e exercício:

1. A ausência de correlações fortes entre a maioria dos índices da variabilidade da frequência cardíaca em repouso e os valores de consumo de oxigênio absoluto e corrigido pela massa corporal tanto no limiar de anaerobiose quanto no pico do esforço pode estar relacionada ao fato de os voluntários com infarto antigo do miocárdio do presente estudo apresentarem menor capacidade e potência aeróbia, sem, no entanto, apresentar uma redução significativa do balanço simpato-vagal em repouso, comparativamente aos saudáveis.

Com base nos resultados apresentados podemos concluir, de forma geral, que apesar da VFC no repouso ser um importante índice de avaliação da modulação autonômica da frequência cardíaca, não podemos utilizá-la para inferir sobre a capacidade e a potência aeróbia dos indivíduos, já que as correlações foram fracas. Os indivíduos com infarto antigo do miocárdio apresentaram menor capacidade e potência aeróbia em comparação aos saudáveis, sendo que o modelo estatístico estudado neste trabalho se mostrou eficaz para a determinação do LA em ambos os grupos estudados, independentemente da idade e da presença de patologia, o que permite a prescrição segura de atividade física tanto para indivíduos saudáveis como para portadores de infarto antigo do miocárdio.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

II Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia Sobre Teste Ergométrico. **Rev Bras Cardiol**, v.78, n.2, 2002.

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). Exercise and Physical Activity for Older Adults. **Med Sci Sports Exerc.** v. 30, n. 6, p. 992-1008, 1998.

AKSELROD, S. et al. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. **Science**, v. 213, n 4504, p. 220-2, 1981.

ALONSO, D. O., et al. Comportamento da frequência cardíaca e de sua variabilidade durante diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. **Arq Bras Cardiol**, v. 17, n. 6, p. 787-92, 1998.

ANGELINK, M. W., et al. Standardized tests of heart rate variability: normal ranges obtained from 309 healthy humans, and effects of age, gender, and heart rate. **Clin Auton Res**, v. 11, n. 2, p. 99-108, 2001.

ANTILA, K. Quantitative characterization of heart rate during exercise. **Scandinavian Jour C. La. Invest Supl**, p. 13-58, 1979.

ARNAUD, S., et al. Correlation between muscle metabolism and changes in M-wave and surface electromyogram: dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. **Muscle Nerve**, v. 20, n. 9, p. 1197-9., 1997.

ASTRAND, P. O. "Why exercise?". **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, p. 153-162, 1992.

ASTRAND, P. O.; RODAHL, K. Fisiologia Aplicada ao Trabalho. In: **Tratado de Fisiologia do Exercício**. Rio de Janeiro, 1980. p. 410 - 39.

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.

BARBOSA FILHO J, BARBOSA PR, CORDOVIL I. Autonomic modulation of the heart in systemic arterial hypertension. **Arq Bras Cardiol**. v. 78, n. 2, p. 181-195, 2002.

BARBOSA, P. R.; BARBOSA FILHO, J.; DE SA, C. A. Effects of age, sex and coronary heart disease on the autonomic modulation of the heart. **Arq Bras Cardiol**, v. 67, n. 5, p. 325-29, 1996.

BARROS-NETO, T. L.; TEBEXRENI, A. S.; TAMBEIRO, V. L. Aplicações práticas da Ergometria no Atleta. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 695-705, 2001.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive : their functions revealed by electromyography**. 5th. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

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

BIGGER, J. T. J., *et al.* Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. **Circulation**, v. 85, n. 1, p. 164-71, 1992.

BINKLEY P. F., *et al.* Differing autonomic response to dobutamine in the presence and absence of ischemia: implications for the autonomic contribution to positive inotropic intervention. **Am Heart J**, v. 130, n. 5, p. 1054-61. 1995

BROOKS, G. A. Current concepts in lactate exchange. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 8, p. 895-906, 1991.

BUCHFUEHRER, M. J. *et al.* Optimizing the exercise protocol for cardiopulmonary assessment. **J Appl Physiol**, v.55, n.5, p.1558-1564, 1983.

BUNC, V., *et al.* Verification of the heart rate threshold. **Eur J Appl Physiol**. v. 70, p. 263-269, 1995.

CAIOZZO, V. J., *et al.* A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. **J Appl Physiol.**, v. 53, n. 5, p. 1184-89, 1982.

CATAI, A. M. *et al.*, 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 Biol Res**, v. 35, n. 6, p. 741-52., 2002.

CATAI, A. M. **Estudo da capacidade aeróbia e da variabilidade da frequência cardíaca em homens jovens e de meia-idade submetidos à treinamento físico aeróbio**. 1999. 301 f. Tese (Doutorado em Biologia). Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP, Campinas, SP.

CATAI, A. M., et al. Cardiorespiratory responses during dynamic exercise using different ergometers in sedentary young men. **The Faseb Journal**, v. 10, n. p. A375, 1996.

CHACON-MIKAHIL, M. P. T. **Estudo da variabilidade da frequência cardíaca nos domínios do tempo e da frequência antes e após treinamento físico aeróbio em homens de meia idade.** 1998. 196 p. Tese (Doutorado em ciências). Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP, Campinas, SP.

CHACON-MIKAHIL, M. P. T. et al. Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of a decrease a sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. **Braz. J. Med. Biol. Res.**, v.31, n.5, p. 705-712, 1998.

CONCONI, F., et al. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. **J Appl Physiol**, v. 52, n. 4, p. 869-73., 1982.

CRESCÊNCIO, et al. Measurement of anaerobic threshold during dynamic exercise in healthy subjects: comparison among visual analysis and mathematical models. In: **Proceedings of the 30th Annual Conference of Computers in Cardiology**, Thessaloniki – Greece: The 30th Annual Conference of Computers in Cardiology, Anais... pp. 215-215, 2003.

CRESCÊNCIO, J. C. **Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos sadios. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos.** 2002. Dissertação (mestrado em Clínica Médica). Universidade de São Paulo - USP, Ribeirão Preto- SP.

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

DAVY, K. P., et al. Elevated heart rate variability in physically active young and older adult women. **Clin Sci (Lond)**, v. 94, n. 6, p. 579-84, 1998.

DE LUCA, C. J.; ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends Neurosci**, v. 17, p. 299-305, 1994.

DE MEERSMAN, R. E. Heart rate variability and aerobic fitness. **Am Heart J**, v. 125, n. 3, p. 726-31, 1993.

DEL GROSSI, R. T. **Avaliação da modulação autonômica da frequência cardíaca em homens hipertensos de meia idade no repouso e próximo limiar de anaerobise durante teste de exercício físico dinâmico descontínuo.** 2004. Dissertação (mestrado em Fisioterapia). Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP, Piracicaba - SP.

DOULALAS, A. D., et al. Evolutionary pattern and prognostic importance of hear rate variability during the early phase of acute myocardial infarction. **International Journal of Cardiology**, v. 77, p. 169-79, 2001.

ENOKA, R. M., et al. Fatigue-related changes in motor unit action potentials of adult cats. **Muscle Nerve.**, v. 15, n. 2, p. 138-50, 1992.

EUROPEAN RESPIRATORY SOCIETY. Clinical exercise testing with reference to lung diseases: indications, standardisation, and interpretation strategies. **Eur Respir J**, v.10, p.2662-2689, 1997.

FERREIRA, V. **A influência da idade e da reposição hormonal sobre a modulação autonômica do coração e o limiar de anaerobiose.** 2003. 120 p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). Instituto de Química de São Carlos, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo - USP, São Carlos, SP.

FURLAN, R. et al. Early and late effects of exercise and athletic training on neural mechanisms controlling heart rate. **Cardiovascular Res**, v. 27, p. 482-488, 1993.

GALLO JR, L., et al. Control of heart rate during exercise in health and disease. **Braz J Med Biol Res**, v. 28, n. 11-12, p. 1179-84., 1995.

GALLO JR., L., et al. Ajustes cardiovasculares ao exercício físico. Efeitos do treinamento aeróbio. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 23, n. 2, p. 101-06, 1990.

GARCEZ, A. R. R., et al. Avaliação do limiar de anaerobiose em homens com fatores de risco para doença da artéria coronária e com doença da artéria coronária. **Rev Soc Cardiol do Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 5-17, 2001.

GLASS, S. C.; et al. Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. **J Sports Med Phys Fitness**, v.38, n.1, p.47-52, 1998.

GREGOIRE, J. et al. Heart rate variability at rest and exercise: influence of age, gender, and physical training. **Can J Appl Physiol**, v. 21, n. 6, p. 455-470, 1996.

HANNINEN, O., et al. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. **Biomed Biochim Acta.**, v. 48, n. 5-6, p. S493-503, 1989.

HANON, C., et al. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. **Eur J Appl Physiol**, v. 78, n. p. 315-23, 1998.

HAUTALA, A. J. et al. Cardiovascular autonomic function correlates with the response to aerobic training in healthy sedentary subjects. **Am J Physiol**, v. 285, p. H1747-H1752, 2003.

HÉLAL, J. N.; GUEZENNEC, C. Y.; GOUBEL, F. The aerobic-anaerobic transition: re-examination of the threshold concept including an electromyographic approach. **Eur J Appl Physiol**, v.5, p.643-649, 1987.

HOFMANN, P. et al. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. **Eur J App Physiol**, v. 69, p. 132-139, 1994.

HUG, F.; et al. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. **Eur J Appl Physiol**, v. 90, n.5-6, p.643-646, 2003.

JAMMES, Y.; CAQUELARD, F.; BADIÉ, M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. **Respir Physiol**, v. 112, n. 2, p. 167-74., 1998.

JESUS, P. C. **Considerações metodológicas e caracterização de procedimentos implicados nas análises temporal e espectral da variabilidade da frequência cardíaca, para avaliação clínica do controle autonômico do coração.** 1996. 200 f. Dissertação (mestrado em Ciências da Saúde). Universidade de Brasília, Brasília - DF.

KAISER, A. A. S. **Avaliação da Modulação Autonômica de Frequência Cardíaca e Determinação do Limiar de Anaerobise de Homens Jovens Durante Repouso e em Teste de Exercício Dinâmico.** 2004. Dissertação (mestrado em Fisioterapia). Universidade Metodista de Piracicaba-UNIMEP, Piracicaba - SP.

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

KLEIGER, R. E., et al. Time domain measurements of heart rate variability. In: MALIK, M., CAMM, A.J. **Heart rate variability.** Nova York, p. 33-45, 1995.

KOIKE, A. et al. Relation between oscillatory ventilation at rest before cardiopulmonary exercise testing and prognosis in patients with left ventricular dysfunction. **Chest**. 123: 372-379, 2003.

LAETHEM, C. et al. Oxygen uptake efficiency slope, a new submaximal parameter in evaluating exercise capacity in chronic heart failure patients. **Am. Heart. J.** v. 149, p. 175-180, 2005.

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.

LINDQVIST, A. Noninvasive methods to study autonomic nervous control of circulation. **Acta Physiol Scand Suppl**, v.588, p.1-107, 1990.

LOMBARDI, F., et al. Heart rate variability as an index of sympathovagal interaction after myocardial infarction. **Am J Cardiol**, v. 60, p. 239-245, 1987.

LONGO, A.; FERREIRA, D.; CORREIA, M. J. Variabilidade da frequência cardíaca. **Rev Port Cardiol**, v. 14, n. 3, p. 241-62, 1995.

LOW, P. A., et al. The effect of aging on cardiac autonomic and postganglionic sudomotor function. **Muscle Nerve.**, v. 13, n. 2, p. 152-57, 1990.

LUCIA, A., et al. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients: a new method for anaerobic threshold determination? **Chest**, v. 111, n. 6, p. 1571-6., 1997.

MACIEL, B. C., et al. Autonomic Nervous Control of the Heart Rate During Dynamic Exercise in Normal Man. **Clinical Science**, v. 71, p. 457-60, 1986.

MALLIANI, A., et al. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. **Circulation**, v. 84, n. 2, p. 1991.

MALPAS SC, MALING TJ. Heart-rate variability and cardiac autonomic function in diabetes. **Diabetes**. v.39, n.10, p. 1177-81, 1990.

MARÃES, V. R. F. S.; et al. Identification of anaerobic threshold using heart rate response during dynamic exercise. **Braz J Med Biol Res**, v. 38, p. 731-735, 2005.

MARÃES *et al.*, Modulação do sistema nervoso autonômico na resposta da frequência cardíaca em repouso e à manobra de Valsalva com o incremento da idade. **Rev Bras Fisiot**, v. 8, n. 2, p. 97-103, 2004.

MARÃES, V. R. F. S. **Determinação do limiar de anaerobiose a partir da análise da frequência cardíaca, da eletromiografia de superfície e das variáveis ventilatórias e metabólicas durante exercício físico dinâmico**. 2004. Tese (Doutorado em Fisioterapia) - Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

MARÃES, V. R. F. S.; et al. Determinação e validação do limiar de anaerobiose a partir de metodologia de análise da frequência cardíaca e de sua variabilidade. **Rev. Soc. Cardiol. Estado de São Paulo**, v. 13, n. 4, p. 1-16, 2003.

MARÃES, V. R. F. S. **Estudo da variabilidade da frequência cardíaca durante exercício físico dinâmico em voluntários sadios**. 1999. 225p. Dissertação (Mestrado em Biologia Funcional e Molecular) - Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

MATEIKA, J. H.; DUFFIN, J. Coincidental changes in ventilation and electromyographic activity during consecutive incremental exercise tests. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 68, n. 1, p. 54-61., 1994.

MCARDLE, W. D.; KATCH; F.I., KATCH, V. L. **Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano** 5^o ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,2003. 1113p.

MELO, R. C.; et al. Effects of age and physical activity on the autonomic control of heart rate in healthy men. **Braz J Med Biol Res**, v. 38, n.9, p.1331-1338, 2005.

MEYER, T. et al. An alternative approach for exercise prescription and efficacy testing in patients with chronic heart failure: a randomized controlled training study. **Am. Heart J**, v. 149, p. 926.e-1 - 926.e-7, 2005.

MIGLIARO, E. R.; et al. Relative influence of age, resting heart rate and sedentary life style in short-term analysis of heart rate variability. **Braz J Med Biol Res**, v.34, n.4, p. 493-500, 2001.

MITCHELL, J. H. J.B. Wolffe memorial lecture. Neural control of the circulation during exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 22, n. 2, p. 141-54., 1990.

MORITANI, T.; YOSHITAKE, Y. 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. International Society of Electrophysiology and Kinesiology. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 8, n. 6, p. 363-81., 1998.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **J Appl Physiol**, v.74, p.1729-1734, 1993.

MIYASHITA, M., KANEHISA, H., NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **J Sports Medic and Physic Fitness**. v. 21, n.3, p. 209-217, 1981.

NAGATA, A., et al. Anaerobic threshold determination by blood lactate and signals myoelectric. **Jap J Physiol**, v. 31, p. 585-97, 1981.

NEDER, J. A. & NERY, L. E. **Fisiologia clínica do exercício**. 1º ed. São Paulo: Artes Médicas, 2003.

NEDER J. A et al. Reference Values for Dynamic Responses to Incremental Cycle Ergometry in Males and Females Aged 20 to 80. **Am J Respir Crit Care Med**. v. 164, p. 1481–1486, 2001.

NILSSON, J., TESCH, P., THORSTENSSON, A. Fatigue and EMG of repeated voluntary contraction in man. **Acta Physiol. Scand.**, v.101, p.194-198, 1977.

NOVAIS *et al.* Avaliação da variabilidade da frequência cardíaca em repouso de homens saudáveis sedentários e de hipertensos e coronariopatas em treinamento físico. **Rev Bras Fisiot**, v. 8, n.3, p. 207-213, 2004.

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.

PAGANI, M., et al. Spectral analysis of heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy. **J Auton Nerv Syst**, v. 23, n. 2, p. 143-53, 1988.

PARDAENS, K.; et al. Peak oxygen uptake better predicts outcome than submaximal respiratory data in heart transplant candidates. **Circulation**, v.101, p.1152-1157, 2000.

PESSOTI, E. R. **Determinação do limiar de anaerbiose 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.

PETROFSKY, J. S. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. **Eur J Appl Physiol**, v. 41, p. 1-15, 1979.

PIMENTEL, A. E., *et al.* Greater 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 anaerbiose e de outros parâmetros cardiorrespiratórios frente a testes de avaliação funcional em atletas e em sedentários.** 1997. 119p. Dissertação (Mestrado em Ciências Fisiológicas) - Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

POKAN, R., *et al.* The heart rate performance curve and left ventricular function during exercise in patients after myocardial infarction. **Med Sci Sports Exerc**, v. n. p. 1475-80, 1998.

RIBEIRO, T. F., *et al.* Heart rate variability under resting conditions in postmenopausal and young women.. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 34, n. 7, p. 871-877, 2001

RIBEIRO, T. F. *et al.* Estudo da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) a partir dos intervalos R-R de voluntários de meia-idade, saudável e coronariopata: relato de caso. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 10, n. 1, p. 1-10 (Suppl. A), 2000.

RIBEIRO, M. P.; BRUM, J. M.; FERRARIO, C. M. A spectral analysis of the heart rate. The basic concepts and their clinical application. **Arq Bras Cardiol**, v.59, n.2, p.141-149, 1992.

ROBINSON, B. F., *et al.* Control of heart rate by autonomic nervous system: studies in man on the interrelation between baroreceptor mechanisms and exercise. **Circulation Res**, v. XIX, p. 400-11, 1966.

ROWELL, L. B. *Human circulation: Regulation during physical stress*, 1ª Edição, Oxford University Press, New York, 1986.

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

SAMEJIMA, H; et al. Relation between impaired chronotropic response cardiac output during exercise, and exercise tolerance in patients with chronic heart failure. **Jpn Heart J**, v.44, p.515-525, 2003.

SANTOS, M. D. B., *et al.* Estudo da Arritmia Sinusal Respiratória e da variabilidade da Frequência Cardíaca de Homens Jovens e de Meia Idade.. Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo, São Paulo, v. 13, n. 3, p. 15-26, 2003.

SAUL, J.P. et al. Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis. **Am J Cardiol**, v. 61, n. 15, p.1292-9, 1988.

SCHUIT, A. J. et al. Exercise training and heart rate variability in older people. **Med Sci Sports Exerc**, v. 31, n. 6, p. 816-21, 1999.

SILVA, C. Análise da modulação autonômica do coração em repouso e da atividade eletromiográfica relacionada à variabilidade da frequência cardíaca durante exercício dinâmico em cicloergômetro. 2002. 88f. Dissertação (mestrado em Bioengenharia). Universidade de São Paulo - USP, São Carlos.

SILVA, C. S., et al. Investigação da variabilidade da frequência cardíaca de mulheres nos períodos manhã e noite. **Rev Bras Fisiot**, v. 5, n. 2, p. 65-71, 2001.

SILVA, E.; et al. Evaluation of electromyographic activity and heart rate responses to isometric exercise. The role played by muscular mass and type. **Braz J Med Biol Res**, v. 32, p. 115-120, 1999.

SILVA, E. et al. Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise. In: WORLD CONGRESS OF MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. **Anais...** v. 1, p. 409, 1994

SIMÕES, H. G.; et al. Blood glucose threshold and the metabolic responses to incremental exercise tests with and without prior lactic acidosis induction. **Eur J App Physiol**, v. 89, n. 6, p. 603-611, 1999.

SIROL, F. N. *et al.* Comparação dos níveis de potência e da frequência cardíaca no limiar de anaerbiose determinado por dois métodos indiretos. **Rev Bras Fisiot**, v. 9, n.2, p. 211-218, 2006.

SOLER, A. M., et al. Anaerobic threshold estimation by statistical modelling. **Braz J Med Biol Res**, v. 22, p. 795-97, 1989.

SUE, D. Y., et al. Metabolic acidoses during exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease. **Chest**, v. 94, p. 931-38, 1988.

SUTTON, J. R. VO_2 máx. New concepts on an old theme. **Med Sci Sports Exerc**, v. 24, p. 26-29, 1992.

TAKAHASHI, A. C. M.; et al. Determinação do limiar de anaerobiose pela variabilidade da frequência cardíaca e pela produção de dióxido de carbono. In: XI CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA UFSCAR. **Anais...** CD ROM, 2003.

TASK FORCE, T. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. **Circulation**, v. 93, n. 5, p. 1043-65., 1996.

TAYLOR, A. D.; BRONKS, R. Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. **Eur J Appl Physiol**, v.70, p.252-257, 1995.

TEBEXRENI, A.S.; et al. Protocolos tradicionais em ergometria, suas aplicações práticas *versus* protocolo de rampa. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 519-528, 2001.

TEIXEIRA, L. C. A. Análises do padrão de resposta da frequência cardíaca pelos métodos de séries temporais e semiparamétrico e de sua variabilidade na determinação do limiar de anaerobiose.. 2003. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Universidade de São Paulo, São Carlos - SP.

TSUJI, H. et al. Determinants of heart rate variability. **J Am Coll Cardiol**, v. 28, n. 6, p. 1539-46, 1996.

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.

WALSH, R. A. Cardiovascular effects of the aging process. **Am J Med**, v. 82 (Suppl.1B), p. 34-40, 1987.

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

WASSERMAN, K. et al. Lung function and exercise gas exchange in chronic heart failure. **Circulation**, v.96, n. 7, p. 2221-2227, 1997

WASSERMAN, D. H.; WHIPP, B. J. Coupling of ventilation to pulmonary gas exchange during nonsteady-state work in men. **J Appl Physiol**. v. 54, n.2, p. 587-593, 1983.

WASSERMAN K; BJ., W. Exercise physiology in health and disease. **Am Rev Respir Dis.**, v. 112, n. 2, p. 219-49, 1975.

WASSERMAN K; MCILROY, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. **Am J Cardiol.**, v. 14, n. p. 844-52, 1964.

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.

YEH, M. P., et al. Anaerobic threshold: problems of determinations and validation. **J Appl Physiol: Resp Environ. Exerc. Physiol**, v. 55, n. 4, p. 1178-86, 1983.

APÊNDICE A

**LABORATÓRIO DE FISIOTERAPIA CARDIOVASCULAR
NÚCLEO DE PESQUISA EM EXERCÍCIO FÍSICO (NUPEF)**

FICHA DE AVALIAÇÃO

Fisioterapeuta: _____ Avaliação número: _____
 Data:/...../..... Horário: : h Temperatura: °C
 Umidade ar:% Última refeição há: : h

I - DADOS PESSOAIS:

Nome: _____ Código: _____
 Data nascimento: _____ Idade: _____ Sexo: _____
 CPF: _____ RG: _____ UF: _____
 Local Nascimento: _____ UF: _____
 Raça: () branca () negra () amarela () vermelha
 Profissão atual (tempo): _____ Profissão anterior (tempo): _____
 Estado civil: _____ Grau de instrução: _____
 Endereço: _____
 Bairro: _____ Cidade: _____ UF: _____
 Telefone: _____ E-mail: _____
 Procedência: _____

II - ANAMNESE:

1. Possui convênio médico?

() sim Qual?: _____ () não

2. Hábitos de vida:

a) É fumante atualmente?

() Sim Cigarros/dia: _____ Há quanto tempo?: _____
 () Não

b) Já fumou antes (se a resposta anterior for não)?

() Sim Cigarros/dia: _____ Período fumante: _____ Quando parou?: _____
 () Não

c) Ingere bebida alcoólica atualmente?

- Sim Que tipo?: destilados fermentados ambos
Quantidade: Freqüência/semana: Há quanto tempo?:
 Não
- d) Já ingeriu bebida alcoólica antes (se resposta anterior for não)?
 Sim Que tipo?: destilados fermentados ambos
Quantidade: Freqüência/semana: Há quanto tempo?:
 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
Freqüência semanal: Há quanto tempo?:

 Não
- g) Já praticou alguma atividade física?
 sim Qual?: Por quanto tempo?:
 Freqüência 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

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

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

4. Antecedentes Familiares

a) Idade do Pai: Idade da Mãe:

b) Apresenta antecedentes das seguintes doenças?

	Grau Parentesco	Tipo e/ou Tempo
DCV		
Alteração de Tireóide		
Diabetes		
Dislipemia		
Obesidade		
Renais		
Pulmonares		

III - EXAME FÍSICO:

1. Sinais vitais

Padrão Respiratório: () apical () costal () diafragmático () paradoxal
 FR:.....ipm TEMP:..... °C

	PA (mmHg)	FC (bpm)
Deitado		
Sentado		

2. Exame antropométrico

Massa corporal (em kg):

Estatura (em cm):

MENSURAÇÃO (Membro Inferior)				
	Real	Aparente	Schoelmaner	Ângulo Q
Direita				
Esquerda				

3. Exame laboratoriais

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

Uréia			
-------	--	--	--

4. Exame fisioterápico

4.1 – Músculo-esquelético

a) Inspeção e palpação

b) Testes retrações musculares

	Direito	Esquerdo
Decúbito dorsal		
Ísquiostibiais		
Reto Femoral		
Iliopsoas		
Decúbito Lateral		
Tensor fáscia lata		
Decúbito ventral		
Quadríceps		
Em pé		
Tríceps sural		

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

c) Testes de força muscular

	Direito	Esquerdo
Decúbito dorsal		
Ísquiostibiais		
Reto Femoral		
Iliopsoas		
Decúbito Lateral		
Tensor fáscia lata		
Decúbito ventral		
Quadríceps		
Em pé		

Tríceps sural				
1 muito fraco	2 fraco	3 regular	4 forte	5 muito forte

5. Exames complementares

APÊNDICE B



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

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

São Carlos, 25 de setembro de 2002.



Prof. Dr. Jorge Oishi
Presidente da Comissão de Ética

APÊNDICE C

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DE PARTICIPAÇÃO NO PROJETO DE PESQUISA: "COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES METODOLOGIAS PARA DETECÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE DURANTE EXERCÍCIO FÍSICO EM CICLOERGÔMETRO DE HOMENS SAUDÁVEIS E COM INFARTO DO MIOCÁRDIO".

RESPONSÁVEL PELO PROJETO Profa. Dra. Aparecida Maria Catai.

DOUTORANDA: Luciana Duarte Novais

LOCAL DO DESENVOLVIMENTO DO PROJETO: Núcleo de Pesquisa em Exercício físico do Departamento de Fisioterapia da UFSCar, Projeto vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

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 determinar o limiar de anaerobiose pelos métodos ventilatório, pela variabilidade da frequência cardíaca e pela eletromiografia integrada de sedentários saudáveis, portadores de fatores de risco para DAC e portadores de DAC estabelecida; avaliar a resposta de variabilidade da frequência cardíaca, consumo máximo de oxigênio e eletromiografia dos voluntários estudados; correlacionar o limiar de anaerobiose obtido pelos três métodos.

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 ou sinais de doença isquêmica do miocárdio, 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 físico realizado durante seis meses.

Antes do início dos testes, 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 de vida com o início de atividades físicas regulares, a partir do início do período de treinamento físico.

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.

Seguirei com o programa de avaliação, salvo algum problema que possa surgir e que me impossibilite de participar. Ainda, tenho a liberdade de abandonar o programa a qualquer momento, caso seja de minha vontade.

São Carlos, _____ de _____ de 2005.

Assinatura do voluntário

Responsáveis:

Profa. Dra. Aparecida Maria Catai
Fone do Laboratório: (16) 3351-8705

Luciana Duarte Novais

APÊNDICE D

Tabela I. Idade e características antropométricas dos voluntários saudáveis (n=10).

Voluntários	Idade	Peso (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m)
1	57	85.00	1.70	29.41
2	50	74.00	1.73	24.73
3	55	72.00	1.64	26.77
4	50	81.00	1.65	29.75
5	53	73.50	1.68	26.04
6	53	77.00	1.70	26.64
7	51	58.00	1.69	20.31
8	50	68.00	1.69	23.81
9	50	78.50	1.66	28.49
10	58	64.00	1.57	25.96
Média	52.70	73.10	1.66	26.19
DP	3.06	8.08	0.08	2.82
Mínimo	50.00	58.00	1.57	20.31
Q1	50.00	69.00	1.64	25.03
Mediana	52.00	73.75	1.70	26.34
Q3	54.50	78.13	1.70	28.06
Máximo	58.00	85.00	1.70	29.75

IMC = Índice de massa corporal; DP = desvio padrão; Q1 = primeiro quartil; Q3 = terceiro quartil.

Tabela II. Idade e características antropométricas dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).

Voluntários	IDADE (anos)	PESO (kg)	ALTURA (m)	IMC (Kg/m²)
1	61	86.00	1.67	30.84
2	60	76.50	1.56	31.43
3	63	87.00	1.70	30.10
4	55	78.00	1.75	25.47
5	67	78.00	1.70	26.99
6	56	94.00	1.75	30.69
7	53	89.00	1.70	30.79
8	53	75.00	1.65	27.55
9	58	68.00	1.70	23.53
10	62	75.50	1.69	26.43
Média	58.8	80.7	1.69	28.38
DP	4.61	7.93	0.05	2.75
Mínimo	53.00	68.00	1.56	23.53
Q1	55.25	75.75	1.68	26.57
Mediana	59.00	78.00	1.70	28.83
Q3	61.75	86.75	1.70	30.77
Máximo	67.00	94.00	1.75	31.43

IMC = Índice de massa corporal; DP = desvio padrão; Q1 = primeiro quartil; Q3 = terceiro quartil.

Tabela III. Características clínicas dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).

Voluntários	Área do IAM	Revascularização
1	ântero-septal	Sim
2	lateral-alta	Sim
3	Íntero-lateral	Não
4	inferior	Sim
5	inferior	Sim
6	inferior	sim
7	Íntero-septal	não
8	infero-posterior	não
9	posterior	sim
10	inferior	não

Tabela IV. Medicamentos utilizados pelos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).

Voluntários	Medicamento	Dosagem (mg/dia)
1	Captopril	50 mg/dia
	Zocor	5 mg/dia
	AAS infantil	100 mg/dia
	Alupurinol	300 mg/dia
	Sustrate	10 mg (às vezes)
2	Captopril	50 mg/dia
	AAS infantil	100 mg/dia
3	Genfibrozila	600 mg/dia
	AAS	80 mg/dia
	Glifage	850 mg/dia
4	Ancoron	400 mg/dia
	Lipitol	20 mg/dia
5	Norvasc	5 mg/dia
	Moduretic (5/50)	5 mg amilorida e 50 mg hidroclorotiazida
6	Captopril	50 mg/dia
	AAS	80 mg/dia
	Sinvastatina	10 mg/dia
	Sustrate	10 mg (às vezes)
7	AAS	80 mg/dia

	AAS	80 mg/dia
8	Monocordil	20 mg/dia
	Miflazona	400 mg/dia
	AAS	80 mg/dia
9	Cincordil	40 mg/dia
	Cardizen	90 mg/dia
	AAS	80 mg/dia
10	Sinvastatina	10 mg/dia

Tabela V. Valores de frequência cardíaca, pressão arterial sistólica e diastólica no repouso, frequência cardíaca prevista e atingida no pico do exercício e pressão arterial sistólica e diastólica no pico do exercício, durante o teste de avaliação clínica-cardiológica (protocolo I), dos voluntários saudáveis (n=10).

Voluntários	Repouso			Pico do exercício				
	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FC máxima prevista (bpm)	FC máxima atingida (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	Potência (W)
1	62	120	80	163	141	185	90	178
2	64	120	80	170	138	185	90	135
3	80	110	80	165	172	190	85	155
4	74	120	80	170	169	190	90	147
5	61	115	75	167	128	190	90	136
6	60	130	80	167	132	195	85	120
7	74	110	80	169	147	190	90	134
8	70	120	80	170	141	180	85	124
9	79	110	70	170	154	185	70	153
10	60	120	80	162	161	210	100	145
Média	68,40	117,50	78,50	167,30	148,30	190,00	87,50	142,70
DP	7,95	6,35	3,37	3,06	15,19	8,16	7,55	16,91

Tabela VI. Valores de frequência cardíaca, pressão arterial sistólica e diastólica no repouso, frequência cardíaca prevista e atingida no pico do exercício, pressão arterial sistólica e diastólica e potência no pico do exercício durante o teste de avaliação clínica (protocolo I), dos voluntários com infarto antigo do miocárdio (n=10).

Voluntários	Repouso			Pico do exercício				
	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FC máxima prevista (bpm)	FC máxima atingida (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	Potência (W)
1	83	120	80	159	145	180	100	96
2	77	155	90	160	153	250	120	77
3	65	130	90	157	120	230	110	143
4	70	120	80	165	160	220	100	127
5	84	130	70	153	150	210	70	131
6	64	140	75	164	125	210	110	114
7	84	130	80	167	143	210	105	166
8	61	140	85	167	134	200	90	128
9	68	130	80	162	178	210	80	134
10	74	120	75	158	155	180	90	108
Média	73,00	131,50	80,50	161,20	146,30	210,00	97,50	122,40
DP	8,71	16,41	6,43	4,61	17,11	21,08	15,14	24,99

Tabela VII. Resultado do eletrocardiograma (ECG) durante teste de avaliação clínica (protocolo I) (n=11).

Voluntários	ECG
1	ECG de repouso com zona eletricamente inativa (ZEI) antero-septal e alteração de repolarização ventricular (ARV) em parede anterior extensa. Parte do repouso com segmento ST e ponto J infradesnivelados 1,0 mm em DII, DIII, AVF, V5 e V6 e supradesnivelado 1,0mm em V2. Teste ergométrico clínico (TEC) negativo para isquemia miocárdica.
2	ARV lateral alto. Apresentou no pico do esforço infradesnivelamento do segmento ST de 1,0 mm, padrão ascendente lento em MC5 e DII. TEC negativo para isquemia miocárdica.
3	ECG de repouso com ARV ínfero-lateral. Parte do repouso com infradesnivelamento de 0,5 mm em MC5 e DII. TEC negativo para isquemia miocárdica.
4	Sinais de necrose de parede inferior, ARV em paredes lateral e inferior. Traçado controle com segmento ST descendente em MC5 e AVF, com onda T negativa e assimétrica. Durante o esforço manteve o segmento ST descendente em MC5 e AVF, e positiva em V2. Extra-sístoles ventriculares (ESV) isoladas, polifocais, no 6º estágio de esforço, e mais freqüentes no pós-teste (algumas bigeminadas, e uma pareada). TEC negativo para isquemia miocárdica.
5	ZEI inferior e ântero-septal. ARV difusa. Parte do repouso com ponto J infradesnivelado 1,0 mm em MC5 e D2 e onda T negativa em MC5 e DII. Apresentou infradesnivelamento do segmento ST de 1,0mm em MC5 e DII no pico do esforço, mantendo padrão de ST semelhante ao pré-teste. Na recuperação ocorreu uma extra-sístole isolada. TEC negativo para isquemia miocárdica.
6	ZEI inferior. Parte do repouso com segmento ST infradesnivelado 1,0 mm em MC5. Apresentou infradesnivelamento do segmento ST de 0,5 mm em MC5 e 1,0 mm em DII, no pico do esforço, padrão ascendente lento. Déficit

6	ZEI inferior. Parte do repouso com segmento ST infradesnivelado 1,0 mm em MC5. Apresentou infradesnivelamento do segmento ST de 0,5 mm em MC5 e 1,0 mm em DII, no pico do esforço, padrão ascendente lento. Déficit cronotrópico de 23%. TEC negativo para isquemia miocárdica.
7	ECG de repouso com ZEI ífero-septal. TEC negativo para isquemia miocárdica.
8	ECG de repouso com ZEI ífero-posterior. Durante o esforço manteve segmento ST com padrão ascendente lento em AVF, com onda T positiva, e horizontal em V2 com onda T plana, sem desnivelamentos. ESV isoladas e raras no esforço e no primeiro minuto pós-teste. Apresentou déficit cronotrópico. TEC negativo para isquemia miocárdica.
9	Parte do repouso com ZEI posterior e segmento ST e ponto J supradesnivelados 0,5 mm em MC5 e V2. Durante o exercício apresentou infradesnivelamento de ST de 1,0 mm, padrão ascendente, em MC5 no pico do esforço. TEC negativo para isquemia miocárdica.
10	ZEI em parede inferior. ESV isolada. TEC negativo para isquemia miocárdica.
