

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

“DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE A PARTIR DA RESPOSTA DA
FREQUÊNCIA CARDÍACA, DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA, DO CONSUMO DE
OXIGÊNIO AO EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO DE HOMENS DE MEIA IDADE
SAUDÁVEIS E DE HIPERTENSOS”

ELISANE ROSSIN PESSOTTI

PIRACICABA

2005

ELISANE ROSSIN PESSOTTI

“DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE A PARTIR DA RESPOSTA DA
FREQUÊNCIA CARDÍACA, DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA, DO CONSUMO DE
OXIGÊNIO AO EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO DE HOMENS DE MEIA IDADE
SAUDÁVEIS E DE HIPERTENSOS”

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Fisioterapia da Universidade
Metodista de Piracicaba para
obtenção do título de mestre em
Fisioterapia.

ORIENTADORA: PROF^a. DR^a. ESTER
DA SILVA

PIRACICABA

2005

Investigação conduzida no Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Cardiovascular e de Provas Funcionais da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Metodista de Piracicaba e no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, com apoio financeiro da FAPESP, CNPQ, FAP - UNIMEP

Dedicatória

A DEUS

**POR ME DAR A VIDA E RECHEÁ-LA COM PESSOAS ESPECIAIS E
MOMENTOS INESQUECÍVEIS.**

AOS MEUS PAIS E IRMÃOS

**QUE ACREDITARAM E ME INCENTIVARAM NA BUSCA DESTE
SONHO.**

**POR SEU AMOR DEDICADO E PELA FELICIDADE QUE ME
PROPORCIONAM POR SEMPRE ESTAREM JUNTO A MIM.**

PELA ORIENTAÇÃO NAS MINHAS ESCOLHAS.

AMOS VOCÊS!!!

AOS MEUS AVÓS

**PELO APOIO E PELO AMOR CONCEDIDO EM TODO O MEU
CAMINHO**

AO MEU NAMORADO

POR SEU AMOR DEDICADO E COMPANHERISMO.

AOS MEUS AMIGOS

SEM VOCÊS COM CERTEZA ESTE CAMINHO SERIA MAIS DIFÍCIL.

Dedicatória

À PROF^a.ESTER DA SILVA

AO LONGO DESTA CAMINHADA VOCÊ ME GUIOU O CAMINHO, FEZ
COM QUE EU DESPERTASSE PARA A PESQUISA. MOSTROU A CADA
MOMENTO COMPRESSÃO, PACIÊNCIA, DETERMINAÇÃO,
INTELIGÊNCIA E DEDICAÇÃO.
CARREGAREI NA BAGAGEM DA VIDA OS ETERNOS ENSINAMENTOS
POR VOCÊ CONCEDIDO.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

MESTRE DOS LAÇOS

“Laços são feitos,
Laços são rompidos:
Viver é unir e desunir,
Laçar e proceder ao desenlace.
Quisera saber, da vida, as razões de unir;
Quisera, também, das separações.
Ainda que seja de aparência forte, o laço,
Amanhã, num átimo, pode se desfazer;
E, se frágil se mostra,
Amanhã definitivamente
Podem soldar-lhe as circunstâncias.
Diante disso,
Da imponderável disposição e solidez de cada laço,
E da nossa inconstante destreza,
Até onde podemos, por nós mesmos, obter êxito?
Quando agregar?
Quando dissociar?
Com que força?
Ora acertamos na conexão,
Ora falhamos no desligamento,
Ou o contrário
— casualmente fazendo como do programado.
Infelizes são as vezes em que
Acabamos por colocar laços,
Sufocando mananciais da alma,
E causamos hemorragia
Naquilo que deveria permanecer represado,
Na nossa ânsia de desatar.
Por essas incertezas,
E por sermos permanentemente reclamados pela vida
A gerir sobre nossos próprios laços,
Seja primordial aquele que atemos a Deus,
Que nos remete além da teimosia e estreiteza humanas.
Ele, o Grande Mestre dos Laços,
Somente Quem discerne,
Com a perícia que jamais compreenderemos totalmente,
Aquilo que se ate ou se aparte,
Bem como suas devidas horas.”

(Wesley Costa)

Meu eterno agradecimento ao meu professor poeta.

RESUMO

PESSOTTI, E.R. *Determinação do limiar de anaerobiose a partir da resposta da frequência cardíaca, da atividade mioelétrica, do consumo de oxigênio ao exercício físico dinâmico de homens de meia idade saudáveis e de hipertensos* 2005. p.97. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba.

Os objetivos do presente estudo foram: avaliar a potência aeróbia no pico do teste incremental a partir das respostas cardiorrespiratórias, metabólicas e musculares; determinar o limiar de anaerobiose (LA) pelo método visual (MV) e pelo modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC), produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), RMS do sinal eletromiográfico e comparar a capacidade aeróbia no pico e no LA de homens saudáveis e de hipertensos. Metodologia: Foram estudados 20 voluntários do sexo masculino, sendo 10 sedentários saudáveis (GS), idade em mediana de 53 anos e 10 portadores de hipertensão arterial leve (GH), 57,5 anos, durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R), com incrementos de potência variando de 10 a 15 Watts/min. Os dados de FC e dos intervalos R-R (iR-R) foram coletados batimento a batimento, em tempo real, durante o TEFDC-R. A eletromiografia de superfície (EMGs) do músculo vasto lateral e as variáveis ventilatórias foram também coletadas durante o TEFDC-R. Análise dos dados: o LA foi determinado por duas diferentes metodologias, sendo: MV e o MH aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS do sinal eletromiográfico. Metodologia estatística: Testes não-paramétricos, para amostras pareadas de Wilcoxon, para comparações inter os grupos o de Mann-Whitney, comparação múltiplas Friedman (ANOVA) e o teste de correlação de Spearman entre a potência e o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) em ml/min obtido no nível do LA, determinada pela metodologia visual. Nível de significância de 5%. Resultados: não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$) dos valores de potência, consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$), $\dot{V}CO_2$, FC e RMS no LA determinado pelo MV em relação ao MH aplicado aos dados de FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS do sinal eletromiográfico inter e intragrupos. Em relação ao pico do exercício TEFDC-R não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) intra e intergrupos. para todas as variáveis estudadas. Foram encontradas fortes correlações sendo estatisticamente significativas ($p<0,05$) entre os valores de potência e $\dot{V}O_2$ no LA determinado pelo método visual para o GH ($r_s=0,87$, $p=0,001$) e para o GS ($r_s=0,82$, $p=0,005$). Conclusões: O MH mostrou-se eficiente na detecção do ponto de mudança no comportamento da FC, $\dot{V}CO_2$ e do RMS do sinal eletromiográfico tanto para o GS quanto para o GH. As respostas similares apresentadas pelo GS e GH refletem que o sedentarismo pode levar à redução da capacidade aeróbia constituindo um importante fator de risco à saúde. A ausência de diferenças estatisticamente significantes dos modelos matemáticos na quantificação dos parâmetros mensurados no LA em relação ao método visual das variáveis ventilatórias permite que a prescrição de atividade física possa ser elaborada de forma segura, baseada nos valores detectados pelas metodologias matemáticas.

ABSTRACT

PESSOTTI, E.R. Determination of the anaerobic threshold based on the response of the heart rate, myoelectric activity, oxygen uptake during dynamic exercise in healthy and hypertensive middle-aged men 2005.p. Dissertation (Master's degree in Physiotherapy) – Physiotherapy Post Graduation Program, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba.

The purposes of this study were: evaluate and compare the functional capacity of middle-aged hypertensive and healthy subjects; correlate the visual ventilatory method (MV) with Hinkley mathematic model method (MH) in assessing anaerobic threshold (AT) applied to heart rate (HR) data, carbon dioxide output ($\dot{V}CO_2$) data and RMS index of SEMG activity data. Methods: twenty male subjects were studied, being ten healthy sedentary men and ten mild arterial hypertensives, during a ramp continuous dynamic physical exercise test (RCDPET) with a load increment ranging from 10 to 15 W/min. HR data and R-R intervals were obtained beat-to-beat in real time during RCDPET. Vastus lateralis SEMG activity and the ventilatory variables were also collected during the RCDPET. Data analysis: the AT was detected by two different methods: MV and MH applied to HR data, RMS index of SEMG activity and $\dot{V}CO_2$. Statistical analysis: non-parametric tests were used: Wilcoxon, for paired samples, Mann-Whitney, for group comparison and Mann-Whitney. Spearman correlation test was also used. The significance level for all tests was set at 5%. Results: no significant statistical differences were found in power output values, HR, oxygen uptake ($\dot{V}O_2$), $\dot{V}CO_2$ and RMS at the AT determined by the MV compared the MH applied to HR data, RMS index of SEMG activity and $\dot{V}CO_2$. As for the RCDPET exercise peak, no significant statistical difference was found inside and between the groups for all the variables studied. Strong correlations were found being statistically representative among power output values and $\dot{V}O_2$ at AT determined by the visual method both for the GH (rs=0,87, p=0,001) and for the GS (rs=0,82, p=0,005). Conclusion: MH proved to be efficient in detecting the moment of change in the behavior of HR, $\dot{V}CO_2$ and RMS of SEMG for the GS and the GH. The similar responses shown by GS and GH reflect that a sedentary pattern of life may lead to a reduction in the aerobic capacity thus representing an important risk factor for health. The absence of significant statistical differences of the mathematic models in measuring the parameters at AT in relation to the visual method of the ventilatory variables allows the prescription of physical activity to be safely elaborated, based on the values detected by the mathematic methods.

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1. Ilustração do posicionamento dos eletrodos negativo, positivo e neutro para a captação da derivação MC5.....32
- FIGURA 2: Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau, com carga de aquecimento de 4 Watts (W), durante 2 minutos e incrementos de 25 em 25 W a cada 3 minutos, até a exaustão física do voluntário.....34
- FIGURA 3. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, com 1 minuto de repouso pré-teste, carga de aquecimento de 4 Watts (W) durante 4 minutos, seguido de incrementos de 15 W/min, até a exaustão física do voluntário.....37
- FIGURA 4. Ilustração da montagem experimental do protocolo II. Sistema de medidas de variáveis ventilatórias e metabólicas MedGraphics CPX/D (A), módulo condicionador de sinais de eletromiografia de superfície (EMGs) (B), monitor cardíaco (C), computadores interfaceados com o módulo condicionador de sinais com o monitor cardíaco (D), cicloergômetro de frenagem eletromagnética (E), posicionamento dos eletrodos de superfície do eletrocardiograma (F) e da eletromiografia (G).....38
- FIGURA 5. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, por meio do eletrocardiograma, batimento a batimento, em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R na condição de exercício de um dos voluntários estudados (GH2). As linhas verticais delimitam o início e o final do exercício físico dinâmico.....39
- FIGURA 6. Ilustração do local de posicionamento dos eletrodos para registro do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral direito, no ventre muscular, na distância média entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur.....4
- 1
- FIGURA 7. Ilustração do sinal mioelétrico coletado durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa. A parte destacada está representada

detalhadamente no gráfico inferior, onde observa-se, em destaque, um trecho de repouso (A) e um de contração muscular (B).....42

FIGURA 8. Espectro de potência do sinal mioelétrico (linha preta) coletado durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, de um dos voluntários estudados . As linhas vermelha e azul representam o limite superior e inferior do espectro de potência, respectivamente.....44

FIGURA 9. Sinal mioelétrico (A) e RMS (B) em função do tempo, referentes às contrações do músculo vasto lateral de um dos voluntários estudados, durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.....4

5

FIGURA 10. Aparato bucal utilizado pelo voluntário para a coleta das variáveis ventilatórias e metabólicas durante o teste em rampa, em A: pneumotacógrafo de Pilot, B: *sampleline*, C: peça bucal com coletor de saliva, D: pinça e E: suporte para aliviar o peso da peça bucal.....47

FIGURA 11. Ilustração da tela do *software Breeze Suíte 5.3.007*, com as variáveis

$\dot{V}O_2$ (curva vermelha), $\dot{V}CO_2$ (curva azul), VE (curva verde) e FC (curva preta) plotadas em valores de médias móveis de 8 respirações em função do tempo, de um dos voluntários estudados. Na parte superior, estão representadas as curvas do incremento de potência (azul) e da velocidade de pedalada (vermelho). É possível observar a tabela de dados plotados em tempo real, a cada ciclo respiratório, de um dos voluntários estudados (GS4).....

48

FIGURA 12. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca, batimento a batimento, em função do tempo, de um dos voluntários estudados. A reta vertical determina o ponto de mudança do comportamento da frequência cardíaca. O tempo apresentado na parte inferior do gráfico foi considerado o tempo de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia.....50

FIGURA 13. Padrão de resposta da produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) em ml.min respiração a respiração, da frequência cardíaca (FC) captada batimento a batimento, em tempo real e do índice RMS da EMGs a cada contração do músculo vasto lateral da coxa direita durante o teste

de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa do GH2.....53

FIGURA 14. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de FC

(bpm), $\dot{V}CO_2$ (ml/min), e RMS do O tempo apresentado na parte inferior dos gráficos foi considerado o tempo de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia para cada variável (GH1).....

54

FIGURA 15. Análise de distribuição dos dados de frequência cardíaca em batimentos

por minuto de um dos voluntários estudados (GH1). Em A está representada a curva de Gauss e o histograma do número de observações e em B os valores obtidos em relação aos esperados.....5

6

FIGURA 16. Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado

pelo método visual gráfico ventilatório (gold standard) e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC),

produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) RMS do sinal do GH (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$

61

FIGURA 17. Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado

pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC), produção de

gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) RMS do sinal do GS (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$

62

FIGURA 18. Valores de frequência cardíaca, em batimentos por minuto (bpm), no

limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC) intra e inter grupos (n=20). Nível de significância $\alpha= 5\%$

63

FIGURA 19. Valores de $\dot{V}O_2$, ml/kg/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$ dos grupos estudados GH (n=10) e GS (n=10). Nível de significância $\alpha = 5\%$64

FIGURA 20. Valores de $\dot{V}CO_2$, ml/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$ dos GH (n=10) e GS (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$ 65

FIGURA 21. Comparação entre os valores de RMS em μV , no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de RMS intra e inter grupos GH e GS (n=20). Nível de significância $\alpha= 5\%$66

FIGURA 22. Correlação entre os valores de potência (W) e $\dot{V}O_2$ (ml/min) no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias do GH (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$67

FIGURA 23. Correlação entre os valores de potência (W) e $\dot{V}O_2$ (ml/min) no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias do GS (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$68

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. Idade e características antropométricas do grupo hipertenso estudado (GH), (n=10). Valores apresentados em média, desvio padrão (DP) e mediana.....5
7

TABELA 2. Idade e características antropométricas do grupo sedentário estudado (GS), (n=10). Valores apresentados em média, desvio padrão (DP) e mediana.....5
8

TABELA 3. Valores de potência (W), FC (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min), classificação aeróbia, $\dot{V}CO_2$ (ml/min) e RMS do sinal eletromiográfico (μV), no pico do TEFDC-R entre os GH e GS, (n=20).60

TABELA 4. Valores percentuais de potência (W), frequência cardíaca (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min), $\dot{V}O_2$ (ml/min), $\dot{V}CO_2$ (ml/min) e RMS (μV), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) em relação ao pico do TEFDC-R e entre os grupos estudados.....6
9

TABELA 5. Descrição dos resultados eletrocardiográficos (ECG) realizado durante o TEFDC-D pelos voluntários do GH (N=10).94

TABELA 6. Descrição dos resultados eletrocardiográficos (ECG) realizado durante o TEFDC-D pelos voluntários do GS (n= 10).
93

TABELA 7. Resultados dos exames laboratoriais de glicemia. uréia e creatinina. em miligramas por decilitro de sangue (mg/dl); triglicérides. colesterol total. LDL. HDL. em miligramas por 100 mililitros de sangue (mg/100ml). dos voluntários do GH (n=10). Valores expressos em média. desvio padrão (DP) e mediana.94

TABELA 8. Resultados dos exames laboratoriais de glicemia. uréia e creatinina. em miligramas por decilitro de sangue (mg/dl); triglicérides. colesterol total. LDL. HDL. em miligramas por 100 mililitros de sangue (mg/100ml). dos voluntários do GS (n=10). Valores expressos em média. desvio padrão

(DP) e mediana.
95

TABELA 9. Dados de pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em milímetros de mercúrio (mmHg), da frequência cardíaca (FC) em batimentos por minuto (bpm) na condição de repouso sentado; da frequência cardíaca máxima prevista (FC máx prev) e da frequência cardíaca máxima atingida (FC atingida) em bpm e da potência pico em Watts (W) obtidos durante o TEFDC-D de avaliação da capacidade funcional realizados pelos GH (n=10). Valores expressos em média, desvio padrão (DP) e mediana.....96

TABELA 10. Dados de pressão arterial sistólica (PAS) e diastólica (PAD) em milímetros de mercúrio (mmHg), da frequência cardíaca (FC) em batimentos por minuto (bpm) na condição de repouso sentado; da frequência cardíaca máxima prevista (FC máx prev) e da frequência cardíaca máxima atingida (FC atingida) em bpm e da potência pico em Watts (W) obtidos durante o TEFDC-D de avaliação da capacidade funcional realizados pelos GS (n=10). Valores expressos em média, desvio padrão (DP) e mediana.97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS:

% = porcentagem

°C = graus Celsius

μ V = microvolt

AF = alta frequência

Ag = prata

AgCl = cloreto de prata

ATP = adenosina trifosfato

BF = baixa frequência

bpm = batimentos por minuto

BTPS = "body temperature and pressure, saturated with water vapor"

cm = centímetro

CO₂ = gás carbônico

DII = derivação bipolar referente à diferença de potencial entre os eletrodos posicionados no braço direito (negativo) e na perna esquerda (positivo)

DP = desvio padrão

ECG = eletrocardiograma

EMGs = eletromiografia de superfície

FC = frequência cardíaca

FFT = "fast Fourier transform" (transformada rápida de Fourier)

FR = frequência respiratória

H⁺ = hidrogênio

HCO₃⁻ = bicarbonato

Hz = Hertz

IMC = índice de massa corporal

iR-R = intervalos R-R

kg = quilograma

kg/m² = quilograma por metro ao quadrado

KHz = KiloHertz

LA = limiar de anaerobiose

LAV = limiar de anaerobiose ventilatório

m = metro

MBF = muito baixa frequência

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

MHz = MegaHertz

min = minuto

ml = mililitro

mm = milímetro

mmHg = milímetro de mercúrio

Mmol/l = milimoles por litro

mV = milivolt

ms = milissegundos

n° = número

O₂ = oxigênio

PA = pressão arterial sistêmica

PAD = pressão arterial diastólica

PAS = pressão arterial sistólica

r = coeficiente de correlação

R = onda "R" do eletrocardiograma

RER = razão de trocas respiratórias

RMS = "root mean square"

rpm = rotações por minuto

rs = coeficiente de correlação de Spearman

s = segundos

SNA = sistema nervoso autônomo

SNP = sistema nervoso parassimpático

SNS = sistema nervoso simpático

T = onda "T" do eletrocardiograma

TEFDC-D = teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau

TEFDC-R = teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa

UFSCar = Universidade Federal de São Carlos

UNICAMP = Universidade de Campinas

UNIMEP = Universidade Metodista de Piracicaba

USP = Universidade de São Paulo

V = Volts

VC = volume corrente

VCO₂ = produção de gás carbônico

V2 = derivação precordial no quarto espaço intercostal ao lado esquerdo do esterno

VE = ventilação

VFC = variabilidade da frequência cardíaca

VL = vasto lateral

$\dot{V}O_2$ = consumo de oxigênio

$\dot{V}O_2$ máx = consumo máximo de oxigênio

vs. = versus

W = Watts

SUMÁRIO:

1.	
INTRODUÇÃO.....	20
2. REVISÃO DA LITERATURA	
22	
3. OBJETIVOS	
28	
4. CASUÍSTICA E	
MÉTODOS.....	29
4.1 Aspéctos	
éticos.....	29
4.2 Local de realização do estudo.....	29
4.3 Voluntários	
estudados.....	29
4.4 Preparação e controle ambiental da sala dos procedimentos	
experimentais.....	29
9	
4.5 Avaliação	
inicial.....	30
4.5.1 Avaliação clínica e	
fisioterapêutica.....	30
4.5.1.1	
Anamnese.....	30
4.5.1.2 Avaliação	
fisioterapêutica.....	31
4.5.1.3 Linha de base da pressão arterial	
(PA).....	31
4.5.1.4 Exames laboratoriais de	
rotina.....	31
4.5.1.5 Exame	
eletrocardiográfico.....	32
4.5.1.6 Protocolo I: Teste de exercício físico dinâmico contínuo	
do	
degrau.....	33
tipo	

4.6 Critérios de inclusão.....	34
4.7 Realização do teste de exercício físico dinâmico do tipo rampa.....	35
4.8 Procedimentos para captação das variáveis estudadas.....	38
4.8.1 Procedimentos para a captação dos dados da frequência cardíaca.....	38
4.8.2 Procedimentos para a captação da (EMGs).....	39
4.8.2.1 Equipamento.....	39
4.8.2.2 Colocação dos eletrodos da EMGs.....	40
4.8.2.3 Processamento do sinal mioelétrico.....	41
4.8.3 Procedimentos para a captação das variáveis ventilatórias e metabólicas.....	45
4.8.3.1 Ergoespirometria.....	45
4.9 Metodologia de análise dos dados.....	48
4.9.1 Métodos de análise para determinação do LA.....	48
4.9.2 Método de análise visual gráfica das trocas gasosas para determinação do limiar de anaerobiose (LAV) durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (MV).....	50
4.9.3 Método do modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MH-FC), $\dot{V}CO_2$ (MH- $\dot{V}CO_2$) e RMS do sinal eletromiográfico (MH-RM).....	52
4.10 Metodologia estatística.....	55
5. RESULTADOS.....	57
5.1 Casuística.....	57

5.2 Teste ergométrico de avaliação clínica.....	59
5.3 Teste ergoespirométrico: avaliação das variáveis potência, frequência cardíaca, consumo de oxigênio.....	59
5.4 avaliação das variáveis potência, frequência cardíaca, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico e rms do sinal emgs, no TEFDC- R, na determinação do LA pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e pelo modelo matemático de Hinkley.	60
5.5 Correlação entre os valores de potência e consumo de oxigênio no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias.....	66
5.6 Percentual dos valores de potência, frequência cardíaca, consumo de oxigênio relativo e absoluto e produção de gás carbônico no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (MV) em relação aos valores no pico do exercício e comparação intergrupos.....	69
6. DISCUSSÃO.....	70
7. CONCLUSÃO.....	78
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	79
APÊNDICE A.....	90
APÊNDICE B.....	91
APÊNDICE C.....	93

1 INTRODUÇÃO

O transporte do oxigênio é um processo complexo que envolve diversos sistemas tais como: sistema cardiorrespiratório, mecanismos de transporte (hemoglobina e mioglobina) e enzimas oxidativas.

O parâmetro fisiológico que melhor reflete o funcionamento deste processo é o consumo máximo de oxigênio ($\dot{V}O_2$ máx) ou pico de oxigênio e seus valores no limiar de anaerbiose (LA) (WASSERMAN et al., 1994; GALLO JR et al., 1995; CHACON-MIKAHIL et al., 1998). O consumo máximo de oxigênio pode ser definido como o maior volume de oxigênio por unidade de tempo que um indivíduo consegue captar respirando ar atmosférico durante o exercício (HILL & LUPTON, 1923), sendo alcançado quando se atingem níveis máximos de débito cardíaco e de extração periférica de oxigênio (*apud* BARROS NETO, 1996), e não sendo ultrapassado com maior carga de trabalho muscular (MITCHELL, SPROULE, CHAPMAN, 1958; TAYLOR, BUSKIRK, HENSCHERL, 1955).

No entanto, nem sempre o $\dot{V}O_2$ máx é observado, principalmente em indivíduos sedentários e portadores de alguma patologia, uma vez que a interrupção do exercício é decorrente de sintomas como dores nos membros inferiores e/ou no peito e/ou sintomas cardiorrespiratórios. Nestes casos, o $\dot{V}O_2$ pico do indivíduo é obtido no final do exercício, correspondendo a um valor inferior ao $\dot{V}O_2$ máx previsto e que depende da intolerância ao exercício aplicado e não é representativo de um nível de saturação fisiológica no transporte do oxigênio. Desta forma, o $\dot{V}O_2$ máx ou pico reflete a capacidade máxima ou próxima desta de um organismo captar, transportar, liberar e utilizar o oxigênio, principalmente pela musculatura ativa (KAWAMURA, 2001).

Em níveis submáximos o $\dot{V}O_2$ pode ser quantificado a partir do limiar de anaerbiose (LA) (NEDER & NERY, 2003). Diversas metodologias têm sido utilizadas na determinação do LA tais como a análise da lactacidemia, na qual, segundo Heck et al. (1985), o LA é determinado pelo ponto onde o acúmulo de ácido láctico no sangue é de 4 mmol/l; análise das variáveis ventilatórias, sendo que estudos referem o LA como ponto onde ocorre um aumento desproporcional da ventilação pulmonar (VE) e da produção de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) em relação

ao $\dot{V}O_2$, ou seja, pela perda da linearidade do comportamento dessas variáveis, apesar da manutenção da linearidade do $\dot{V}O_2$ (WASSERMAN et al., 1999); pela análise do comportamento da frequência cardíaca (FC), para a qual, em estudos prévios do nosso grupo de pesquisa, Sakabe (2004) e Marães (2004), propuseram que o LA pode ser detectado como o ponto onde as respostas da FC perdem a sua linearidade em relação ao aumento de potência, em testes incrementais; e pelo estudo da eletromiografia (EMG), que, segundo Mateika & Duffin (1994); Sakabe (2004); Marães (2004), dá-se no ponto onde ocorre um aumento não sustentado do índice “Root mean square” (RMS), que representa a raiz quadrada da média do sinal eletromiográfico coletado. Porém, verifica-se escassez de estudos nesta linha de pesquisa com portadores de disfunção cardiovascular.

Ressalta-se que indivíduos sedentários atingem o LA e o consumo de oxigênio máximo ou pico em níveis de potência inferiores a indivíduos treinados de mesma faixa etária (CHACON-MIKAHIL et al., 1998). Da mesma forma, com o avançar da idade, ocorre uma diminuição progressiva da capacidade física decorrente dos processos fisiológicos característicos do envelhecimento (CATAL et al., 2002; PIMENTEL et al., 2003). A proporção para este declínio, idade associada, é de aproximadamente 5-15% por década em indivíduos sedentários, a partir dos 25 anos (AMERICAN COLLEGE OF SPORT MEDICINE, 1998). Tem sido reportado que o $\dot{V}O_2$ máx de portadores de hipertensão de grau leve obtido durante teste cardiopulmonar apresenta-se reduzido em relação a indivíduos saudáveis na mesma faixa etária, segundo Fagard (1988) e Smith (1992).

Diante deste contexto, na prática fisioterapêutica tem-se proposto programas de tratamento utilizando o exercício físico como forma de terapia e instrumento primordial na reabilitação de pacientes portadores de fatores de risco e ou com doenças cardiovasculares. Para a prescrição adequada do exercício físico, programas de tratamento baseados no LA têm sido propostos, tendo em vista o baixo risco de intercorrências clínicas durante a realização do mesmo.

Desta forma, o presente estudo tem como objetivos avaliar e comparar a capacidade aeróbia no pico e no LA durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, a partir das respostas cardiorrespiratórias, metabólicas e musculares de homens de meia idade saudáveis e de hipertensos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Grande ênfase tem sido dada às medidas, não farmacológicas, de mudanças dos hábitos de vida para prevenção e controle dos fatores de risco para doenças cardiovasculares, tais como: sedentarismo, hipertensão arterial, obesidade, diabetes mellitus, dislipidemias, idade, tabagismo, entre outros. Dentre estas medidas, vêm-se destacando a prática regular de exercícios físicos como componente importante na melhoria da qualidade de vida. Nas últimas décadas, uma série de estudos e revisões tem constatado o papel benéfico de programas de exercícios aeróbios na redução dos níveis de pressão arterial (PA) de indivíduos hipertensos (HAGBERG, 2000; AMERICAN HEART ASSOCIATION, 2003; MONTEIRO, 2004). Desta forma, torna-se necessária a compreensão e a quantificação de alguns parâmetros fisiológicos que indiquem a melhor sobrecarga aos sistemas biológicos em atividade.

Durante o exercício físico dinâmico, a interação entre os complexos sistemas orgânicos depende fundamentalmente dos sistemas cardiovascular, respiratório, metabólico e muscular, de modo a adequar o transporte de oxigênio para manter, ao longo do tempo, a formação de adenosina trifosfato (ATP) e restaurar as reservas que foram consumidas (GALLO JR. et al., 1995).

A interação entre os sistemas pode ser compreendida por meio da caracterização de três diferentes mecanismos de controle: 1) controle neural central – a ativação de regiões do córtex motor responsáveis pelo recrutamento de unidades motoras, do músculo esquelético, necessárias para a realização da atividade física, concomitantemente com a de áreas cardiovasculares na medula oblonga, estabelecem o nível basal da atividade eferente simpática e parassimpática que determinam os ajustes cardiovasculares, facilmente observados no início do exercício; 2) controle neural reflexo periférico – também responsável pelos ajustes cardiorrespiratórios ao exercício físico, originado a partir de impulsos ascendentes das terminações nervosas musculares das fibras dos grupos III e IV, respectivamente sensíveis a estímulos mecânicos e metabólicos locais, e que estão diretamente relacionadas com o tipo e a intensidade do exercício realizado (MITCHELL, 1990); e 3) comando cardiogênico – influenciado pelo retorno venoso e pelo fluxo de gás carbônico aos pulmões, originando informações aferentes à área cardiovascular do bulbo, promovendo ajustes cardiorrespiratórios ao exercício físico (WASSERMAN, 1999).

O parâmetro fisiológico que melhor reflete esta interação é o $\dot{V}O_2$ medido durante o exercício máximo, pico ou submáximo. Em exercícios com aumento de potência progressiva, o $\dot{V}O_2$ se eleva de maneira aproximadamente linear, até o ponto onde acréscimos de potência não mais o modificam formando um platô, indicando a saturação nos sistemas de transporte do oxigênio. Geralmente, em indivíduos saudáveis, os fatores limitantes para o transporte de O_2 são o coração e os músculos em atividade (ROWELL, 1986; CRESCÊNCIO, 2002).

Entretanto, o $\dot{V}O_2$ máx nem sempre é obtido em indivíduos sedentários ou portadores de patologia, uma vez que o exercício físico é interrompido, em potências inferiores, por sinais e/ou sintomas como dores nos membros inferiores e/ou no peito e/ou sintomas cardiorrespiratórios, neste ponto o caracterizamos como $\dot{V}O_2$ pico (YAZBEK et al., 2001; CRESCÊNCIO, 2002; NEDER & NERY, 2003).

Wasserman et al. (1994) demonstraram que o transporte de O_2 também pode ser medido em níveis de exercício submáximo a partir do LA, sem provocar um estresse máximo ao organismo. Além disso, este parâmetro é útil para a prescrição de treinamento físico aeróbio para diferentes tipos de populações, como cardiopatas e portadores de fatores de risco para doença da artéria coronária (hipertensos, indivíduos de meia idade com padrão de vida sedentário) e também tem sido empregado no diagnóstico de patologias degenerativas cardiovasculares, respiratórias, musculares e metabólicas (BEAVER, 1986; SVEDAHL & MACINTOSH, 2003). O limiar de anaerobiose ventilatório (LA_{V1}) corresponde ao valor submáximo de potência e $\dot{V}O_2$, no qual ocorre um aumento de gás carbônico proveniente do tamponamento dos íons H^+ resultantes da dissociação do ácido láctico formado durante o exercício. A partir deste momento, ocorre um aumento da produção de ácido láctico pelo músculo desproporcional à sua remoção pelos processos de captação e metabolização celulares no fígado, músculos inativos, coração e outros tecidos do organismo. O aumento da concentração sanguínea de íons H^+ promove estímulo ao centro respiratório, localizado no bulbo, por via humoral ou por meio dos quimiorreceptores periféricos, o que, por sua vez, provoca modificações das respostas das trocas gasosas, tais como aumento da ventilação pulmonar (VE) e da $\dot{V}CO_2$. A VE e a $\dot{V}CO_2$ aumentam mais rápida e desproporcionalmente em relação ao consumo de oxigênio correspondente. Inicialmente, a VE 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 ($VE/\dot{V}O_2$) (WASSERMAN et al., 1999; CRESCÊNCIO, 2002).

Em intensidades superiores, a VE passa a aumentar desproporcionalmente ao $\dot{V}CO_2$, causando um aumento no equivalente ventilatório do CO_2 ($VE/\dot{V}CO_2$). Esta resposta ventilatória reflete a compensação da ventilação ao estímulo da concentração aumentada de íons H^+ aos quimiorreceptores, sendo este fenômeno conhecido como ponto de compensação respiratória ou LAV_2 (WASSERMAN et al., 1999).

A possibilidade de se medir o LA por métodos ventilatórios, usando-se de procedimentos não invasivos, permitiu grandes avanços no estudo do transporte de O_2 em indivíduos saudáveis e, principalmente, em pacientes com doenças cardiorrespiratórias, segundo Wasserman et al., (1994 e 1999). Estas metodologias têm sido consideradas como as mais consagradas e são determinadas pelo aumento desproporcional da ventilação pulmonar e da produção de dióxido de carbono em relação à captação de oxigênio (trocas gasosas) (WASSERMAN et al., 1999). Trabalhos recentes têm proposto a análise do LA pela perda da linearidade do comportamento $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$, assim como pelo ponto de inflexão destas variáveis detectado a partir de modelos matemáticos (CRESCENCIO, 2002; SAKABE, 2004; MARÃES, 2004).

Modesti et al. (1994), analisando o LA por métodos ventilatórios, referem que os portadores de hipertensão leve alcançam o LA antes, quando comparado com indivíduos saudáveis na mesma faixa etária.

Entretanto, outras metodologias têm sido propostas em protocolos do tipo incremental, na tentativa de determinar o LA, dentre elas as respostas da frequência cardíaca (FC) e da eletromiografia de superfície (EMGs).

Diversos estudos, com ou sem bloqueio farmacológico, demonstraram que a resposta da FC durante o exercício físico dinâmico é mediada por modificações na atividade dos eferentes simpático e parassimpático, e que a relativa contribuição destas aferências estão na dependência da intensidade e duração do exercício (GALLO Jr. et al., 1988). A taquicardia no início do exercício físico dinâmico é

mediada por um mecanismo bifásico, inicialmente envolvendo a inibição do tônus vagal (período em que ocorre um aumento consideravelmente rápido da FC). Em potências de esforço, inferiores às correspondentes ao LA, a retirada vagal parece ser o único mecanismo responsável pela taquicardia induzida pelo exercício. Em potências de esforço acima do LA, o aumento lento e linear da FC se deve à predominância de participação do sistema nervoso simpático e esta estimulação aumenta de intensidade proporcionalmente ao aumento do nível de esforço (GALLO Jr et al., 1990; 1995; TULPPO et al., 1996)

Ribeiro et al. (1985) relatam um aumento não-linear da FC ao incremento de potência durante o exercício físico dinâmico incremental, mas que o ponto de mudança na resposta da FC coincidia com a compensação respiratória, e não com o limiar de anaerobiose, proposto por Conconi et al. (1982).

Outros trabalhos referem que o ponto de mudança da FC está associado ao LA ventilatório em teste incremental (SAKABE, 2004; MARÃES et al., 2003). 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.

De Luca et al. (1982); De Luca & Erim, (1994), têm sugerido que as maiores contribuições do recrutamento das unidades motoras (UMs) podem ocorrer em níveis de força muscular relativamente mais baixos, enquanto a contribuição no aumento da frequência de disparo das unidades motoras torna-se mais importante em níveis mais elevados de trabalho. Skinner et al., (1980) relacionam a atividade das UMs com seus respectivos tipos de fibras musculares, lentas (oxidativas) ou rápidas (glicolíticas) e o LA. Outros autores referem que o aumento progressivo na frequência de descarga das UMs já ativadas e/ou de algumas recém recrutadas ocorreria para compensar o déficit na força desenvolvida, em consequência do suprimento de ATP para as fibras musculares oxidativas de contração lenta, pela fosforilação oxidativa, torna-se insuficiente e deve ser suplementado pela reserva de energia disponível através da glicose anaeróbia, levando, desta forma, a uma acidose metabólica (NAGATA et al., 1981).

Matsumoto et al. (1991) e Jammes, Caquelard, Badier (1998) relatam que, através da análise dos sinais mioelétricos que refletem o recrutamento das UMs e a frequência de disparo das mesmas, evidencia-se um determinado ponto no qual ocorre um incremento mais acentuado e não-linear do recrutamento muscular, representado pela análise de amplitude do sinal, sendo que tal fato ocorre para que

haja o suprimento adequado da demanda exigida nos músculos em atividade. Este ponto de mudança no padrão de recrutamento das UMs teria relação com o LA.

Lucía et al. (1997), Glass et al. (1998), e Bearden & Moffatt (2001) mostraram a existência de um aumento não-linear da EMGs em relação ao incremento de potência durante a realização de teste de exercício físico dinâmico incremental. Este comportamento pode ser estudado pela análise da amplitude do sinal mioelétrico. Para se avaliar a resposta do sinal obtido tem sido proposta a utilização do índice “Root mean square” (RMS), que representa a raiz quadrada da média do sinal eletromiográfico coletado. O RMS da amplitude do sinal eletromiográfico está diretamente relacionado com o recrutamento de UMs e, conseqüentemente, com um maior ou menor grau de atividade muscular frente ao exercício físico (MATEIKA et al., 1994; ARNAUD et al; 1997). Jammes, Caquelard, Badier (1998) referem que os valores de RMS aumentam proporcionalmente em relação à intensidade de exercício, durante teste de exercício incremental em cicloergômetro.

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

Otterço (2004), estudando hipertensos, relata que existe uma correlação entre o ponto de mudança das respostas cardiorrespiratórias e musculares na transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio.

Diante do exposto, o LA tem sido utilizado como um parâmetro fisiológico útil na avaliação da capacidade funcional bem como na prescrição de treinamento físico aeróbio para diferentes tipos de populações, como cardiopatas e portadores de fatores de risco para doença da artéria coronária (hipertensos, indivíduos de meia idade com padrão de vida sedentário). No entanto, a utilização dos equipamentos de ergoespirometria é restringida, na maioria das vezes, a laboratórios de pesquisa, tendo seu acesso limitado pelo alto custo na aquisição desse tipo de equipamento, bem como sua manutenção e complexo manuseio. Desta forma, o presente estudo também propõe o desenvolvimento de novas metodologias para a identificação do limiar de anaerobiose por métodos não-invasivos, como pela frequência cardíaca, e

pela análise da eletromiografia de superfície, comparando estas técnicas com a análise visual gráfica das variáveis ventilatórias e metabólicas, uma vez que este é um método bastante estudado e documentado na literatura. A utilização destas novas metodologias traria enormes benefícios na prática clínica da avaliação de indivíduos submetidos a esquemas terapêuticos farmacológicos e não-farmacológicos (como por exemplo, programas de treinamento físico), uma vez que são técnicas mais simples e menos onerosas em relação a utilização do equipamento de ergoespirometria, que tem um custo elevado e não está presente na maioria dos ambulatórios de atendimento a população.

3 OBJETIVOS

- 1) Avaliar a potência aeróbia no pico do teste incremental a partir das respostas cardiorrespiratórias, metabólicas e musculares de homens de meia idade saudáveis e de hipertensos.
- 2) Determinar o LA pelo método visual e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado a FC, $\dot{V}CO_2$ e RMS do sinal eletromiográfico.
- 3) Comparar a capacidade aeróbia no pico e no LA entre homens saudáveis e hipertensos.

4 CASUÍSTICA E MÉTODOS

4.1 Aspectos éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, com parecer nº 065/2002 (Apêndice A).

Todos os voluntários foram informados sobre os procedimentos experimentais aos quais seriam submetidos, bem como do caráter não-invasivo dos mesmos. Foram também esclarecidos quanto ao sigilo das informações colhidas durante a realização do trabalho, resguardando-se suas identidades. Os indivíduos que concordaram em participar assinaram um termo de consentimento pós-informado (Apêndice B), de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde (196/96).

4.2 Local de realização do estudo

Os testes foram realizados no Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico (NUPEF) do Laboratório de Fisioterapia Cardiovascular, da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) e no Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Cardiovascular e de Provas Funcionais (LPFTCV-PF) da Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP).

4.3 Voluntários estudados

Foram estudados 20 voluntários do sexo masculino, sendo 10 saudáveis com padrão de vida sedentário (GS), e 10 portadores de hipertensão arterial leve ativos ocupacionais (GH). A classificação da hipertensão foi de acordo com as IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial (2002). As idades e características antropométricas estão apresentadas nas tabelas 1 (GH) e 2 (GS).

4.4 Preparação e controle ambiental da sala de procedimentos experimentais

A sala onde foram realizados os experimentos teve suas condições ambientais controladas artificialmente, de forma que a temperatura e umidade relativa do ar variassem entre 22° e 25°C e entre 40% e 60%, respectivamente. Para a aferição dos valores de temperatura e umidade relativa do ar utilizou-se um higrotermômetro Hygrometer Thermo Clock (Templec™). O controle da temperatura

foi realizado por um aparelho de ar condicionado modelo Mini Split (Tempstar). Para verificação da pressão barométrica foi utilizado um barômetro de Torricelli.

Com o objetivo de preparar a sala de experimentos e garantir que as condições ambientais pré-teste fossem ideais, os pesquisadores chegavam ao laboratório cerca de 1h30min antecipadamente. Neste tempo eram realizados os procedimentos de calibração de todos os equipamentos utilizados nos testes, bem como a arrumação de todos os utensílios e acessórios que seriam usados.

Previamente à realização dos protocolos experimentais, os voluntários foram submetidos a testes-piloto com o objetivo de familiarizá-los com os equipamentos, protocolos, e também com os pesquisadores responsáveis pelos testes.

Os voluntários foram orientados a: fazer uma refeição leve pelo menos 2 horas antes do teste; comparecer com roupas e calçados à prática de atividade física; não ingerir bebidas alcoólicas e/ou estimulantes (café, chocolates, chás) 24 horas antes dos testes; e não praticar atividades físicas intensas como corrida, caminhada longa no dia anterior e no dia do teste; ou, do contrário, as variáveis cardiovasculares, respiratórias, músculo-esquelética e metabólicas poderiam ser influenciadas.

Na preparação do indivíduo para a realização dos testes, fez-se a limpeza e a abrasão da pele e, quando necessário, a tricotomia no tórax e/ou no membro inferior direito, para a adequada colocação dos eletrodos de registro do eletrocardiograma (ECG) e eletromiografia de superfície (EMGs). A limpeza e a abrasão da pele foram realizadas utilizando-se álcool e algodão. Tomou-se cuidado especial neste procedimento, de modo a garantir a menor impedância possível da pele aos eletrodos.

Após estes procedimentos os voluntários permaneciam cerca de 15 minutos em repouso na posição supino para que as variáveis cardiovasculares, pressão arterial e frequência cardíaca estivessem adaptadas às condições ambientais e o voluntário se encontrasse relaxado e preparado para o teste.

4.5 Avaliação inicial

4.5.1 Avaliação clínica e fisioterapêutica (SILVA & CATAI, 2000):

As avaliações clínica e fisioterapêutica constam dos seguintes itens:

4.5.1.1 Anamnese

Constando de uma ficha de avaliação, dados pessoais, hábitos de vida, antecedentes familiares, história pregressa e atual de possíveis doenças.

4.5.1.2 Avaliação fisioterapêutica

Constou da aplicação de uma ficha de avaliação fisioterapêutica contendo: exame físico de inspeção geral, avaliação postural, testes de provas de função muscular específicas, mensuração dos membros inferiores e superiores, medidas antropométricas (peso, altura e índice de massa corporal), aferição da FC (bpm), pressão arterial sistólica e diastólica em repouso, ausculta cardíaca e pulmonar.

4.5.1.3 Linha de base da pressão arterial (PA)

Foi realizado um registro da pressão arterial sistólica (PAS) e da pressão arterial diastólica (PAD), ambas (mmHg), durante 5 dias não-consecutivos, para obtenção do perfil pressórico dos voluntários. Previamente à aferição, os voluntários permaneciam 15 minutos em repouso na posição supino para que houvesse uma medida controle de FC e PA. A pressão arterial foi aferida nas posições supino, sentado e em pé, sendo 2 medidas em cada posição intervaladas de 5 minutos, em ambos os membros superiores. Utilizou-se do método auscultatório na região da artéria braquial, sendo os valores de PAS (mmHg) determinados no momento do aparecimento do primeiro som (fase I de KOROTKOFF) e os valores de PAD (mmHg) no desaparecimento do som (fase V de KOROTKOFF). Este procedimento foi aplicado para todas as coletas de PA durante o estudo.

Para a realização das medidas utilizou-se um esfigmomanômetro de coluna de mercúrio (Wan Méd). Os voluntários compareceram sempre no mesmo horário para evitar interferências circadianas e a aferição era feita sempre pelo mesmo avaliador.

Para chegarmos aos valores de PAS e PAD foi feita uma média dos valores brutos obtidos nos membros superior direito e esquerdo nas posições supino, sentado e em pé, dos cinco dias de aferição.

4.5.1.4 Exames laboratoriais de rotina

Todos os voluntários foram submetidos a exames clínicos e laboratoriais (triglicérides, glicemia, colesterol (total, LDL, HDL), urina (tipo I), ácido úrico e creatinina), e os resultados estão expressos na tabela 7 para o GH e tabela 8 para o GS (Apêndice C).

4.5.1.5 Exame eletrocardiográfico

Foi realizado um eletrocardiograma (ECG) convencional de 12 derivações na posição supino e registro da derivação MC5 e de DII e V2 modificadas nas posições supino, sentado e em hiperventilação. Para o registro destas derivações, os eletrodos foram dispostos da seguinte maneira: para MC5, o eletrodo negativo foi posicionado no ápice do manúbrio esternal, o eletrodo positivo no quinto espaço intercostal na direção da linha axilar anterior esquerda (correspondente a V5) e o eletrodo neutro foi posicionado no quinto espaço intercostal direito. A figura 1 ilustra a derivação MC5. Para DII, o eletrodo negativo foi posicionado no mesmo espaço correspondente à MC5 e o eletrodo positivo no sexto espaço intercostal esquerdo na linha axilar anterior; para V2, o eletrodo positivo foi posicionado no quarto espaço intercostal esquerdo.

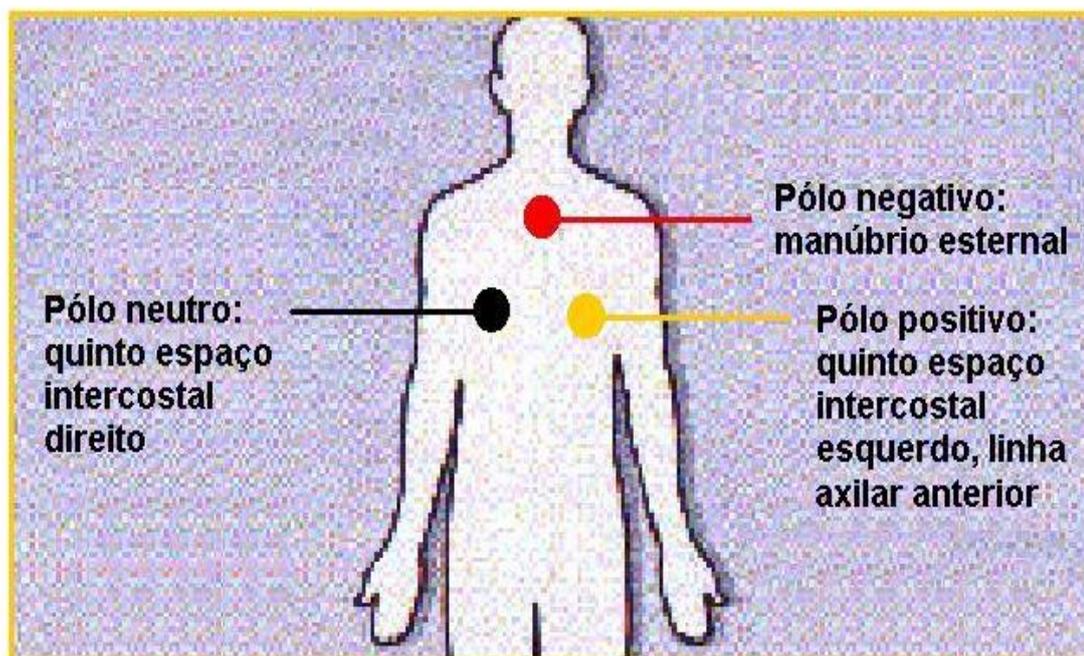


FIGURA 1. Ilustração do posicionamento dos eletrodos negativo, positivo e neutro para a captação da derivação MC5.

4.5.1.6 Protocolo I: Teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau.

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, assim como diagnosticar possíveis alterações como isquemia do miocárdio e/ou patologias cardiovasculares associadas que contraindicassem a prática de exercício físico. Este teste foi conduzido por um médico cardiologista e acompanhado pela pesquisadora.

A frequência cardíaca foi captada e monitorizada por um monitor cardíaco *ECAFIX TC 500* e os eletrodos utilizados para a captação da FC foram os de carbono ativado, *Carbocone (VERSATEC MFG INC – USA)*. Para a aferição da pressão arterial pelo método auscultatório na artéria braquial foi utilizado um esfigmomanômetro (TYKOS) e um estetoscópio (LITTMANN).

Previamente ao início do teste foram realizadas medidas de PA e FC nas posições supino, sentado e em hiperventilação.

Na figura 2 está representado o esquema do protocolo I, o qual foi realizado em cicloergômetro de frenagem eletromagnética (*Corival Ergometer 400*), na posição sentada, sendo que o incremento de potência era controlado externamente por um microprocessador modelo *Workload Program*, ambos da marca *Quinton (Groningen, The Netherlands)*. O protocolo tinha início com potência de aquecimento de 4 Watts (W) durante um período de 2 minutos e, após este período, eram incrementados 25 W a cada 3 minutos, até a exaustão física ou surgimento de sinais e/ou sintomas limitantes como: fadiga de membros inferiores, cansaço físico geral, informação de algum sintoma limitante (tonturas, náusea, arritmias, taquicardia, sudorese excessiva, angina, desconforto no aparelho osteomioarticular, dentre outras). Durante o teste os voluntários foram também monitorizados continuamente nas derivações MC5, DII e V2 modificadas e as aferições da FC, da PA e do registro eletrocardiográfico foram realizados nos 30 segundos finais de cada nível de potência e nos 1º, 3º, 6º e 9º minutos de recuperação.

Foi solicitado ao voluntário: manter a frequência de pedalada em 60 rotações por minuto (rpm) durante todo o teste, não realizar contração isométrica com os membros superiores ao segurar o guidão da bicicleta, não tentar comunicar-se verbalmente e sim por sinais previamente combinados, no caso do aparecimento de sintomas decorrentes do exercício físico.

Após o período de recuperação, foi realizado novamente um ECG convencional de 12 derivações.

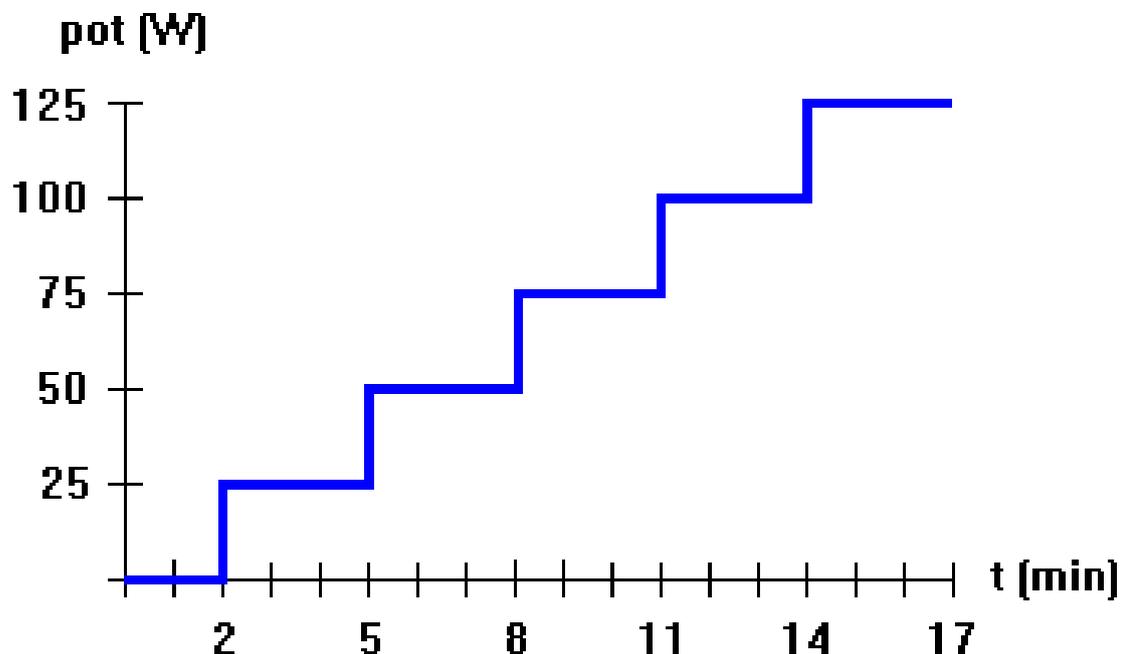


FIGURA 2. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo degrau, com carga de aquecimento de 4 Watts (W), durante 2 minutos e incrementos de 25 em 25 W a cada 3 minutos, até a exaustão física.

4.6 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, teste ergométrico e/ou exames laboratoriais; não fossem portadores de doenças cardiovasculares, respiratórias, osteomioarticulares e/ou metabólicas; não estivessem utilizando nenhum tipo de medicamento, não tabagistas, não etilistas ou usuários de drogas que causem dependência química, fossem classificados com capacidade aeróbia fraca segundo a *American Heart Association* (2003), e que não estivessem participando de programas de treinamento físico”.

Para a participação dos voluntários portadores de hipertensão, os mesmos deveriam: não utilizar medicações anti-hipertensivas, cardioativas e antivertiginosas durante o período de realização dos testes experimentais; ter ausência de quaisquer patologias do sistema respiratório e músculo esquelético; apresentar o ECG com

diagnóstico negativo para isquemia do miocárdio, além de exames laboratoriais em níveis próximos da normalidade ou controlados para idade; não ser tabagistas e/ou etilistas e/ou usuários de drogas que causem dependência química.

4.7 Realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R).

- Protocolo II: Teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (TEFDC-R).

Foi solicitado ao voluntário: manter a frequência de pedalada em 60 rotações por minuto (rpm) durante todo o teste, não realizar contração isométrica com os membros superiores ao segurar o guidão da bicicleta, não tentar comunicar-se verbalmente e sim por sinais previamente combinados, no caso do aparecimento de sintomas decorrentes do exercício físico.

Este protocolo foi realizado com o objetivo de determinar a capacidade aeróbia funcional e o limiar de anaerobiose ventilatório, avaliar a resposta da frequência cardíaca e a atividade muscular durante o exercício físico, assim como determinar os pontos de mudança nos comportamentos da FC, RMS do sinal mioelétrico e da produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) e correlacioná-los com o ponto determinado pela análise do limiar de anaerobiose ventilatório.

O protocolo II consistiu de um período de um minuto de repouso sentado no cicloergômetro, quatro minutos de aquecimento em potência de 4W para ajustes das funções cardiorrespiratórias e, posteriormente, incrementos de potência que variavam de 10 a 15w/min, segundo a fórmula proposta por Wasserman et al. (1999) (equação 1), até que os voluntários alcançassem a FC máxima prevista pela idade ou que os voluntários manifestassem sinais de fadiga física. O incremento de carga foi controlado pelo sistema de medidas de variáveis ventilatórias e metabólicas (CPX/D MedGraphics). A montagem experimental (figura 3) e na figura 4 o esquema do protocolo II.

Equação 1:

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

Onde: N = 14 para mulheres e 20 para homens Altura em cm; idade em anos; peso corporal em kg

As variáveis ventilatórias e metabólicas, a FC e a EMGs foram captadas e registradas durante todo o período dos testes. No período de recuperação pós-exercício, que consistiu de 2 minutos em carga de 25 W seguidos de 2 minutos de repouso após a interrupção da pedalada, as medidas ventilatórias e a FC foram registradas por todo o período e a EMGs somente durante a recuperação ativa. A PA foi registrada antes do início do teste, a cada 3 minutos e também em todo o período de recuperação.

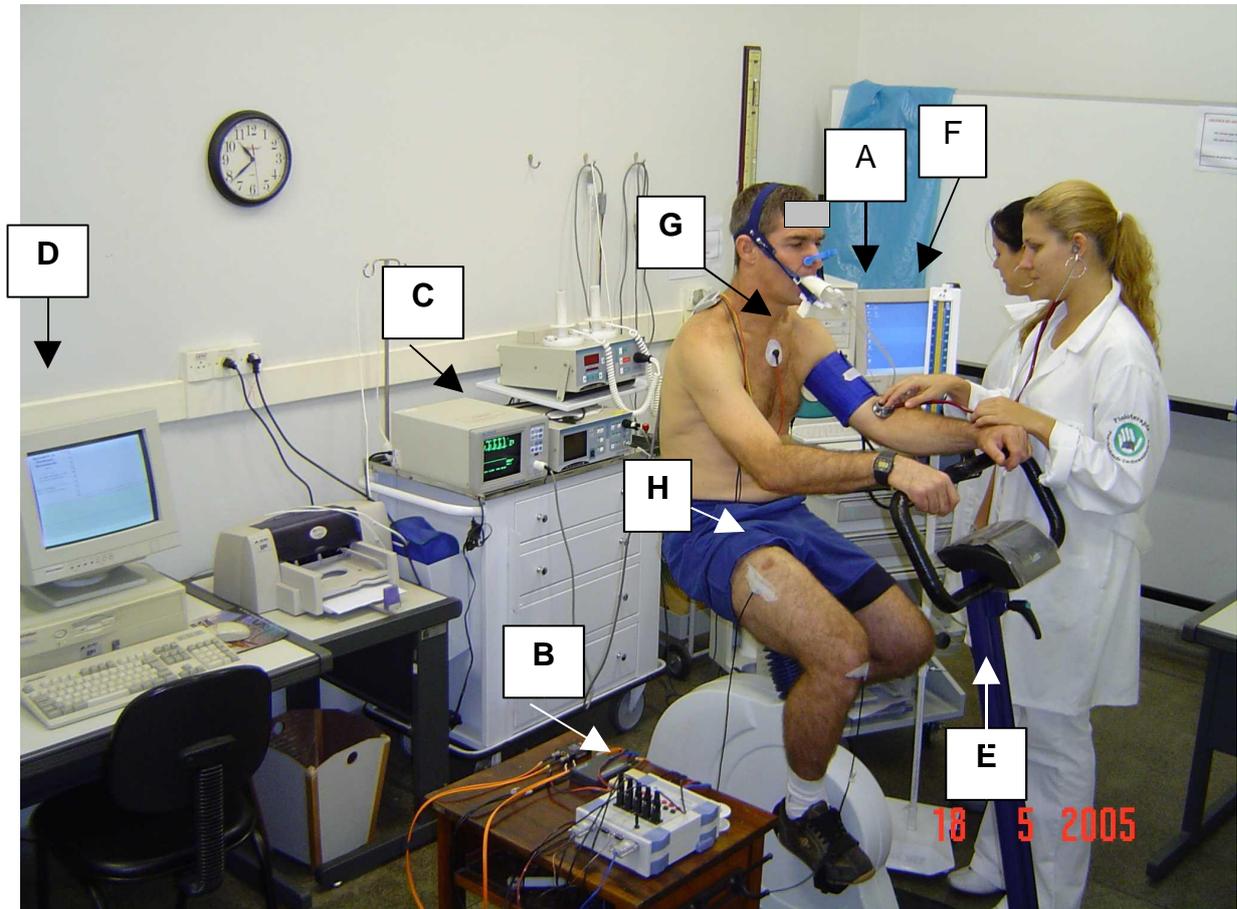


FIGURA 3. Ilustração da montagem experimental do protocolo II. Sistema de medidas de variáveis ventilatórias e metabólicas (A), módulo condicionador de sinais de eletromiografia de superfície (EMGs) (B), monitor cardíaco (C), computadores interfaceados com o módulo condicionador de sinais de com o monitor cardíaco (D), cicloergômetro de frenagem eletromagnética (E), esfigmomanômetro (F), posicionamento dos eletrodos de superfície do eletrocardiograma (G) e da eletromiografia (H).

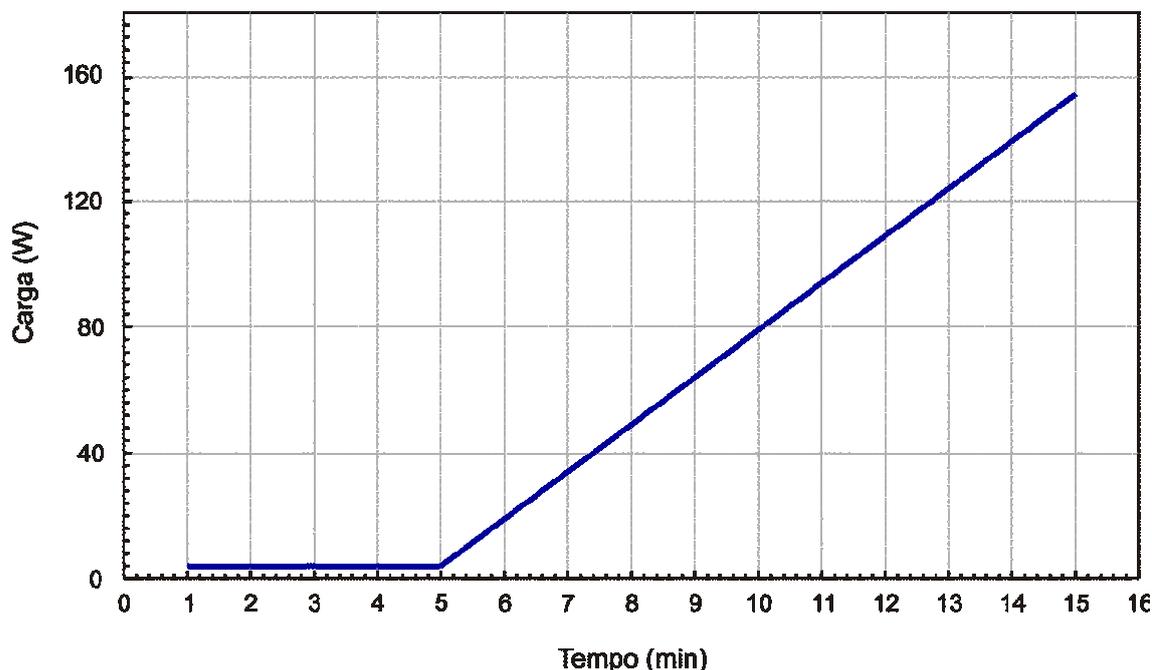


FIGURA 4. Representação esquemática do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, com 1 minuto de repouso pré-teste, carga de aquecimento de 4 Watts (W) durante 4 minutos, seguido de incrementos de 15 W/min, até a exaustão física do voluntário (GH1).

4.8 Procedimentos para a captação das variáveis estudadas

4.8.1 Procedimentos para a captação dos dados da frequência cardíaca.

A frequência cardíaca foi obtida e calculada a partir dos intervalos R-R (iRR) do eletrocardiograma na derivação MC5, com eletrodo negativo posicionado no ápice do manúbrio, o positivo na região do quinto espaço intercostal na linha axilar anterior esquerda e o eletrodo neutro no quinto espaço intercostal direito. Tal disposição foi escolhida para obter uma maior diferença entre os picos das ondas R e T, dos sinais eletrocardiográficos.

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

A figura 5 mostra a aquisição da FC a partir do eletrocardiograma, durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.

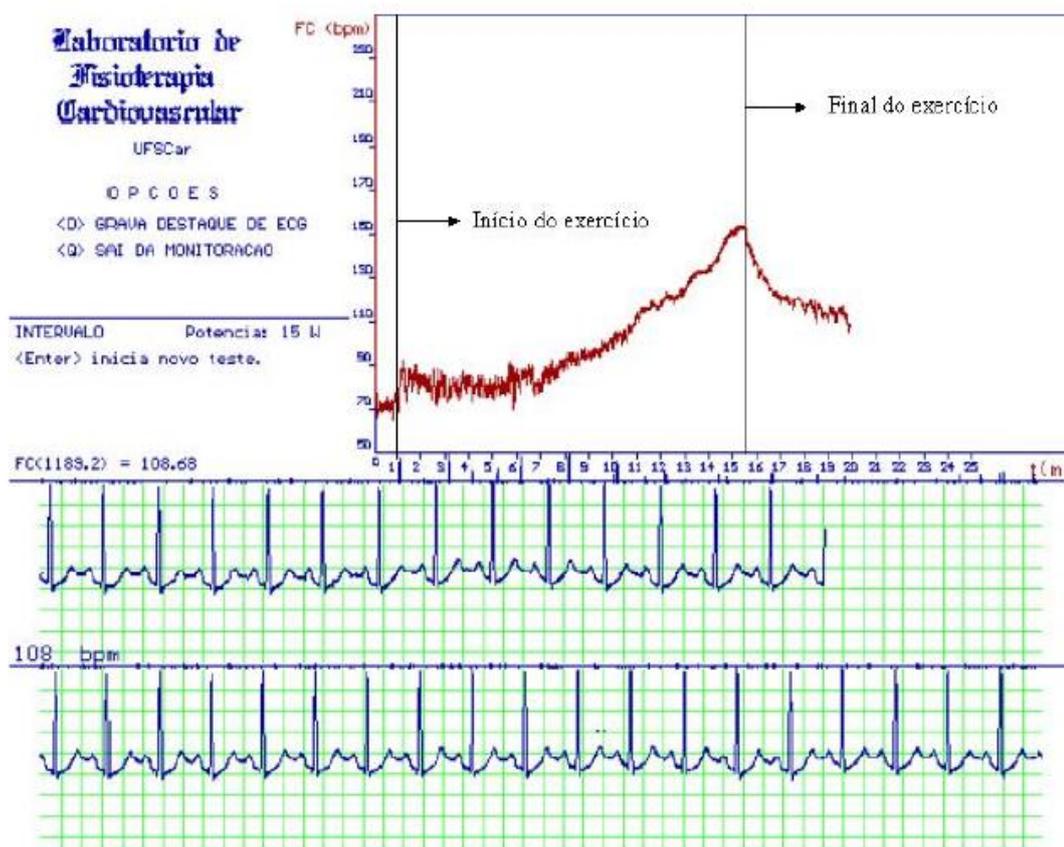


FIGURA 5. Ilustração da aquisição dos dados da frequência cardíaca, por meio do eletrocardiograma, batimento a batimento, em tempo real, obtida a partir dos intervalos R-R na condição de exercício de um dos voluntários estudados (GH). As linhas verticais delimitam o início e o final do exercício físico dinâmico.

4.8.2 Procedimentos para a captação da eletromiografia de superfície (EMGs)

4.8.2.1 Equipamento

Para a aquisição da EMGs foi utilizado um eletromiógrafo computadorizado de 16 canais independentes (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) e um programa de aquisição de sinais (AqDados5). O equipamento é composto por um módulo condicionador de sinais de 16 entradas analógicas simples (MCS 1000V2), uma placa conversora analógico-digital (CAD 12/32) com resolução de 12 bits com

amplificador, que permite a interface com um microcomputador PC-Celeron 333 MHz.

Os sinais da EMGs foram processados por um filtro digital passa banda com freqüências de corte de 20 Hz e 500 Hz. A freqüência de amostragem do conversor analógico-digital foi de 1000 Hz, com faixa de tensão de entrada do sinal no canal analógico de -10 a +10 milivolts (mV).

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

4.8.2.2 Colocação dos eletrodos da eletromiografia de superfície

Posteriormente à realização da tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool, os voluntários eram posicionados na posição de decúbito lateral esquerdo, para que fosse realizada a medida do membro dominante (direito, em todos os voluntários).

Foram utilizados eletrodos duplos NORAXON (Ag/AgCl), diâmetro de 1cm e distância inter-eletrodos de 2 cm de centro a centro, acoplados por meio de terminais específicos a um dispositivo diferencial ativo adaptado, sendo este o responsável pela diferenciação dos pólos dos eletrodos. Este terminal e o dispositivo foram exclusivamente fabricados para o acoplamento exclusivo destes eletrodos. O eletrodo de referência foi posicionado na tuberosidade da tíbia direita e fixado firmemente.

Para a devida fixação dos eletrodos foi utilizada fita adesiva *Micropore*, no ventre muscular longitudinalmente em relação às fibras musculares do músculo vasto lateral (VL) do membro inferior direito, conforme técnica descrita por Basmajian & De Luca (1985), ou seja, na metade da distância entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur (JAMMES, CAQUELARD, BADIER, 1998) (figura 6). O vasto lateral é um músculo de grande atividade no movimento de extensão da perna quando o exercício é realizado em cicloergômetro (JAMMES, CAQUELARD, BADIER, 1998) e é citado com grande freqüência em estudos em cicloergômetros (NAGATA et al.,1981; VITASSALO et al., 1985; JAMMES, CAQUELARD, BADIER, 1998).



FIGURA 6. Ilustração do local de posicionamento dos eletrodos para registro do sinal eletromiográfico do músculo vasto lateral direito, no ventre muscular, na distância média entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur.

Após a fixação dos eletrodos, o voluntário permanecia sentado confortavelmente em uma cadeira e era solicitado que permanecesse o mais relaxado possível para que fosse realizada a captação da EMGs durante 20s de repouso. Esta captação era utilizada para se observar a presença ou não de interferências no sinal mioelétrico, garantindo a qualidade do sinal que seria captado durante todo o teste. A seguir o voluntário era posicionado no cicloergômetro, onde aguardava o comando de início do protocolo II.

4.8.2.3 Processamento do sinal mioelétrico (EMGs)

Os sinais eletromiográficos coletados durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa foram convertidos para o formato ASCII por meio do aplicativo AqDados 4.0 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda). Estes dados foram analisados a partir de uma rotina implementada dos sinais eletromiográficos, a qual, foi construída utilizando-se o software MATLAB 5.2.0 (MathWorks Inc) e, por meio dele, foram desconsiderados os trechos de repouso do sinal eletromiográfico. Desta forma, para o cálculo do RMS foram apenas incluídos os dados referentes às contrações musculares.

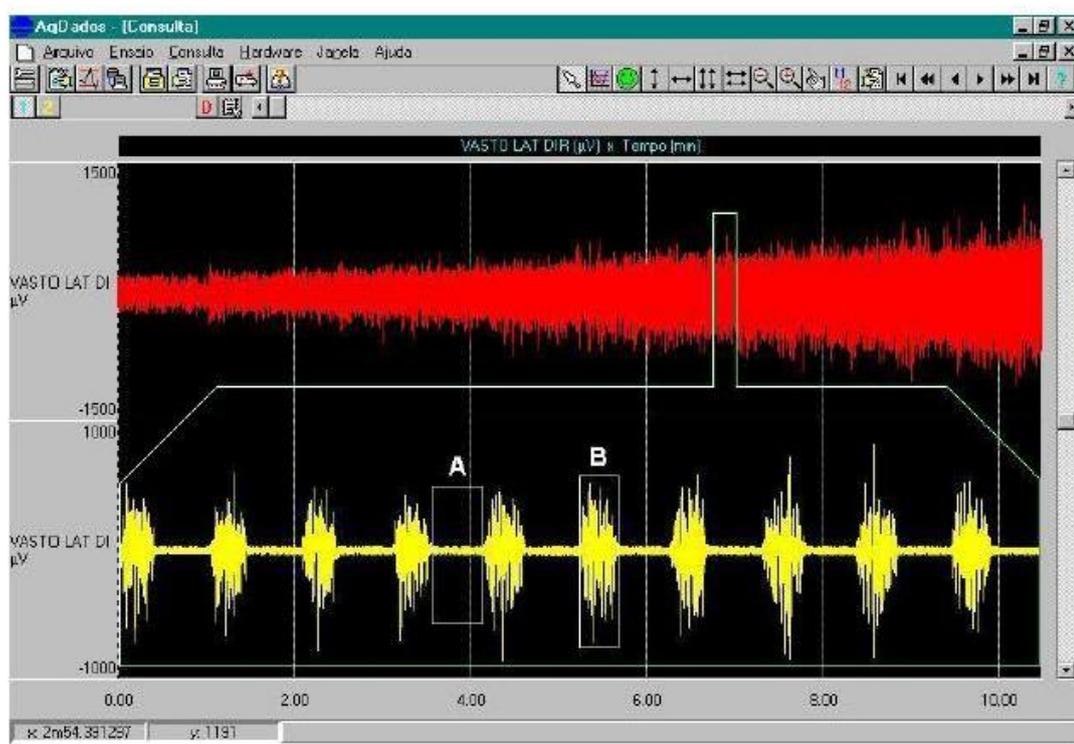


FIGURA 7. Ilustração do sinal mioelétrico coletado durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa. A parte destacada está representada detalhadamente no gráfico inferior, onde observa-se, em destaque, um trecho de repouso (A) e um de contração muscular (B).

Para a realização de tal procedimento, inicialmente foram calculados os valores de RMS a cada 200 milissegundos de todo o sinal mioelétrico coletado e estabelecido que as janelas com valores de RMS inferiores a $40 \mu\text{V}$ seriam excluídas da análise. Este valor foi escolhido para garantir que fossem analisadas somente as contrações musculares.

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

Equação 2:

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

Onde:

t_i : instante inicial;

t_f : instante final;

$f^2(t)$: função do sinal amostrado;

dt : derivado do tempo.

\int : integral.

Posteriormente, os sinais mioelétricos referentes apenas às contrações musculares cujas amplitudes estavam acima de 40 μV foram janelados a cada 1024 pontos, com sobreposição da janela de 50%. As janelas foram utilizadas para a análise espectral por meio da *Fast Fourier Transform* (FFT) para o cálculo do RMS.

Desta forma, foram obtidos os gráficos do espectro de potência do sinal analisado (figura 8) e do RMS da amplitude do sinal eletromiográfico em μV (figura 9). A análise qualitativa do sinal foi realizada pela observação do espectro de potência, onde verificou-se a presença ou não de ruídos de frequência de 60 Hz e harmônicas. Os dados de RMS gerados foram tabelados para utilização nas análises posteriores.

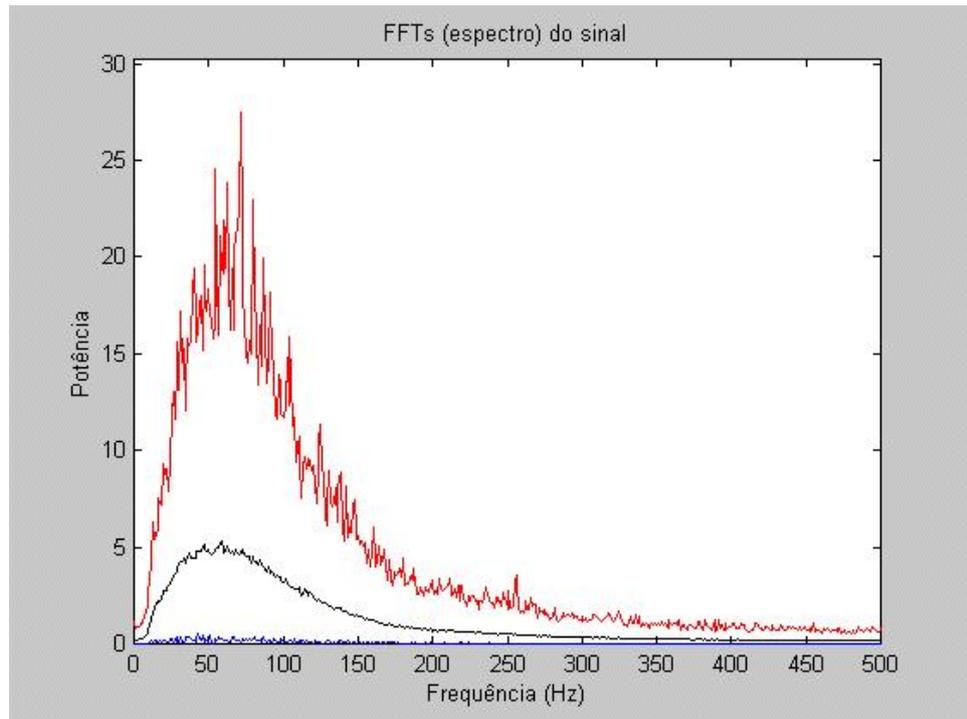


FIGURA 8. Espectro de potência do sinal mioelétrico (linha preta) coletado durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa, de um dos voluntários estudados. As linhas vermelha e azul representam o limite superior e inferior do espectro de potência, respectivamente.

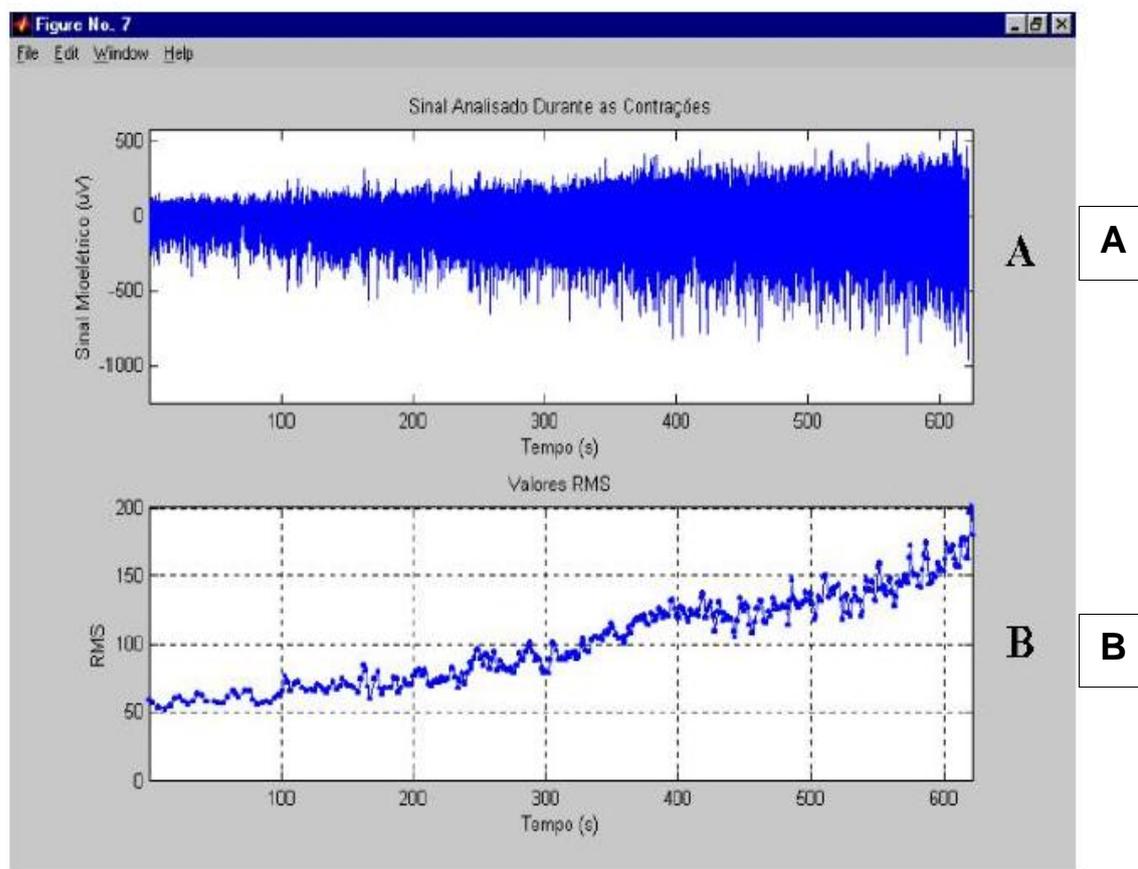


FIGURA 9. Sinal mioelétrico (A) e RMS (B) em função do tempo, referentes às contrações do músculo vasto lateral de um dos voluntários estudados (GH), durante a realização do teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa.

4.8.3 Procedimentos para a captação das variáveis ventilatórias e metabólicas

4.8.3.1 Ergoespirometria

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 1100 MHz), com uma placa analógico-digital configurada para permitir uma amostragem de 250 valores por segundo, por canal (*Service Manual* MedGraphics). O programa Breeze Suite 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 de O_2 por meio de um eletrodo de zircônio e de CO_2 por um sensor infravermelho. O volume corrente (VC) foi obtido usando-se um pneumotacógrafo de *Pitot* conectado ao sistema CPX/D e acoplado a uma peça bucal, com um coletor de saliva. A oclusão nasal foi feita por meio de um *clip* nasal de plástico e para aliviar o peso da peça bucal foi utilizado um suporte adaptado conforme ilustra a figura 10. Após o período de colocação do aparato bucal, aguardavam-se alguns minutos até que a ventilação do voluntário se apresentasse estável.

O sistema CPX/D fornecia, em tempo real, os valores do incremento de potência (Watts) aplicado em rampa, da velocidade de pedalagem (rotações por minuto), da frequência cardíaca (FC), além dos valores, de respiração à respiração, do consumo de O_2 ($\dot{V}O_2$), da produção de CO_2 ($\dot{V}CO_2$), da ventilação pulmonar (VE). O *software* permite ainda a plotagem gráfica das variáveis acima descritas 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 11). Além disso, ainda aplicava os incrementos de potência no cicloergômetro durante os protocolos de exercício físico.

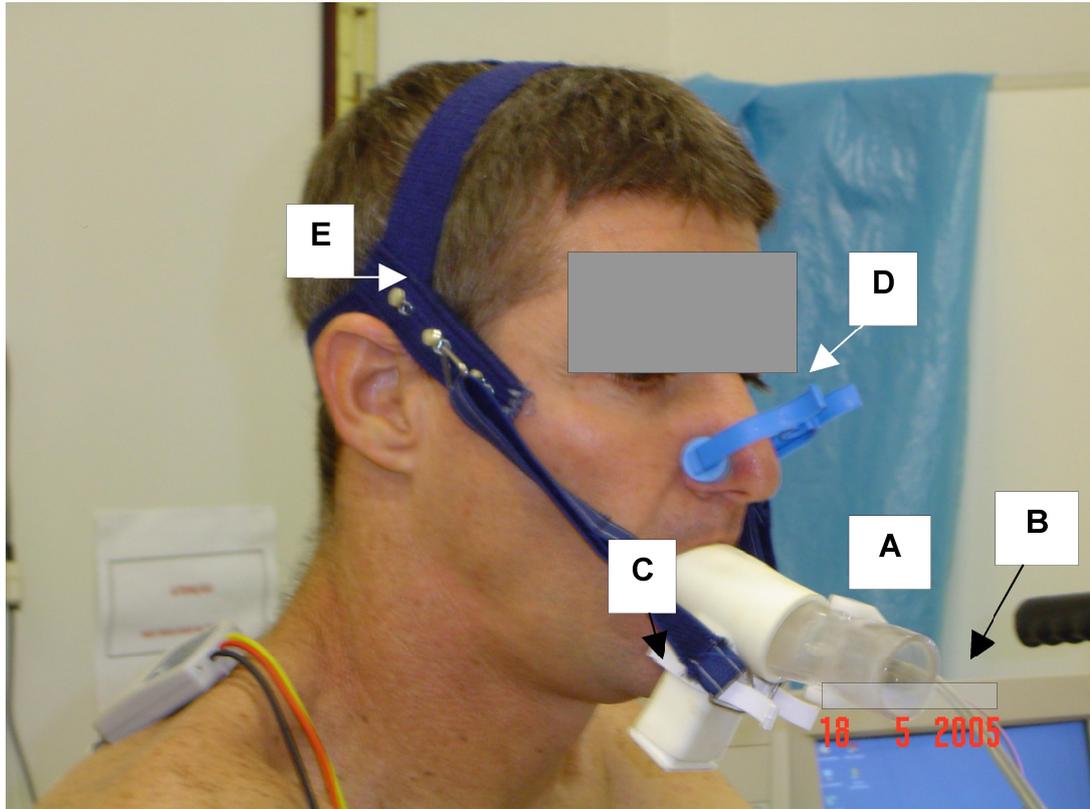


FIGURA 10. Aparato bucal utilizado pelo voluntário para a coleta das variáveis ventilatórias e metabólicas durante o teste em rampa, em A: pneumotacógrafo de Pitot, B: *sampleline*, C: peça bucal com coletor de saliva, D: pinça e E: suporte para aliviar o peso da peça bucal.

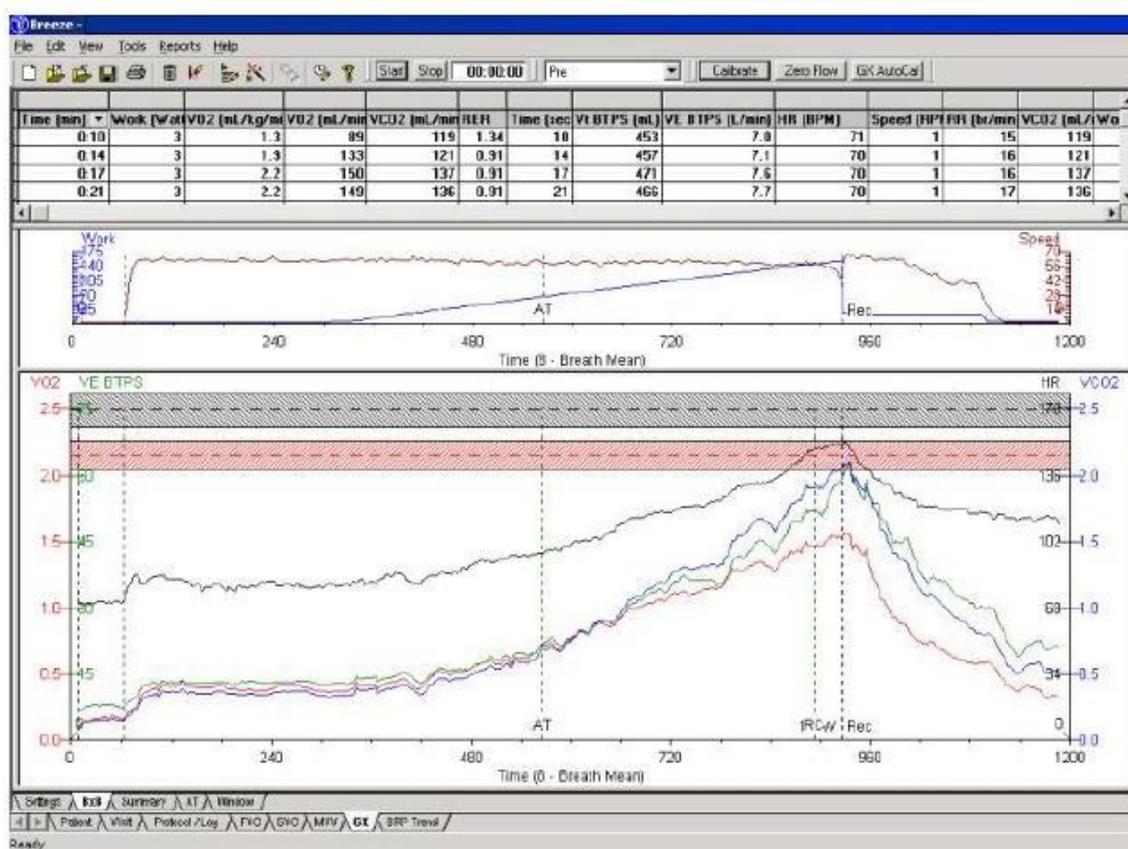


FIGURA 11. Ilustração da tela do software *Breeze Suite 5.3.007*, com as variáveis $\dot{V}O_2$ (curva vermelha), $\dot{V}CO_2$ (curva azul), VE (curva verde) e FC (curva preta) plotadas em valores de médias móveis de 8 respirações em função do tempo, de um dos voluntários estudados (GH). Na parte superior, estão representadas as curvas do incremento de potência (azul) e da velocidade de pedalada (vermelho). É possível observar a tabela de dados plotados em tempo real, a cada ciclo respiratório deste voluntário.

4.9 Metodologia de análise dos dados

4.9.1 Métodos de análise para a determinação do limiar de anaerobiose

- 1- Método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas
- 2- Modelo estatístico de regressão segmentar pela máxima verossimilhança

(HINKLEY, 1969) aplicado a FC (FC-HINKLEY), $\dot{V}CO_2$ ($\dot{V}CO_2$ -HINKLEY) e RMS da EMGs (RMS-HINKLEY)

O método visual gráfico das variáveis ventilatórias e metabólicas consideradas foi utilizado neste estudo como referência para comparação com o

outro método. As variáveis comparadas foram: FC (bpm), $\dot{V}CO_2$ (ml/min) e RMS (μV).

O trecho do teste ergoespirométrico selecionado para análise de determinação do LAV (figura 12) 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. Este período foi utilizado para análise e aplicação dos métodos de determinação do LA para todas as variáveis estudadas (FC, $\dot{V}CO_2$ e o RMS do sinal eletromiográfico).

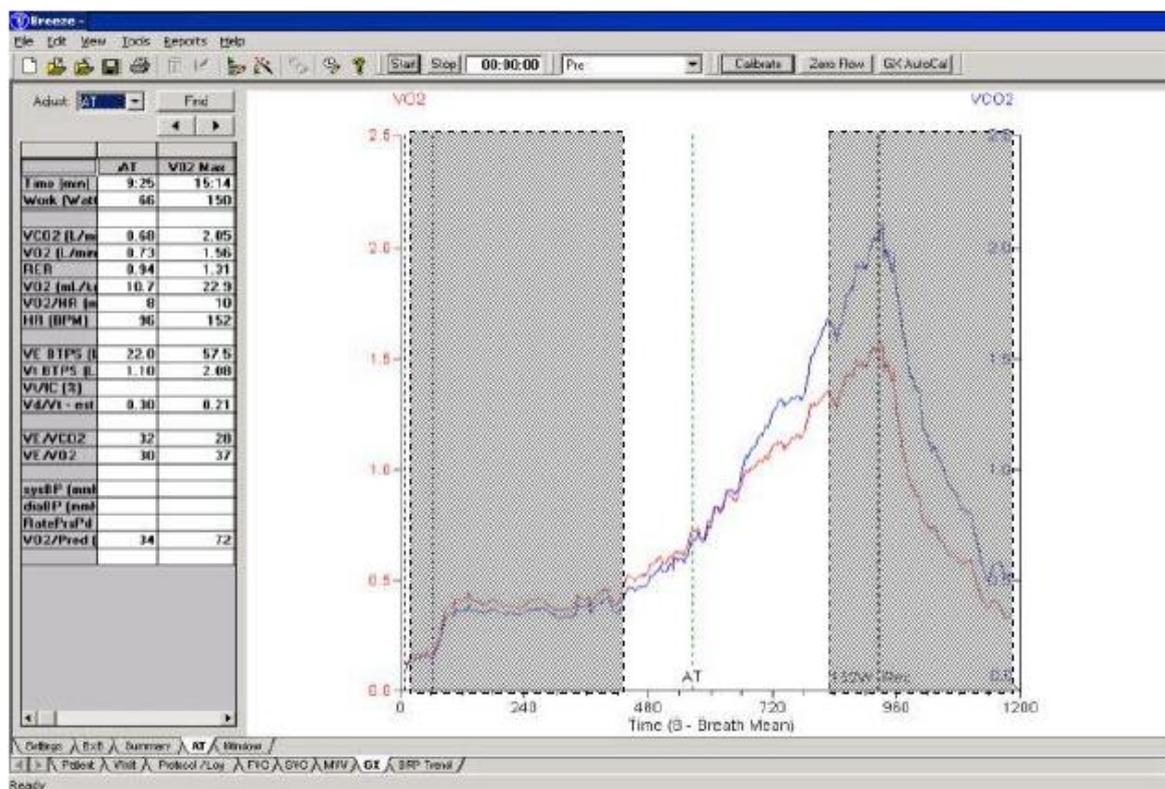


FIGURA 12. Ilustração da seleção do intervalo da rampa utilizado na determinação do limiar de anaerbiose ventilatório pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e pelos modelos matemáticos, de um dos voluntários estudados (GH). Tanto a área sombreada inicial, que contém o período de repouso, a carga de aquecimento e o início da rampa, como a área sombreada final, que contém o período referente do ponto de compensação respiratória até o final do exercício, foram excluídas da análise.

4.9.2. Método de análise visual gráfica das trocas gasosas para determinação do limiar de anaerbiose (LAV) durante teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa (MV)

O método consistiu da análise visual das curvas de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ plotadas em médias móveis a cada oito ciclos respiratórios em função do tempo e foi realizada por três fisioterapeutas, familiarizados com a utilização do sistema ergoespirométrico CPX/D MedGraphics. Os pesquisadores foram previamente treinados tanto em relação à utilização dos recursos do sistema ergoespirométrico CPX/D quanto aos critérios, ao rigor e às etapas a serem cumpridas para garantir a quantificação adequada do LAV.

A análise de cada observador foi realizada independentemente, no visor de um monitor de 15 polegadas (Samsung SyncMaster 550V) de um microcomputador, acoplado ao sistema MedGraphics, por permitir melhor resolução que a impressão gráfica. O examinador ficava sentado em uma cadeira ajustada corretamente à altura da mesa onde se encontrava o visor do monitor para que se reduzisse o erro de paralaxe.

Primeiramente foi realizada a análise qualitativa do teste, levando-se em consideração a manutenção da cadência de pedalada (60 rpm), bem como a presença ou não de artefatos que indicassem escape de ar que pudesse prejudicar a correta identificação do LAV.

A análise quantitativa foi realizada inicialmente em um gráfico contendo o comportamento das variáveis $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$ em relação ao intervalo de tempo selecionado para análise. O observador movia o cursor até o ponto em que ocorria a perda do paralelismo entre as duas variáveis, ou seja, o momento em que a $\dot{V}CO_2$ aumenta desproporcionalmente ao $\dot{V}O_2$ (CRESCÊNCIO, 2002).

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

exercício. Este procedimento foi também adotado para a obtenção dos valores das variáveis ventilatórias nas demais determinações do limiar de anaerobiose descritas a seguir.

Para obtenção dos valores das mesmas variáveis no pico do TEFDC-R foi empregado procedimento similar ao descrito acima, sendo utilizado para o ajuste pelo modelo linear os 21 últimos valores da série de dados de cada uma das variáveis, isto é, o valor correspondente ao pico do exercício (último valor) mais os 20 valores que o antecediam.

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

Foi utilizado um modelo matemático implementado do modelo de Hinkley (1969) que determina o ponto de mudança pelo método de máxima verossimilhança. Este modelo foi aplicado aos dados de FC, captada batimento a batimento, RMS do sinal eletromiográfico e $\dot{V}CO_2$ em médias móveis a cada oito ciclos respiratórios para todos os voluntários estudados durante o trecho de análise do TEFDC-R.

A figura 13 ilustra o padrão de resposta da $\dot{V}CO_2$ (A), do RMS (B) e da FC (C) de um dos voluntários estudados durante o teste de exercício físico dinâmico do tipo em rampa. Verifica-se de forma qualitativa o crescimento gradual dessas respostas com o incremento da potência.

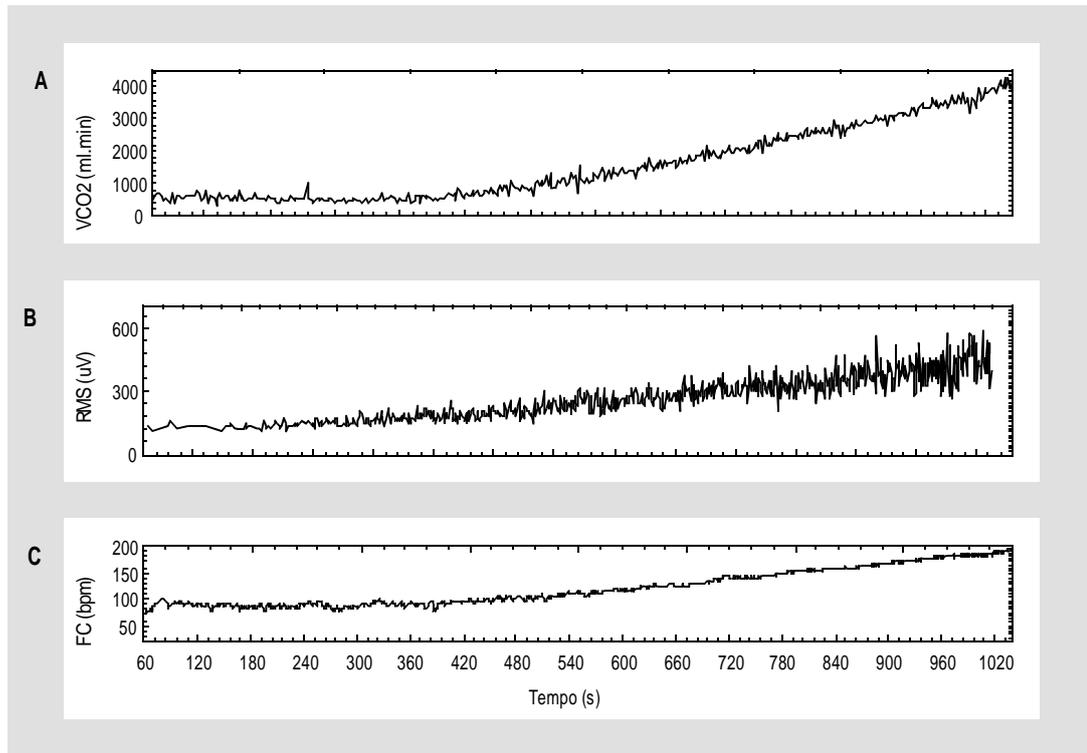


FIGURA 13. Padrão de resposta da produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) em ml.min respiração a respiração, da frequência cardíaca (FC) captada batimento a batimento, em tempo real e do índice RMS da EMGs a cada contração do músculo vasto lateral da coxa direita durante o teste de exercício físico dinâmico contínuo do tipo rampa do GH2.

Na figura 14 verifica-se o ajuste do modelo estatístico de Hinkley aplicados as variáveis estudadas.

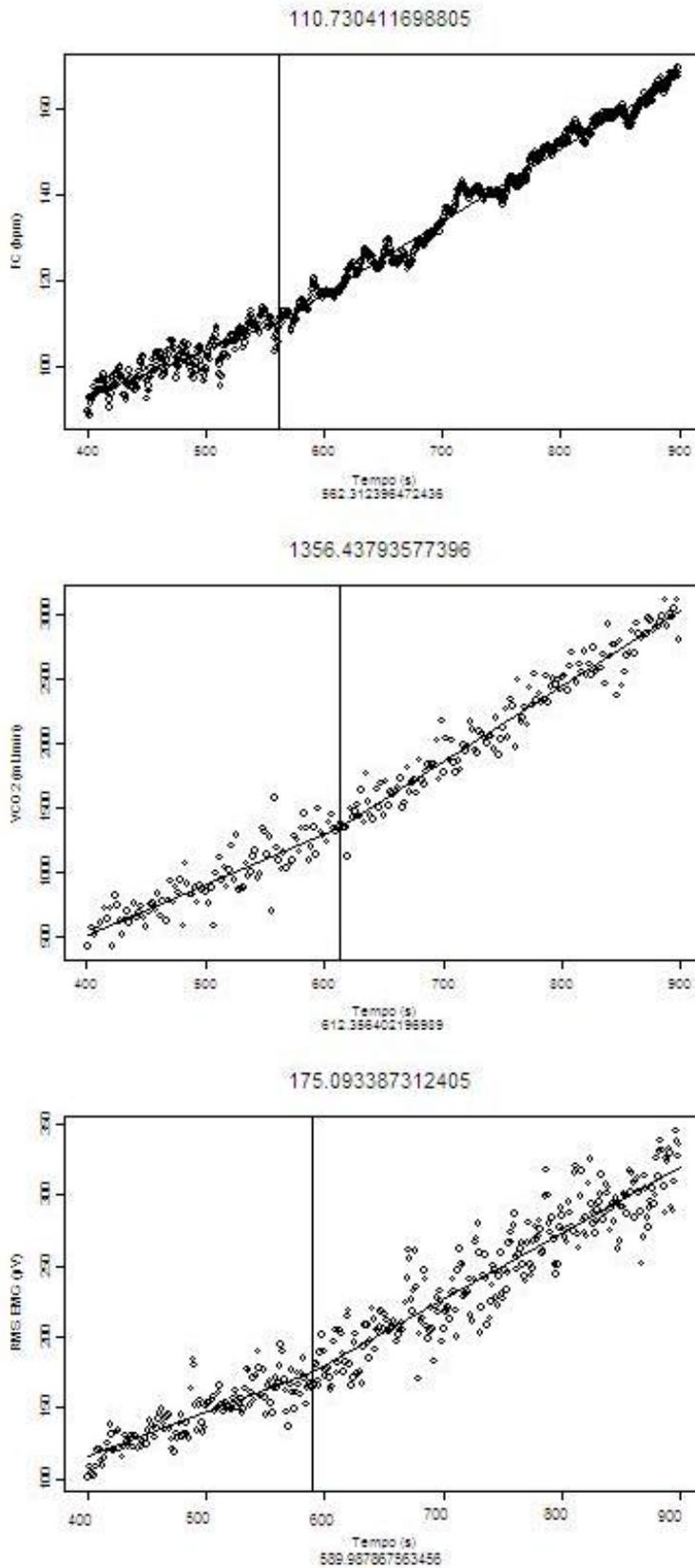


FIGURA 14. Ilustração da análise do modelo de Hinkley aplicado aos dados de FC (bpm), $\dot{V}CO_2$ (ml/min), e RMS do sinal eletromiográfico. O tempo apresentado na parte inferior dos gráficos foi considerado o tempo

de ocorrência do limiar de anaerobiose por esta metodologia para cada variável (GH1).

4.10 Metodologia estatística

Os pacotes estatísticos utilizados para o processamento dos dados e da impressão gráfica foram os seguintes: GraphPad InStat, version 3.0 e Estatística for Windows, release 5.5 StatSoft, Inc. (2000).

Os resultados foram apresentados graficamente por Box-plot contendo os valores da mediana, 1º quartil (25%), 3º quartil (75%), valores máximos e mínimos, “outliers” e extremos.

Para avaliar o tipo de teste estatístico a ser empregado, inicialmente foram analisadas as distribuições dos dados coletados de todos os indivíduos. As análises mostraram que os dados não possuíam distribuição normal (figura 15). Além disso, foi aplicado o teste Kolmogorov-Smirnov que avalia as diferenças das duas populações. Desta forma, foram escolhidos testes estatísticos não paramétricos.

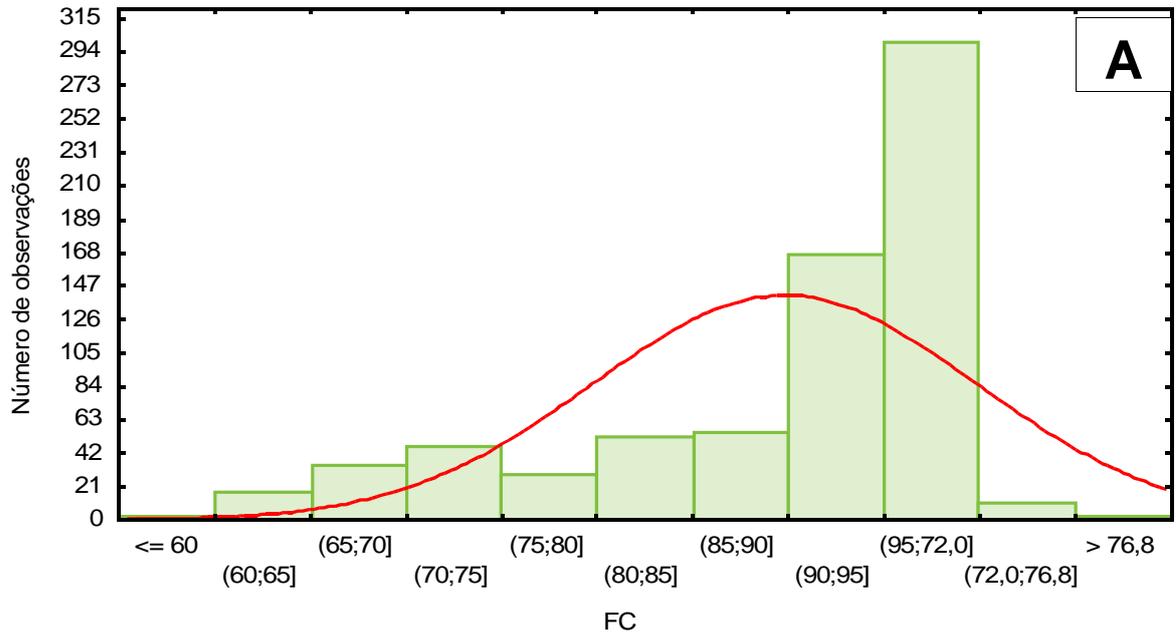
O teste de Wilcoxon foi utilizado para amostras pareadas de um mesmo grupo analisado, o teste de Mann-Whitney e para comparações múltiplas foram usados os testes de *Friedman* e *post-hoc* de *Dunn*. Foi aplicado ainda o teste de correlação de Spearman entre a potência e o $\dot{V}O_2$ ml/min no LA determinada pelo método visual. O nível de significância estabelecido para todos os testes foi de 5%.

Buy Now to Create PDF without Trial Watermark!!

60

Created by eDocPrinter PDF Pro!!

Histograma



A

B

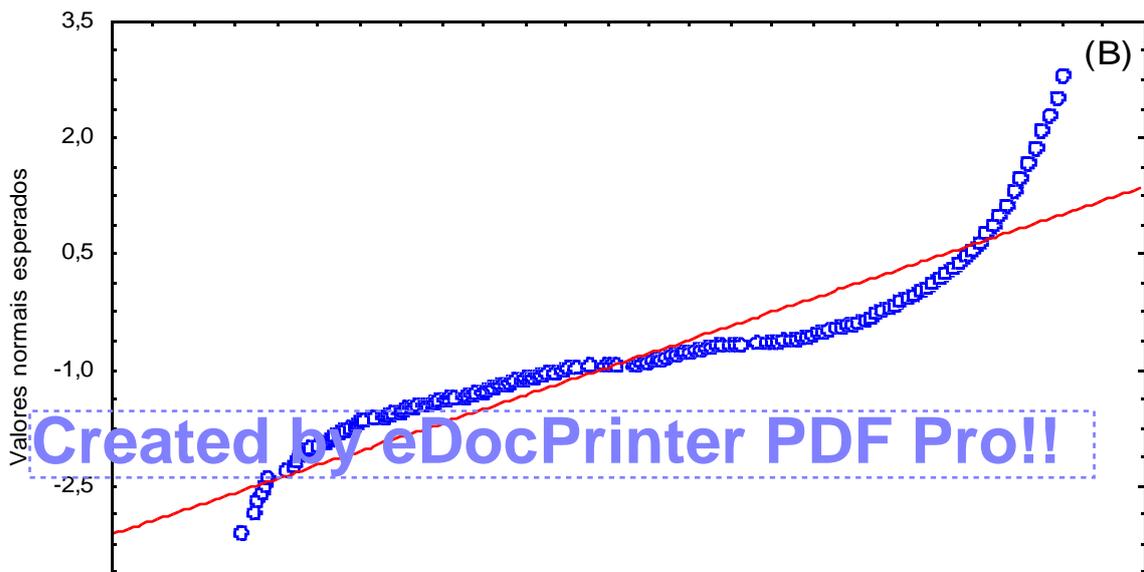


FIGURA 15. Análise da distribuição dos dados de frequência cardíaca em batimentos por minuto de um dos voluntários estudados (NHB). Em A está representada a curva de Gauss e o histograma do número de observações e em B os valores obtidos em relação aos esperados.

5 RESULTADOS

5.1 Casuística

Os dados referentes à idade (anos) e às características antropométricas como peso (kg), altura (m) e índice de massa corporal (IMC) (kg/m^2) dos voluntários dos grupos hipertensos (GH) e dos saudáveis sedentários (GS) estão apresentados na tabela 1 e tabela 2, respectivamente. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p>0,05$).

TABELA 1. Idade e características antropométricas do grupo hipertenso estudado (GH), (n=10). Valores apresentados em média, desvio padrão (DP) e mediana.

Voluntários	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	IMC(kg/m^2)
GH1	56	91,0	1,75	29,73
GH	57	79,4	1,65	29,16
GH3	58	65,9	1,66	23,87
GH4	58	73,0	1,77	23,32
GH5	57	88,0	1,72	25,58
GH6	57	69,0	1,64	25,65
GH7	57	84,0	1,72	28,39
GH8	60	80,0	1,64	29,85
GH9	59	72,5	1,69	25,38
GH10	58	68,7	1,57	27,92
Média	57,7	77,15	1,68	26,88
DP	1,15	8,64	0,06	2,41
Mediana	57,5	76,2	1,67	26,785

Kg= quilograma; m= metros; kg/m^2 = quilograma por metro ao quadrado

TABELA 2. Idade e características antropométricas do grupo sedentário estudado (GS), (n=10). Valores apresentados em média, desvio padrão (DP) e mediana.

Voluntários	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	IMC(kg/m²)
GS1	59	87,0	1,71	29,75
GS2	57	63,0	1,61	24,30
GS3	52	74,0	1,73	24,72
GS4	49	79,0	1,69	27,66
GS5	52	83,0	1,67	29,76
GS6	53	69,0	1,61	26,61
GS7	53	61,0	1,69	21,35
GS8	55	77,0	1,7	26,64
GS9	51	68,0	1,69	23,80
GS10	58	64,0	1,57	25,96
Média	53,9	72,5	1,66	26,05
DP	3,24	8,89	0,05	2,63
Mediana	53	71,5	1,69	26,29

KG= QUILOGRAMA; M= METROS; KG/M² = QUILOGRAMA POR METRO AO

QUADRADO

Os valores medianos pressóricos apresentados pelo GS, na condição de repouso, estavam dentro da faixa de normalidade (PAS de 120 mmHg e PAD de 80 mmHg), enquanto que os níveis pressóricos do GH (PAS 144 mmHg e PAD de 95) encontravam-se na classificação de hipertensão arterial leve, segundo a IV Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial (2004).

No presente estudo, os valores de FC no repouso na posição sentado não se mostraram significativamente diferentes entre os grupos e estavam situados dentro da faixa de normalidade para o repouso entre 60 e 80 bpm (WILMORE & COSTIL, 2002).

Os GH não faziam uso de medicações anti-hipertensivas e encontravam-se assintomáticos no período em que foi desenvolvido o presente estudo. Também não apresentaram anormalidades no exame ECG.

Alguns dos valores obtidos no exame bioquímico do sangue do GH apresentavam-se alterados em relação aos de referência, tais como: nível superior de colesterol total, 4 voluntários (GH1, GH3, GH7, GH9); HDL inferior, 2 voluntários (GH6, GH8); LDL superior, 1 voluntário (GH10); Glicemia superior em 0,2 (mg/d), 1

voluntário (GH8); Ácido Úrico superior em 0,1 (mg/dl), 1 voluntário (GH1). O ECG e os exames laboratoriais do GH estão apresentados nas tabelas 5 e 7 no Apêndice C, respectivamente.

Em relação ao GS, o ECG e os exames laboratoriais não apresentaram anormalidades, indicando que os voluntários do presente estudo estavam aptos a participar dos protocolos aplicados e não possuíam alterações indicativas de doenças cardiovasculares. (Tabela 6 e 8 do Apêndice C)

5.2 Teste ergométrico de avaliação clínica

A maioria dos voluntários do GS atingiu a FC máxima no pico do TEFDC-D, já o GH atingiu a FC submáxima. No que se refere ao comportamento da pressão arterial no pico TEFDC-D, observou-se uma resposta hipertensiva reativa ao exercício em ambos os grupos (Tabelas 9 e 10 do Apêndice C). Verifica-se ainda que o GH apresentou valores medianos superiores (PAS de 230 mmHg e PAD de 120 mmHg) em relação ao GS (PAS de 190 mmHg e de PAD de 92,5 mmHg), com diferenças estatisticamente significativas: $p = 0,001$.

5.3 Teste ergoespirométrico: Avaliação das variáveis potência, frequência cardíaca, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico e RMS do sinal EMGs, no pico do TEFDC-R.

Verificou-se que os voluntários do GH e do GS apresentaram valores de potência (W), FC (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min) e $\dot{V}O_2$ (ml/min), $\dot{V}CO_2$ (l/min) e RMS do sinal eletromiográfico (μ V) semelhantes ($p > 0,05$) no pico do TEFDC-R (Tabela 3).

Em relação ao nível de aptidão aeróbia, foram encontrados valores de consumo de oxigênio no pico TEFDC-R compatíveis com a faixa de classificação aeróbia “fraca”, segundo a “American Heart Association” ($\dot{V}O_2$ máx entre 18 e 24 mlO₂/kg/min).

TABELA 3. Valores, em mediana, de potência (W), FC (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min), classificação aeróbia, $\dot{V}CO_2$ (ml/min) e RMS do sinal eletromiográfico (μV), no pico do teste ergoespirométrico (TEFDC-R) entre os GH e GS, (n=20).

	GH	GS
Potência (W)	126	140
FC (bpm)	147	144
$\dot{V}O_2$ (mlO ₂ /min)	1538,60	1552,19
$\dot{V}O_2$ (mlO ₂ /kg/min)	19	21,23
Classificação aeróbia	fraca	Fraca
$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	1769,5	1887,39
RMS (μV)	193	157,38

*p<0,05

GH= grupo hipertenso leve ativo ocupacional; GS= grupo saudável sedentário; W = watts; bpm= batimentos por minuto; mlO₂/min= mililitros de oxigênio por minuto; mlO₂/kg/min= mililitros por quilograma por minuto; μV= microvolts

5.4 Avaliação das variáveis potência, frequência cardíaca, consumo de oxigênio, produção de gás carbônico e RMS do sinal EMGs, no TEFDC-R, na determinação do LA pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e pelo modelo matemático de Hinkley.

Nas figuras 16 e 17 estão apresentados os valores de potência no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (MV) e os valores de potência no limiar de anaerobiose determinado pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC), da produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) e do RMS do sinal mioelétrico dos GH e GS, respectivamente.

Para ambos os grupos não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas (p>0,05) entre os valores de potência no limiar de anaerobiose identificados pelos diferentes métodos.

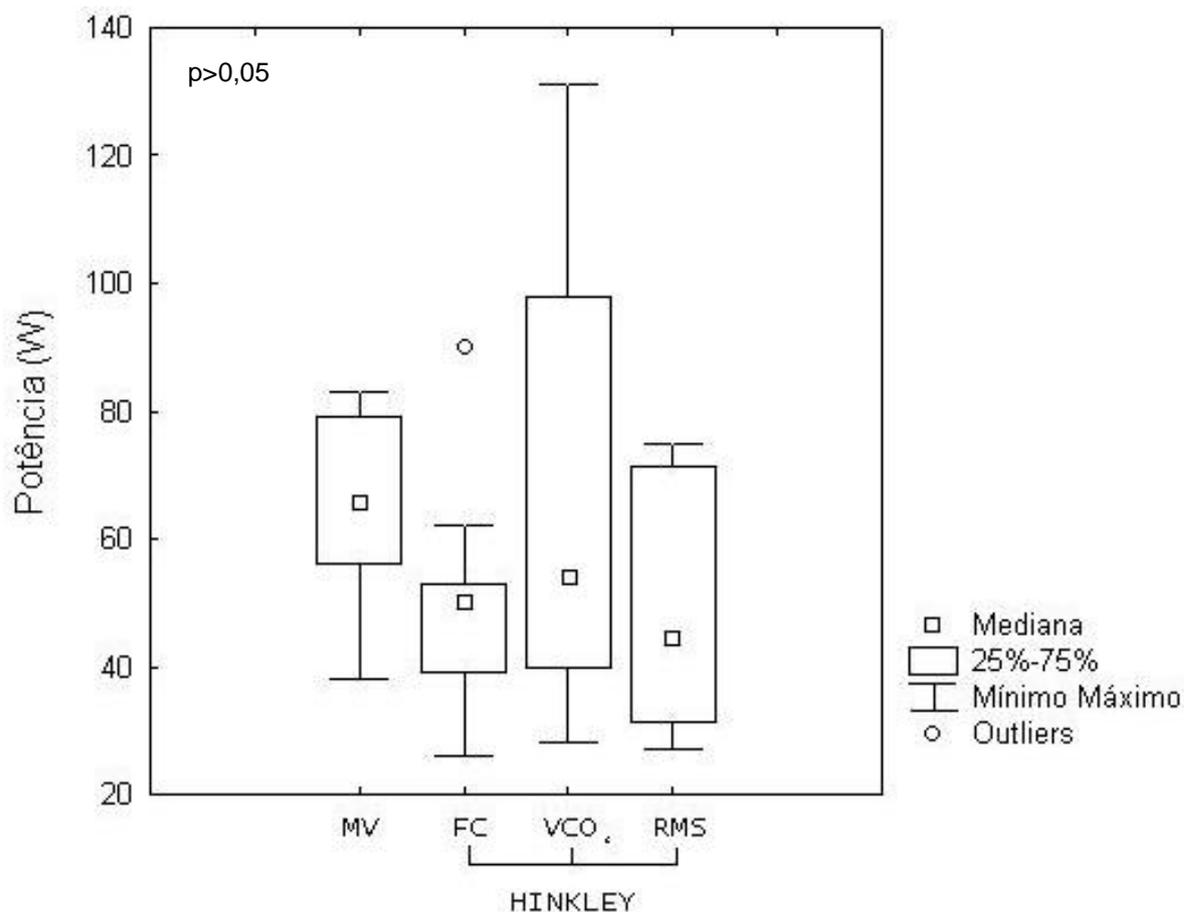


FIGURA 16. Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC), produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) RMS do sinal do GH (n=10). Nível de significância $\alpha=5\%$.

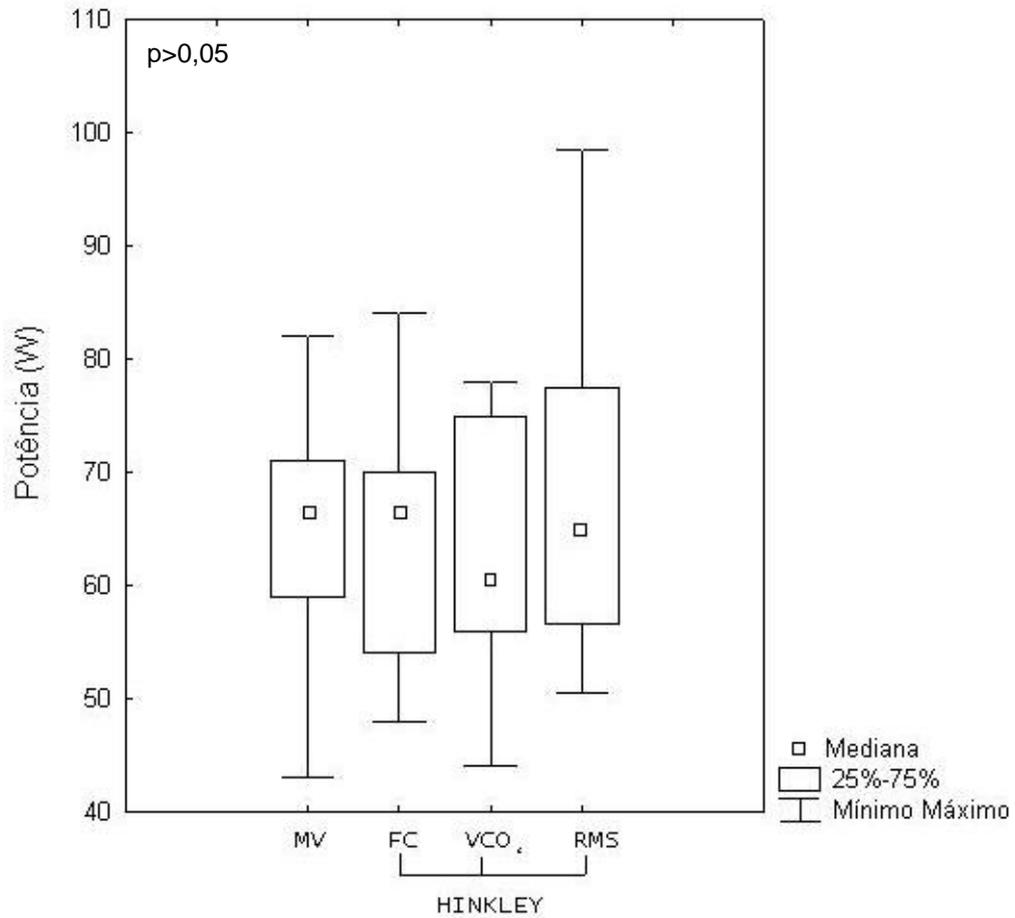


FIGURA 17. Valores de potência, em Watts (W), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC), produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) RMS do sinal do GS (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$.

Verifica-se, na figura 18, que os valores de frequência cardíaca, em batimentos por minuto (bpm), no limiar de anaerbiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias foram semelhantes aos obtidos pelo modelo matemático de Hinkley, aplicado aos dados de frequência cardíaca, dos grupos estudados tanto inter como intragrupos, não apresentando diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$).

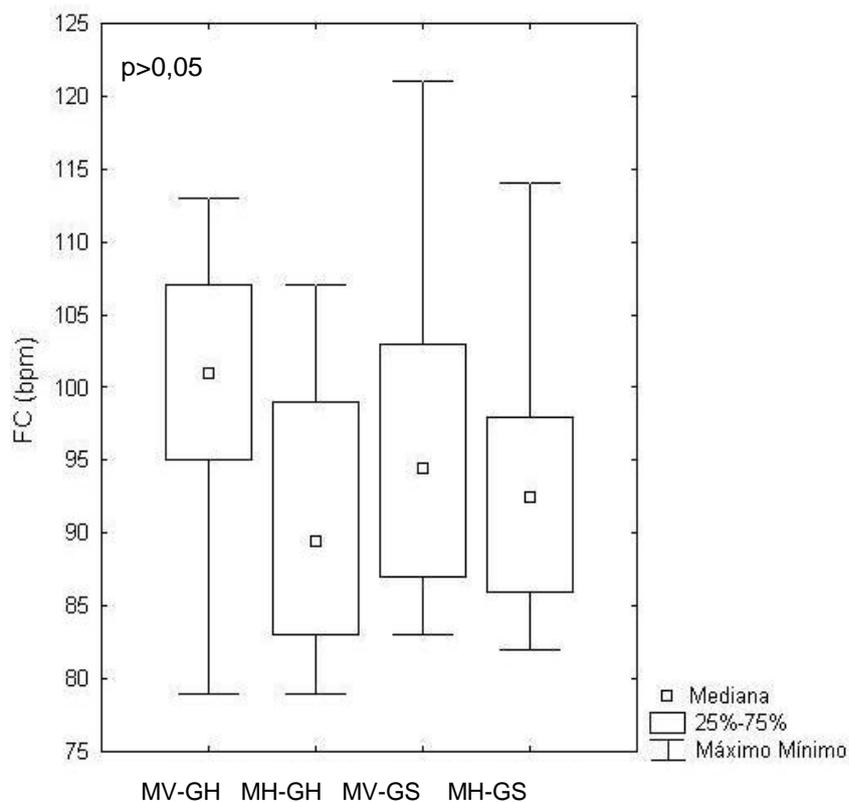


FIGURA 18. Valores de frequência cardíaca, em batimentos por minuto (bpm), no limiar de anaerbiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de frequência cardíaca (FC) intra e inter grupos (n=20). Nível de significância = 5%.

Na figura 19 pode-se observar que os valores de consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$), em ml/kg/min no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de produção de $\dot{V}CO_2$ dos grupos estudados GH (n=10) e GS (n=10). Níveis de significância inter e intragrupos ($p>0,05$).

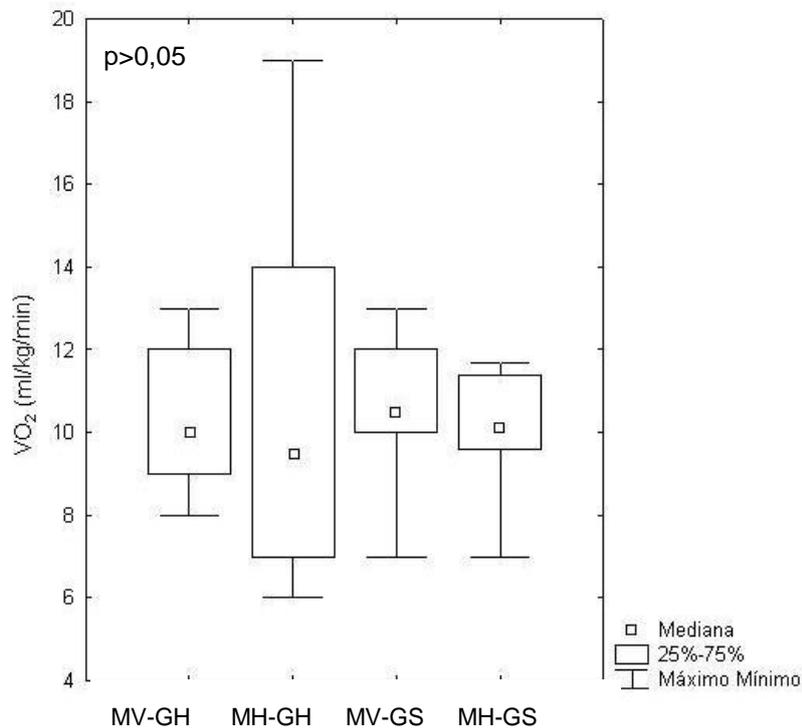


FIGURA 19. Valores de $\dot{V}O_2$, ml/kg/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$ dos grupos estudados GH (n=10) e GS (n=10). Nível de significância = 5%.

Na figura 20 estão expressos os valores de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$), em ml/min no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de produção de gás carbônico ($\dot{V}CO_2$) dos grupos estudados.

Verifica-se que não foram encontradas diferenças estatisticamente significante ($p>0,05$) entre os valores de ($\dot{V}CO_2$), no limiar de anaerobiose, identificado pelos diferentes métodos intra e intergrupos.

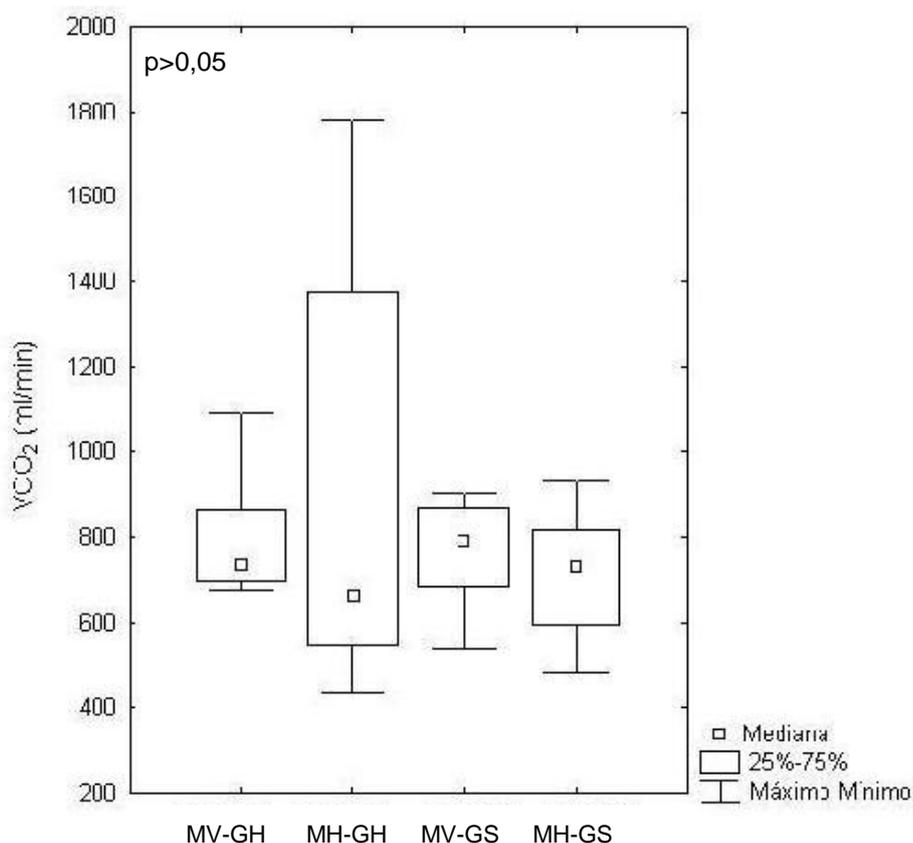


FIGURA 20. Valores de $\dot{V}CO_2$, ml/min, no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de $\dot{V}CO_2$ dos GH (n=10) e GS (n=10). Nível de significância = 5%.

A figura 21 apresenta os valores de RMS do sinal eletromiográfico em μV , no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados RMS dos grupos estudados.

Observamos que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p>0,05$) entre os valores de RMS, no limiar de anaerobiose, identificado pelos diferentes métodos intra e intergrupos.

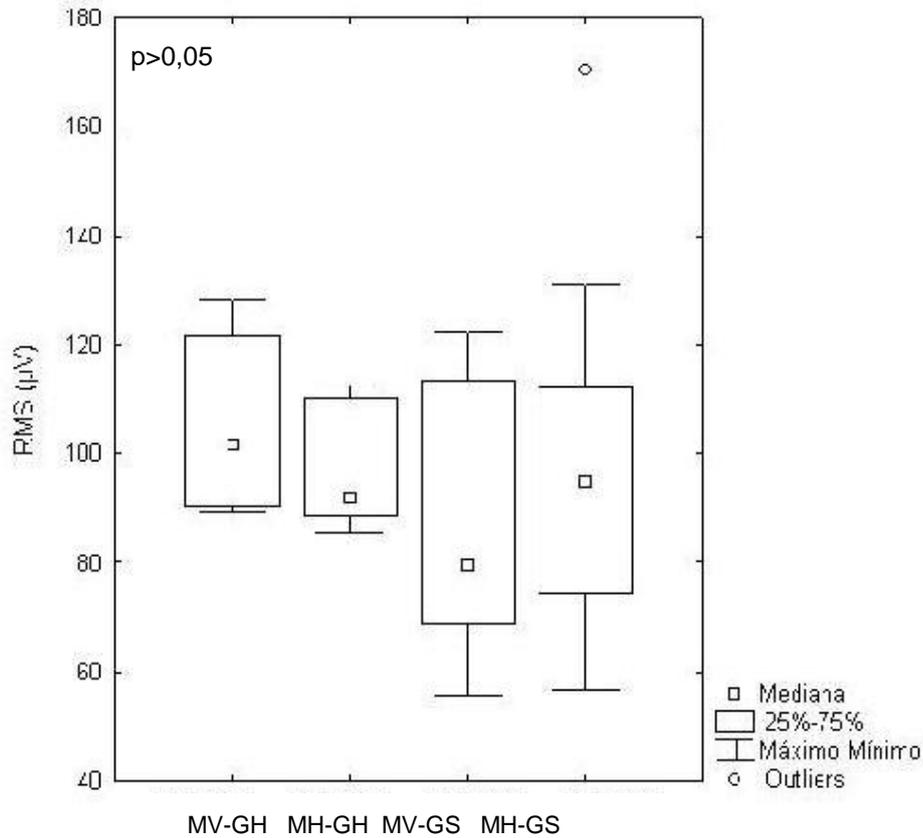


FIGURA 21. Comparação entre os valores de RMS em μV , no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) e modelo matemático de Hinkley (MH) aplicado aos dados de RMS intra e inter-grupos GH e GS ($n=20$). Nível de significância = 5%.

5.5 Correlação entre os valores de potência e consumo de oxigênio no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias.

A figura 22 apresenta a análise de correlação entre os valores de potência (W) e $\dot{V}\text{O}_2$ (ml/min) absoluto, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias do GH. Verifica-se que houve uma forte correlação ($r_s=0,875$), sendo estatisticamente significativa ($p=0,001$).

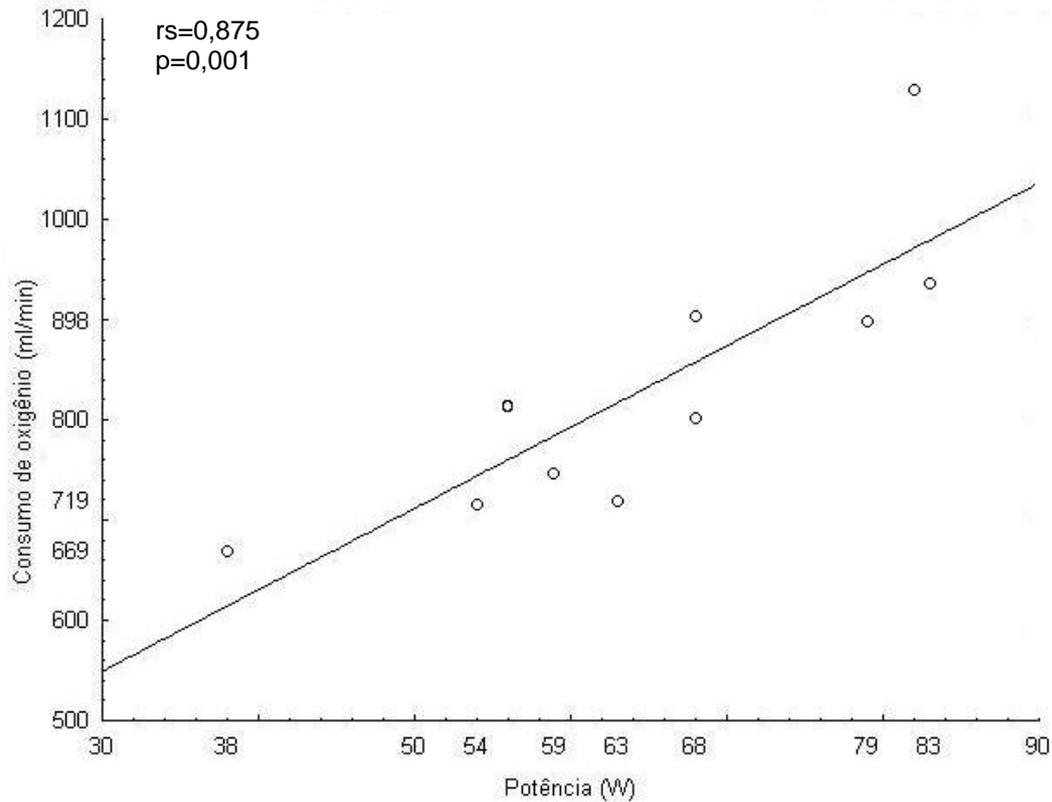


FIGURA 22. Correlação entre os valores de potência (W) e $\dot{V}O_2$ (ml/min) no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias do GH (n=10). Nível de significância $\alpha= 5\%$.

Pode-se observar na figura 23 que a análise de correlação entre os valores de potência (W) e $\dot{V}O_2$ (ml/min) absoluto, no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias do GS, foi de $rs=0,82$ e estatisticamente significativa ($p=0,005$).

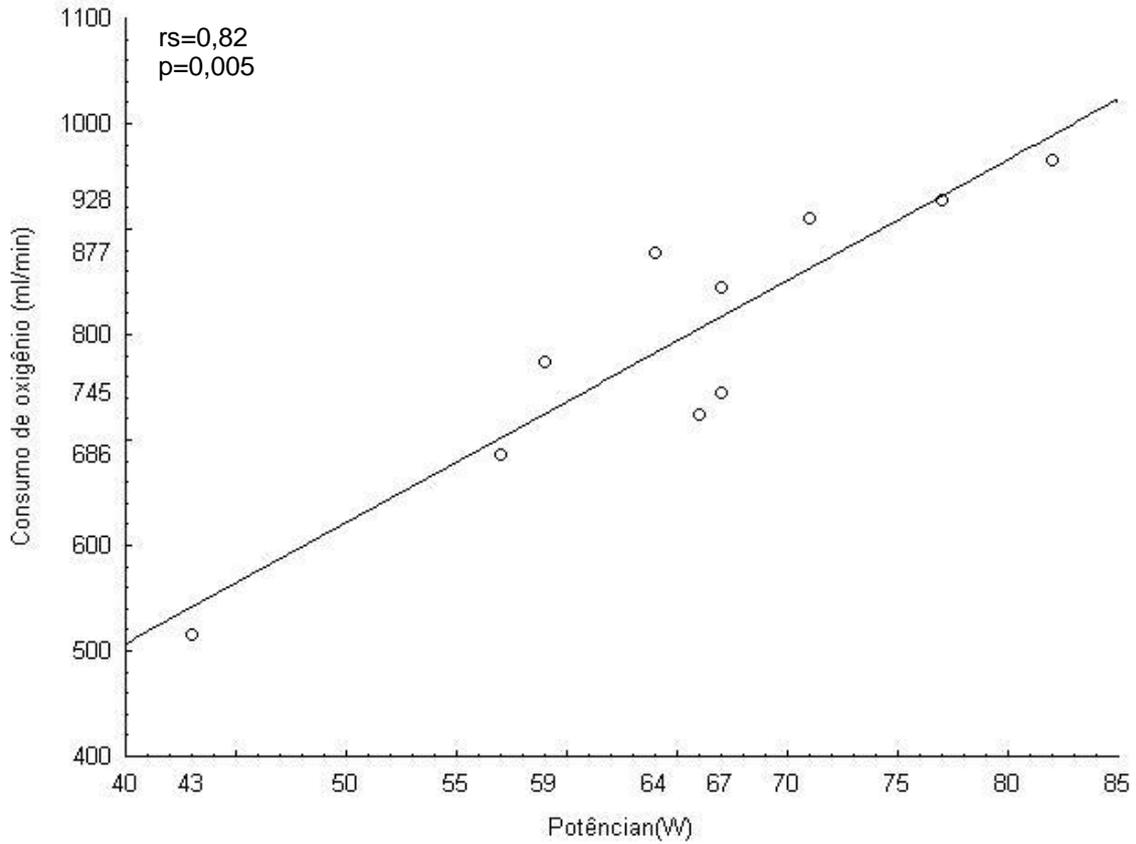


FIGURA 23. Correlação entre os valores de potência (W) e $\dot{V}O_2$ (ml/min) no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias do GS (n=10). Nível de significância $\alpha=5\%$.

5.6 Percentual dos valores de potência, frequência cardíaca, consumo de oxigênio relativo e absoluto e produção de gás carbônico no limiar de anaerobiose determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (MV) em relação aos valores no pico do exercício e comparação intergrupos.

Verifica-se, na tabela 4, que não houve diferença estatística significativa entre grupos dos valores percentuais, de potência (W), FC (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min), $\dot{V}O_2$ (ml/min), $\dot{V}CO_2$ (ml/min) e RMS (μV).

TABELA 4. Valores percentuais de potência (W), frequência cardíaca (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min), $\dot{V}O_2$ (ml/min), $\dot{V}CO_2$ (ml/min) e RMS (μV), no limiar de anaerobiose identificado pelo método visual gráfico ventilatório (MV) em relação ao pico do teste ergoespirométrico e entre os grupos estudados.

PERCENTUAL (%)	GH	GS
Pot (W)	48,70	45,30
FC (bpm)	69,88	65,69
$\dot{V}O_2$ (mlO ₂ /kg/min)	53,74	51,43
$\dot{V}O_2$ (mlO ₂ /min)	54,69	51,44
$\dot{V}CO_2$ (ml/min)	44,40	40,50
RMS (μV)	60,60	54,74

*p<0,05

GH = Grupo dos voluntários hipertensos leves ativos ocupacionais

GS = Grupo dos voluntários saudáveis sedentários

6 DISCUSSÃO

Na literatura, está bem estabelecido que, durante a realização de exercício físico, as respostas cardiovasculares, respiratórias, metabólicas e musculares são influenciadas por diversos fatores, tais como: o envelhecimento, diferença de sexo, características antropométricas, fatores genéticos, hábitos de vida, nível de condicionamento físico, condição de saúde, fatores ambientais, entre outros (GALLO JR et al., 1995; SABAPATHY et al., 2004). Desta forma, no presente estudo, buscou-se manter uma padronização das condições ambientais da sala experimental e das características dos grupos estudados, com especial atenção aos critérios de inclusão e exclusão dos voluntários, a fim de evitar influências desta natureza sobre as respostas fisiológicas nos dados coletados durante o procedimento experimental. Assim, não houve diferença estatisticamente significativa em relação à idade e às características antropométricas intra e intergrupos.

Tem sido referido em estudos prévios que, em condições de repouso, o nível de condicionamento físico dos indivíduos bem como a presença de patologias podem influenciar as respostas da frequência cardíaca (SEALS & CHASE, 1989; TULPPO et al., 1998); já o envelhecimento, por sua vez, não promove modificação significativa da FC em repouso (TAFFET, 1997; TULPPO et al., 1998). No presente estudo, os valores de FC obtidos na condição de repouso, posição sentado, não se mostraram significativamente diferentes entre os grupos e estavam situados dentro da faixa de normalidade entre 60 e 80 bpm (WILMORE & COSTIL, 2002). Em relação ao TEFDC-D, os valores medianos da FC no pico obtidos pelos voluntários do GH (147 bpm) foram inferiores aos estimados para a idade, indicando um teste de avaliação submáximo uma vez que não atingiu a FC máxima preconizada pela fórmula $220 - \text{idade}$ segundo Karvonen, Kcntala, Mustala (1957).

No que se refere ao comportamento da pressão arterial (PA) no pico do TEFDC-D, os voluntários do GS apresentaram valores medianos de pressão arterial sistólica (PAS) de 190 mmHg e pressão arterial diastólica (PAD) de 92,5 mmHg, e os GH de PAS (230 mmHg) e de PAD (120 mmHg). Em alguns voluntários de ambos os grupos foi observada uma resposta hipertensiva reativa da PAD em relação ao repouso, que pode estar relacionada com o padrão de vida sedentário e com o baixo nível de condicionamento físico dos mesmos. Tem sido amplamente discutido

na literatura que uma exagerada resposta da PA ao exercício físico em sujeitos normotensos pode estar associado ao risco de desenvolver futura hipertensão. A maioria dos estudos prévios sobre este assunto foca unicamente a pressão arterial sistólica (CRIQUI et al., 1983; TANJI et al., 1989; WILSON et al., 1990; GOBLE et al., 1991; MANOLIO et al., 1994) em vez da pressão arterial sistólica e diastólica juntas (DLIN et al., 1983; MATTHEWS et al., 1998; SINGH et al., 1999). Porém, a elevação na PAS é conseqüência natural do aumento do débito cardíaco em exercício dinâmico. Em contraste, a PAD permanece inalterada ou mostra apenas um leve aumento como conseqüência da vasodilatação por fatores metabólicos (FRANZ et al., 1985). Entretanto, alguns pesquisadores observaram um aumento significativo na PAD mesmo em sujeitos normotensos, sugerindo uma resistência vascular periférica aumentada no repouso (WILSON et al., 1990; JULIUS et al., 1994) e uma capacidade deficiente de vasodilatação induzida pelo exercício (EKSTRAND et al., 1991; SAITOH et al., 1992). Desta forma, uma resposta exagerada da PAD ao exercício é um fator de risco para o desenvolvimento da hipertensão arterial em homens e mulheres normotensos podendo refletir sutis características fisiopatológicas do estágio de hipertensão pré-clínico (JAGMEET et al., 1999). Assim, o sedentarismo constitui importante fator de risco, já estando bem estabelecida a ocorrência de maior taxa de eventos cardiovasculares e maior taxa de mortalidade em indivíduos com baixo nível de condicionamento físico (MYERS, 2003; ARTHUR et al., 2005).

A literatura tem documentado que os protocolos com incremento de carga contínuo, também conhecidos como protocolos do tipo rampa, são os que melhor se adaptam em relação aos ajustes cardiovasculares e musculares das variáveis analisadas (WASSERMAN et al., 1999), além de serem bem recebidos pelo indivíduo (YAZBEK JR. 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. Desta forma, é de extrema importância a prescrição adequada da velocidade de incremento da rampa, uma vez que o teste pode se tornar demasiadamente longo ou curto se o aumento de potência não for previamente bem estabelecido.

O protocolo de avaliação do teste ergoespirométrico neste trabalho 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 o sexo, a altura, a idade e a massa corporal de

cada voluntário. Desta forma o tempo de execução do exercício até a exaustão física para os voluntários deste estudo foi em média de 9 minutos e 32 segundos.

No que se refere ao padrão do comportamento das variáveis cardiovasculares durante o exercício físico, deve-se mencionar que os pacientes com hipertensão leve ou moderada podem apresentar respostas semelhantes às encontradas em indivíduos saudáveis; porém, diferenças podem ser documentadas em condições particulares (tipo de exercício realizado) como o aumento do débito cardíaco (EICH et al, 1966) e/ou da resistência vascular periférica (FROHLICH et al., 1999).

Em relação aos valores de potência (W), FC (bpm) e $\dot{V}CO_2$ (ml/min) no pico do TEFDC-R, os resultados obtidos estão em concordância com dados de Modesti et al. (1994) que, ao compararem hipertensos leves com indivíduos saudáveis, também não observaram diferenças estatísticas entre essas variáveis nestes grupos.

Na presente investigação, o grupo hipertensos atingiu valores medianos de potências similares ao grupo sedentário durante o protocolo TEFDC-R. Para ambos os grupos foram encontrados valores de $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min) no pico do TEFDC-R compatíveis com a faixa de classificação aeróbia “fraca”, segundo a “American Heart Association” ($\dot{V}O_2$ máx entre 18 e 24 mlO₂/kg/min). Na literatura, tem sido reportado que o $\dot{V}O_2$ máximo de portadores de hipertensão de grau leve obtido durante teste cardiopulmonar apresenta-se reduzido em relação a saudáveis na mesma faixa etária (FAGARD, 1988; SMITH, 1992). Estes dados são discordantes dos encontrados neste estudo, no qual observamos uma capacidade funcional aeróbia similar entre o GS e o GH, o que pode ser atribuído ao estilo de vida dos portadores de hipertensão, os quais são trabalhadores braçais com atividade ocupacional de jardinagem e limpeza geral. Desta forma, os resultados são consistentes com dados da literatura que mostram que a atividade física regular contribui para um maior desempenho aeróbio funcional (FORJAZ, 1998; RODAS et al., 2000) e que o sedentarismo, por sua vez, pode levar à redução da capacidade aeróbia quando comparados com indivíduos treinados da mesma faixa etária (PIMENTEL et al., 2003). Ademais, esses dados são corroborados por Taylor-Tolbert et al (2000) e Otterço (2004), que, ao estudarem homens de meia idade hipertensos, relataram um $\dot{V}O_2$ pico de 19 mlO₂/kg/min e de 22,9 mlO₂/kg/min respectivamente. Quanto

aos indivíduos de meia idade sedentários, esses resultados são concordantes com Sakabe (2004), que observou um $\dot{V}O_2$ pico de 21 mlO₂/kg/min.

Um aspecto importante a ser discutido no presente estudo é a interação do padrão de resposta das variáveis cardiorespiratórias e musculares durante o exercício físico na transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio, ou seja, no limiar de anaerobiose (LA). Dentre os métodos não-invasivos de identificação do LA, o método de análise das variáveis ventilatórias e metabólicas é bem difundido no meio científico, servindo a este estudo como referência para comparação com as demais metodologias (BUNC et al., 1995; WASSERMAN et al., 1999; PRIOUX et al., 2000; YAZBEK et al., 2001)

Vários autores relatam que o LAV pode ser identificado pela análise das curvas da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$ em mlO₂/min ajustando-se duas retas e identificando-se o ponto de mudança no padrão de resposta destas variáveis, também conhecido como *V-Slope* (BEAVER et al., 1986; WASSERMAN et al., 1994). Entretanto, no presente estudo foi utilizado um método de análise adaptado desta metodologia, que consiste na observação da perda de paralelismo da $\dot{V}CO_2$ em relação ao $\dot{V}O_2$, ou seja, o ponto de resposta onde o $\dot{V}CO_2$ se eleva mais rapidamente do que o $\dot{V}O_2$ (CRESCÊNCIO, 2002; SAKABE, 2004; MARÃES, 2004).

Como mencionado anteriormente, apesar de a análise das variáveis ventilatórias e metabólicas ser ainda a referência na determinação do LA, a utilização de equipamentos de ergoespirometria é restringida, na maioria das vezes, a laboratórios de pesquisa, tendo seu acesso limitado, a clínicas e academias, devido ao alto custo de aquisição deste tipo de equipamento, bem como sua manutenção dispendiosa e manuseio complexo. Desta forma, nas últimas décadas, outros recursos de avaliação da capacidade funcional vêm sendo propostos, como, por exemplo, pela FC e pela EMGs. A utilização destas novas metodologias traria enormes benefícios na prática clínica da avaliação de indivíduos submetidos a esquemas terapêuticos farmacológicos e não-farmacológicos (como, por exemplo, programas de treinamento ou tratamento físico), uma vez que são técnicas mais simples e menos onerosas.

No presente estudo foi utilizado um modelo matemático de Hinkley (1969). O algoritmo do modelo matemático de Hinkley (1969) se baseia no método da máxima

verossimilhança para identificar o ponto de mudança no padrão de comportamento de uma série de dados durante um teste de exercício físico dinâmico incremental. Em relação à sua aplicação ao conjunto de dados da FC, do índice RMS do sinal mioelétrico e da $\dot{V}CO_2$, o algoritmo de Hinkley visa identificar o momento em que ocorrem essas mudanças; as quais, independente do sistema estudado, obedecem ao padrão da quebra de linearidade da resposta de sua variável, em um determinado instante do teste.

Foi observado, no presente estudo, que o comportamento das respostas das variáveis FC, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e o RMS do sinal eletromiográfico aumentaram linearmente com o incremento de potência até uma determinada intensidade de trabalho, apresentando a partir deste instante um aumento desproporcional, ou seja, foi observados pontos de quebra na linearidade das suas respostas. Nossos achados são concordantes com Hoffmann et al. (1994), Sakabe et al (2004), Silva (2002) para o comportamento da FC, com Wasserman et al. (1999) e Crescêncio (2002), Sakabe et al (2004), em relação as respostas da $\dot{V}CO_2$ e com Lucia et al. (1997), Silva (2002); Sakabe (2004), Marães (2004) para o comportamento do RMS do sinal eletromiográfico.

Em relação aos valores de FC (bpm), $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg/min), $\dot{V}CO_2$ e RMS do sinal eletromiográfico no LA determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (MV) e pelo modelo matemático de Hinkley aplicado aos dados de FC (MH-FC), $\dot{V}CO_2$ (MH- $\dot{V}CO_2$) e ao RMS (MH-RMS), não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre as metodologias de análise tampouco entre os grupos estudados. Novamente estes dados foram corroborados por Otterço (2004), que não observou diferenças estatisticamente significativas em homens de meia idade hipertensos entre as mesmas metodologias de análise deste estudo, assim como por Sakabe (2004), que, avaliando homens sedentários de meia idade, também não observou diferença entre o modelo visual e o de Hinkley.

Em relação ao LAV, os resultados obtidos no GS (10 mlO₂/kg/min) são concordantes com o trabalho de Chacon-Mikahil (1998), que estudou homens com idade média de 44,15 anos, saudáveis sedentários, encontrando valor mediano de $\dot{V}O_2$ no LAV de 11,90 mlO₂/kg/min, e com o trabalho de Sakabe (2004) que,

estudando voluntários sedentários de meia idade, relatou valores de $\dot{V}O_2$ no LAV de 11,02 mlO₂/kg/min. E discordante de Modesti et al (1994) que, ao avaliarem homens hipertensos na mesma faixa etária, encontraram no LAV o valor de $\dot{V}O_2$ de 21,7 mlO₂/kg/min. Vale ressaltar que esta discrepância pode ter ocorrido devido à diferença de protocolo utilizado, uma vez que a literatura refere que, em protocolos em esteira ergométrica, atingem-se valores de $\dot{V}O_2$ maiores, quando comparados com os valores obtidos em cicloergômetros (BUCHFUEHRER., 1983).

Quanto ao comportamento do recrutamento muscular, nossos resultados estão de acordo com outros estudos que utilizaram exercício físico dinâmico progressivo em cicloergômetro (PETROFSKY, 1979; NAGATA. et al, 1981; MIYASHITA et al., 1981; SHINOHARA, 1997; JAMMES et al., 1997). Estes autores referem haver um aumento linear da amplitude do sinal eletromiográfico e uma perda nesta linearidade (aumento mais acentuado) a partir de um certo nível de trabalho imposto. A maioria dos estudos (PETROFSKY, 1979; NAGATA et al., 1981; MIYASHITA et al., 1981; JAMMES et al., 1998) descreve que o RMS apresenta perda da linearidade em níveis de esforço próximos à ocorrência do LA, obtido a partir do método ventilatório e/ou análise do lactato sanguíneo.

No presente estudo, o modelo matemático aplicado aos dados da amplitude do sinal da EMGs identificou o LA em momentos similares à determinação da análise visual ventilatória. Estes dados estão de acordo com Lucía et al. (1997) que, utilizaram um modelo linear bissegmentado que detectava o ponto de quebra de linearidade da relação amplitude do sinal mioelétrico do vasto lateral/potência. Neste referido estudo, os autores referem que este ponto coincide com o aumento do equivalente ventilatório do oxigênio, ou seja, com o LA quantificado pela análise das variáveis ventilatórias.

Em relação a mudança do padrão de comportamento da FC durante o exercício físico incremental, esta apresentou uma quebra na sua linearidade em momentos similares às mudanças no padrão ventilatório, sugerindo desta forma, que os ajustes promovidos pelos sistemas cardiorrespiratórios são mediados simultaneamente para ambos os grupos. Dados estes corroborados por Sakabe et al. (2004) que aplicaram o modelo matemático de Hinkley aos dados da FC e detectaram que o ponto onde a resposta da FC perdeu a linearidade em relação ao aumento de potência estava fortemente relacionado com o LAV.

Por outro lado, a similaridade das respostas das variáveis FC, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e RMS no LA entre os grupos estudados sugere que o sedentarismo representa um fator de risco importante para o desenvolvimento de doença cardiovascular, já que, indivíduos saudáveis sedentários possuem uma capacidade funcional aeróbia similar a de portadores de hipertensão arterial já estabelecida.

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.

Assim, os resultados encontrados na presente investigação mostram que as mudanças no padrão de comportamento da FC e da amplitude do sinal mioelétrico durante o exercício físico dinâmico progressivo ocorrem em instantes próximos às mudanças no padrão ventilatório e metabólico. Estas respostas são esperadas visto que a ativação de regiões do córtex motor responsáveis pelo recrutamento de unidades motoras do músculo esquelético necessárias para a realização da atividade física, concomitantemente com a de áreas cardiovasculares na medula oblonga, estabelecem o nível basal da atividade eferente simpática e parassimpática que determinam os ajustes cardiovasculares, facilmente observados no início do exercício (ROWELL, 1992). No que se refere às mudanças das respostas em um determinado nível de esforço, Rowell (1992) relata que, com o incremento do exercício dinâmico progressivo, ocorre um aumento do fluxo sanguíneo para os músculos em atividade para suprir o aumento da demanda metabólica apresentada nos mesmos. Este aumento é mais evidente em níveis moderados e altos de exercício, sendo o comando neural de controle o principal responsável pelos ajustes necessários dos sistemas orgânicos, dentre estes o muscular, cardiovascular e o respiratório.

O modelo matemático de Hinkley, proposto na presente investigação, mostrou-se eficaz na detecção do padrão de mudança da resposta da FC, do RMS da EMGs e da $\dot{V}CO_2$. Os resultados encontrados neste estudos são encorajadores, no sentido de permitir a quantificação adequada do LA pela utilização de

ferramentas de aquisição de sinais biológicos mais simples, tais como a FC e a EMGs. Além disso, a aplicação do referido modelo mostrou-se eficaz na determinação do LA, de forma objetiva, tanto para portadores de hipertensão arterial sistêmica como para indivíduos saudáveis sedentários.

Na comparação das metodologias visuais das variáveis ventilatórias, quando se avalia o percentual da potência, $\dot{V}O_2$ e FC no LA em relação ao obtido no pico do exercício físico, Sakebe (2004) refere valores de 45,1%, 51,1,1% e 66,1%, respectivamente. No presente trabalho, os valores percentuais destes parâmetros no LA (MV) em relação ao pico do TEFDC-R foram similares a este estudo para ambos os grupos.

Devemos levar em consideração que a prescrição de treinamento físico baseado nas variáveis obtidas no pico do teste ergométrico convencional têm sido preconizada entre 57 e 78% do $\dot{V}O_2$ máx, que correspondem a aproximadamente a 70 a 85% da frequência cardíaca máxima (HASKELL, 1994). Porém, se objetivo for prescrever o treinamento físico em intensidades próximas ao nível do LA, verifica-se que os valores em níveis percentuais atingidos neste estudo estão abaixo do acima referido quando determinado a partir de testes ergoespirométricos.

A ausência de diferenças estatisticamente significantes dos modelos matemáticos na quantificação dos parâmetros mensurados no LA em relação ao método visual das variáveis ventilatórias permite que a prescrição de atividade física possa ser elaborada de forma segura, baseada nos valores detectados pelas metodologias matemáticas aplicadas aos dados da FC e da EMGs.

Desta forma, vale ressaltar que a prescrição do treinamento físico baseado no LA deve sempre levar em consideração a metodologia utilizada para a sua determinação, para a amostra de homens de meia idade com padrão de vida sedentário e para portadores de hipertensão arterial leve, tendo em vista o baixo risco de intercorrências clínicas durante a realização do mesmo.

7 CONCLUSÕES

A partir da análise do conjunto de resultados obtidos no presente estudo dentro da condição experimental empregada, pudemos chegar às seguintes conclusões:

- O modelo matemático de Hinkley mostrou-se eficiente na detecção do ponto de mudança no comportamento da FC, $\dot{V}CO_2$ e do RMS do sinal eletromiográfico tanto para o GS quanto para o GH.
- A ausência de diferenças estatisticamente significantes dos modelos matemáticos na quantificação dos parâmetros mensurados no LA em relação ao método visual das variáveis ventilatórias permite que a prescrição de atividade física possa ser elaborada de forma segura, baseada nos valores detectados pelas metodologias matemáticas.
- As respostas similares apresentadas pelo GS e GH refletem que o sedentarismo pode levar à redução da capacidade aeróbia constituindo um importante fator de risco à saúde.
- Os percentuais de potência, $\dot{V}O_2$ e FC no LA em relação ao obtido no pico do exercício físico são bons índices e podem ser utilizados para a prescrição da intensidade do treinamento físico para homens de meia idade com padrão de vida sedentário e portadores de hipertensão arterial leve.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN COLLEGE SPORT OF MEDICINE, Position stand on the recommended quantity on exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility and healthy adults. **Med Sci Sports Exercise**, v. 30, p. 975-991, 1998.

American Heart Association. Home monitoring of hiGH blood pressure. Available at: <http://www.amencanheart.org/presenter>. 576. Accessed. April 1, 2003.

ARNAUD,S.; ZATTARA-HARTMANN, M.C.; TOMEI, C.; JAMMES, Y. Correlation between muscle metabolism and changes in m-wave and surface eletromyogram: dynamic constant load leg exercise in untrained subjects. **Muscle & Nerve**, v.20, p.1997-1999, 1997.

ARTHUR. S. LEON.; MD, MS, CHAIR.; BARRY. A. FRANKLIN. PHD.; FERNANDO. COSTA. MD.; GARY. J. BALADY. MD.; KATHY A. BERRA. MSN. ANP.; KERRY J. STEWART, EDD.; PAUL D. THOMPSON. MD.; MARK A. WILLIAMS, PHD.; MICHAEL S. LAUER. MD. Cardiac Rehabilitation and Secondary Prevention of Coronary Heart Disease An American Heart Association Scientific Statement From the Council on Clinical Cardiology (Subcommittee on Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention) and the Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism (Subcommittee on Physical Activity), in Collaboration With the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation.**Circulation**,111:369-376, 2005.

BARROS NETO, T.L. Fisiologia do exercício aplicada ao sistema cardiovascular. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 6, n. 1, p. 6-10,1996.

BASMAJIAN J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles alive, their functions revealed by electromyography**. 5ª edição, 1985.

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

BEAVER, W.L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B.J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. **J Appl Physiol**, v. 60, n. 6, p. 2020-2027, 1986.

BUNC, V.; HOFMANN, P.; LEITNER, H.; GAISL, G. Verification of the heart rate threshold. **Eur J Appl Physiol**, v. 70, p. 263-269, 1995.

CATAI, A.M. **Estudo da variabilidade da frequência cardíaca e da capacidade aeróbia em homens jovens e de meia idade submetidos a treinamento físico aeróbio.** 1999. 301p. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.105

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

CHACON-MIKAHIL, M.P.T.; FORTI, V.A.M.; CATAI, A.M.; SZRAJER, J.S.; GOLFETTI, R.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; WANDERLEY, J.S.; MARIN-NETO, J.A.; MACIEL, B.C.; GALLO JR., L. Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of a decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia. **Braz J Med Biol Res**, v. 31, n. 5, p. 705-712, 1998.

CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P. G.; DROGHETTI, P.; CODECA, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. **J Appl Physiol**, v. 52, n. 4, p. 869-73, 1982.

CRESCÊNCIO, J.C. **Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos.** 2002. Dissertação (Mestrado em Biociências Aplicadas em Clínica Médica) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

CRESCÊNCIO, J.C.; MARTINS, L.E.B.; MARÃES, V.R.F.S.; MURTA-JR, L.O.; ANTLOGA, C.M.; NETO, J.A. M.; MACIEL, B.C.; GALLO, J.R.L.. Measurement of Anaerobic threshold during dynamic exercise in healthy subjects: comparison among visual analysis and mathematical models. In: **Amer Physiol Soc**, p.352. 2004.

CRIQUI MH, HASKELL WL, HEISS G, TRYOLER HA, GREEN P, RUBENSTEIN CJ. Predictors of systolic blood pressure response to treadmill exercise: the Lipid Research Clinics Program Prevalence Study. **Circulation**, v.68, p. 225–233. 1983.

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

DELUCA, C. J.; LEFEVER, R. S.; MCGUE, M. P.; XENAKIS, A. P. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **J. Physiol**, v. 329, p. 129-42, 1982.

DLIN RA, HANNE N, SILVERBURG DS, BAR-OR O. Follow-up of normotensive men with exaggerated blood pressure response to exercise. **Am Heart J**, v.106, p. 316–320,1983.

EICH, R.H.; CUDDY, R.P.; SMULYAN, H.; LYONS, R.H. Hemodynamics in labile hypertension. A follow-up study. **Circulation**, v. 34(2), p. 299-307, Aug. 1966.

EKSTRAND K, NILSSON JA, LILJA B, BOSTROM PA, ARBORELIUS M. Markers for development of hypertension in commercial flight aviators. **Aviat Space Environ Med**, v.62, p. 963–968,1991.

FARGARD, R.; SATESSE, J.; AMERY, A. Maximal aerobic power in essential hypertension. **J Hypertens**, v.6, p. 859-865, 1988.

[FORJAZ, C.L.](#); [MATSUDAIRA, Y.](#); [RODRIGUES, F.B.](#); [NUNES, N.](#); [NEGRAO, C.E.](#)

Post-exercise changes in blood pressure, heart rate and rate pressure product at different exercise intensities in normotensive humans. **Braz J Med Biol Res**, v. 31 (10), p. 1247-55, Oct; 1998.

FRANZ IW. Ergometry in the assessment of arterial hypertension. **Cardiology**. 1985; 72: 147–159.

FROHLICH, E.D. Risk mechanisms in hypertensive heart disease. **Hypertension**, v. 34 (2), p. 782-789. 1999

GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; MANÇO, J.C. The use of isometric exercise as a means of evaluating the parasympathetic contribution to the tachycardia induced by dynamic exercise in normal man. **Pflügers Arch**, v. 412, p. 128-132, 1988.

GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; MARTINS, L.E.B. Ajustes cardiovasculares ao exercício físico. Efeitos do treinamento aeróbio. **Medicina**, v.23, p. 101-106, 1990.

GALLO JR., L.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; MARTINS, L.E.B.; LIMA-FILHO, E.C.; GOLFETTI, R.; CHACON, M.P.T.; FORTI, V.A.M. Control of heart rate during exercise in health and disease. **Braz J Med Biol Res**, v. 28, n. 11-12, p. 1179-1184, 1995.

GIBBONS, R.J. et al. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to update the 1997 exercise testing guidelines). **Circulation**, v.106, p. 1883-1892, 2002

GLASS, C.; KNOWLTON, R.G.; SANJABI, P.B.; SULLIVAN, J.J. The effect of exercise induced glycogen depletion on the lactate, ventilatory and electromyographic thresholds. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 37, p. 32-40,1997.

GLASS, S.C.; KNOWLTON, R.G.; SANJABI, P.B.; SULLIVAN, J.J. Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 38, n. 1, p. 47-52, 1998.

GOBLE MM, SCHIEKEN RM. Blood pressure response to exercise: a marker for future hypertension? **Am J Hypertens**,v. 4, p. 617S–620S, 1991.

HAGBERG, J.M.; PARK, J.J.; BROWN, M.D. The role of exercise training in the treatment of hypertension:an update. **Sports Med**, v. 30, p. 193–206, 2000.

HASKELL, W.L. Health consequences of physical activity: Understanding and challenges regarding dose-response. **Med Sci Sports. Exerc**, v. 26, p. 649-660, 1994.

HILL, A.V., AND LUPTON, H. Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. **Quarterly Journal of Medicine**, n.16, p.135.1923.

HOFMANN, P.; BUNC, V.; LEITNER, H.; POKAN, R.; GAISL, G. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. **Eur J Appl Physiol**, v. 69, p. 132-139, 1994.

III CONSENSO BRASILEIRO DE HIPERTENSÃO ARTERIAL – CBHA. Campos de Jordão, SP, 1998.

IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial. **Rev Soc Bras Hipert**, v. 5, n.4, p. 123-165, 2002.

JAGMEET P. SINGH, MARTIN G. LARSON, TERI A. MANOLIO, CHRISTOPHER J. O'DONNELL, MICHAEL LAUER, JANE C. EVANS, AND DANIEL LEVY. Blood Pressure Response During treadmill Testing as a Risk Factor for New-Onset Hypertension : The Framingham Heart Study. **Circulation**, v. 99, p. 1831 - 1836. Apr 1999.

JAMMES, Y., CAQUELARD, F. e BADIER, 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.

Joint national Committee on Prevention, Detection, Evaluation and Treatment of HiGH Blood Pressure, National HiGH Blood Pressure Education Program Coordinating ommittee on Prevention, Detection, Evaluation and Treatment of HiGH Blood Pressure **JAMA**, n.19, p. 2.560-2.572, 2003.

JULIUS, S. Abnormalities of autonomic nervous control in human hypertension. **Cardiovasc Drugs Ther**, n.8 (suppl 1), p.11–20, 1994.

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

KAWAMURA, T. Avaliação da capacidade física e teste ergométrico. **Rer Soc Cardiol do Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 659-671, 2001.

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

MANOLIO TA, BURKE GL, SAVAGE PJ, SIDNEY S, GARDIN JM, OBERMAN A. Exercise blood pressure response and 5-year risk of elevated blood pressure in a cohort of young adults: the CARDIA study. **Am J Hypertens**, v. 7, p. 234–241, 1994.

MARÃES, V.R.F.S.; TEIXEIRA, L.C.A.; MILAN, L.A.; CATAI, A.M.; OLIVEIRA, L.; GALLO JR. L.; ROJAS, F.A.; SILVA, E. “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. **Determinação do limiar de anaerobiose a partir da análise daa 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.

MATEIKA, J. H. e DUFFIN, J. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 69, n. 2, p. 110-18, 1994.

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

MATTHEWS CE, PATE RR, JACKSON KL, WARD DS, MECERA CA, KOHL HW, BLAIR SN. Exaggerated blood pressure response to dynamic exercise and risk of future hypertension. **J Clin Epidemiol**, 51, p. 29–35,1998.

MITCHEL, JERE H.; SPROULE, BRIAN J.; CHAPMAN, CARLETON B. The physiological meaning of the maximal oxygen intake test. **J. Clin Invest**, v.37, n.4, p. 538-547, 1958.

MITCHELL, J.H. Neural control of the circulation during exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 22, n. 2, p. 141-154, 1990.

- MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. "EMG related to anaerobic threshold", **J. Sports Med. Phys. Fitness**, 21(3):209-217, 1981.
- MODESTI, P. A.; OLIVO, G.; PESTELLI, F.; GUARNACCIA, V.; GENSINI, G. F.; MALFANTI, P. L.; SERNERI, G. G. N. Anaerobic Metabolism in hypertensive patients during exercise stress test. **Am J. Hypertens**, v. 7, p. 469-473, 1994.
- MONTEIRO, Maria de Fátima and SOBRAL FILHO, Dário C. Physical exercise and blood pressure control. **Rev Bras Med Esporte**, v.10, n.6, p.513-516, Nov./Dec. 2004.
- MORITANI, T.; YOSHITAKE, Y. The use of electromyography in applied physiology. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, n. 6, p. 363-381, 1998.
- MYERS J. Exercise and cardiovascular health. **Circulation**.v.107. p.e2-e5. 2003.
- NAGATA, A.; MURO, M.; MORITANI, T.; YOSHIDA, T. Anaerobic threshold determination by blood lactate and myoelectric signals. **Japanese Journal of Physiology**, v. 31, p. 585-597, 1981.
- NEDER, J.A.; NERY, L.E. **Fisiologia clínica do exercício: Teoria e prática**. 1 Edição, Editora Artes médicas Ltda, São Paulo, 2003.
- 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.
- PETROFSKY, J.S. "Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer", **Eur J. Appl. Physiol. Occup. Physiol**, 41(1):1-15, 1979.
- PIMENTEL, A.E.; GENTILE, C.L.; TANAKA, H.; SEALS, D.R.; GATES, P.E. 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.
- PRIOUX, J.; RAMONATXO, M.; HAYOT, M.; MUCCI, P.; PRÉFAUT, C. Effect of ageing on the ventilatory response and lactate kinetics during incremental exercise in man. **Eur J Appl Physiol**, v.81, p. 100-107, 2000.
- RIBEIRO, J.P.; FIELDING, R.A.; HUGHES, V.; BLACK, A.; BOCHESI, M.A.; KNUTTGEN, H.G. Heart rate break point may coincide with the anaerobic threshold and not the aerobic threshold. **Int J Sports Med**, v. 6, n. 4, p. 220-224, 1985.
- RODAS, G.; VENTURA, L.J.; CADEFEAU, C.R.; PARRA, J. A short training programme for the rapid improvement of both aerobic and anaerobic metabolism. **Eur J Appl Physiol**, v. 82, p. 480-486, 2000.

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

SABAPATHY, S.; SCHNEIDER, D.A; COMADIRA, G., JOHNSTON, I.; MORRIS, N.R. Oxygen uptake kinetics during severe exercise: a comparison between young and older men. **Respiratory Physiol & Neurobiology**, v. 139, p. 203-213, 2004.

SAITOH M, MIYAKODA H, KITAMURA H, KINUGAWA T, HISATOME I, KOTAKE H, MASHIBA H. Cardiovascular and sympathetic nervous response to dynamic exercise in patients with essential hypertension. **Intern Med**,v. 31, p. 1175–1178, 1992.

SAKABE DI. **Quantificação do limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico em homens de meia idade: análise da resposta de variáveis cardiorespiratórias e musculares**. 2004. Tese (Mestrado em Fisioterapia) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

SAKABE, D.I.; NOVAES, L.D.; SIROL, F.N.; MARÃES, V.R.F.S.; OLIVEIRA, L.; DAREZZO, F.; CATAI, AM.; SILVA, E. Comparison of different methods for detecting exercise anaerobic threshold in men.In: **Amer Physiol Soc** , p.352, 2004.

SEALS, D.R.; SILVERMAN, H.G.; REILING, M.J. Effect of regular aerobic exercise on elevated blood pressure in postmenopausal women. **Am J Cardiol**, v. 80, p. 49–55, 1997.

SEALS, D.R.; CHASE, P.B. Influence of physical training on heart rate variability and baroreflex circulatory control. **J Appl Physiol**, v.66(4), p.1886-95. Apr .1989.

SHINOHARA, M.; KOUZAK,I M.; YOSHIHISA, T.; FUKUNAGA, T. “Mechanomyography of the human quadriceps muscle during incremental cycle ergometry”, **Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol**, v.76(4), p.314-319, 1997.

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. 88 f. Dissertação (mestrado em Bioengenharia). Universidade de São Paulo - USP, São Carlos.

SILVA, E.; CATAI, A.M.; TREVELIN, L.C.; GUIMARÃES, J.O.; SILVA, Jr. L.P.; SILVA, L.M.P.; OLIVEIRA, L.; MILAN, L.A.; MARTINS, L.E.B.; GALLO, Jr.L. ‘Design of a computerized system to evaluate the cardiac function during dynamic exercise’, **Physics in Medicine & Biology**, Rio de Janeiro, RJ, 39a, p.409, 1994.

SILAVA, E.; CATAI, A M. Fisioterapia Cardiovascular na fase tardia - Fase III da reabilitação cardiovascular, In: REGENGA, M.M. **Fisioterapia em Cardiologia - da UTI à reabilitação**, São Paulo: Roca. 2000

SINGH JP, LARSON MG, MANOLIO TA, O'DONNELL CJ, LAUER M, EVANS JC, LEVY D. Blood pressure response during treadmill testing as a risk factor for new-onset hypertension. **Circulation**, v. 99, p. 1831–1836, 1999.

SKINNER; MACLELLAN. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.51, n.1, p.234-248, 1980.

SMITH, D.H.G.; NEUTEL, J.M, GRAETTINGER, W.T.; et al. Impact of left ventricular hypertrophy on blood pressure responses to exercise. **Am J Cardiol**. v. 69, p. 225-228, 1992.

SVEDAHL, K.; MACINTOSH, B.R. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. **Can J Appl Physiol**, v. 28, n. 2, p. 299-323, 2003.

TAFFET, G.E.; PHAM, T.T.; HARTLEY, C.J. [The age-associated alterations in late diastolic function in mice are improved by caloric restriction.](#) **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v.. 52(6), Nov.1997.

TANJI, J.L.; CHAMPLIN, J.J.; WONG, G.Y.; LEW, E.Y.; BROWN, T.C.; AMSTERDAM, E.A. Blood pressure recovery curves after submaximal exercise: a predictor of hypertension at ten-year follow-up. **Am J Hypertens**, v. 2, p. 135–138. 1989.

TAYLOR, H.L.; BUSKIRK, E.; HENSCHER, A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. **J Appl Physiol**. v.8(1)., p. 73-80, Jul .1955.

TAYLOR-TOLBERT, N.S.; DENGEL, D.R.; BROWN, M.D.; MCCOLE, S.D.; PRATLEY, R.E.; FERRELL, R.E.; HAGBERG, J.M. Ambulatory blood pressure after acute exercise in older men with essential hypertension. **Am J Hypertens**, v 13(1 Pt 1), p.44-51, Jan. 2000.

TULLPO, M.P.; MÄKIKALLIO, T.H.; TAKALA, T.E.S.; SEPPÄNEN, T.; HUIKURI, H.V. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. **Am J Physiol**, v. 271, n.1, p. H244-H252, 1996.

TULLPO, M.P.; MÄKIKALLIO, T.H.; SEPPÄNEN, T.; AIRAKSINEN, J.K.; HUIKURI, H.V. Heart rate dynamics during accentuated sympathovagal interaction. **Am J Physiol**. v. 274.

VIITASSALO, J. T.; LUHTANEN, P.; RAHKILA, P.; RUSKO, H. Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. **Acta Physiol Scand**, v. 124, p. 287-293, 1985.

WASSERMAN, K. Determination of the anaerobic threshold by gaz exchange: biochemical considerations, methodology and physiological effects. **Z Kardiol**, v.83, n.Suppl 3, p. 1-12, 1994.

WASSERMAN, K.; HANSEN, J.E.; SUE, D.; WHIPP, B.J.; CASABURI, R. **Principles of exercise testing and interpretation**. 3^a ed. Philadelphia: Williams & Wilkins, 1999.

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

WILSON MF, SUNG BH, PINCOMB GA, LOVALLO WR. Exaggerated pressure response to exercise in men at risk for systemic hypertension. **Am J Cardiol**. V. 66, p.: 731–736, 1990.

YAZBEK JR., P.; TUDA, C.R.; SABBAG, L.M.S.; ZARZANA, A.L.; BATTISTELLA, L.R. Ergoespirometria: tipos de equipamentos, aspectos metodológicos e variáveis úteis. **Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo**, v. 11, n. 3, p. 682-694, 2001.

APÉNDICE A

Parecer do Comitê de ética em pesquisa:



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

Buy Now to Create PDF without Trial Watermark!!

90

Created by eDocPrinter PDF Pro!!

APÊNDICE B

CONSENTIMENTO FORMAL DOS VOLUNTÁRIOS QUE PARTICIPARÃO DO PROJETO DE PESQUISA: “DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE A PARTIR DA RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA, DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA, DO CONSUMO DE OXIGÊNIO AO EXERCÍCIO FÍSICO DINÂMICO DE HOMENS DE MEIA IDADE SEDENTÁRIOS E HIPERTENSOS.”

RESPONSÁVEL PELO PROJETO: PROF^a. DR^a. Ester da Silva

MESTRANDA: Elisane Rossin Pessotti

LOCAL DO DESENVOLVIMENTO DO PROJETO: Núcleo de Pesquisa em Exercício físico do Departamento de Fisioterapia da UFSCar e no Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Cardiovascular e Provas Funcionais (LPFC-PF) - Laboratório Multidisciplinar -, Bloco 2 (UNIMEP). Projeto vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba.

Eu, _____, nascido em ___/___/_____, portador do RG Nº _____ residente à Rua (Av). _____, fone _____, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, onde participarei de exames clínicos e laboratoriais.

É de meu conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e objetiva determinar o limiar de anaerobiose através da frequência cardíaca, da eletromiografia e das variáveis ventilatórias, considerando-se o nível de aptidão física e as interferências causadas ao sistema cardiovascular pela Hipertensão.

Estou ciente, de que, antes da minha participação nas avaliações específicas, serei submetido a uma avaliação clínica e diagnóstica, que constará de uma anamnese, exames físicos e laboratoriais, eletrocardiograma em repouso e teste ergométrico. Estes testes objetivam a identificação ou não de qualquer manifestação clínica ou eventual patologia que contra-indique a minha participação nas avaliações subseqüentes e no programa de condicionamento físico.

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 Núcleo de Pesquisa em Exercício Físico da Universidade Federal de São Carlos, que constam dos seguintes protocolos: 1) eletrocardiograma (ECG) completo ; 2) teste ergométrico com protocolo em rampa para a determinação do

APÊNDICE C

TABELAS

TABELA 5. Descrição dos resultados eletrocardiográficos (ECG) realizado durante o TEFDC-D pelos vountários do GH (n= 10).

Voluntários	ECG
GH1	Repouso pré teste com segmento ST descendente e onda T difásica em MC5 e DII. Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH	Manteve o segmento ST com padrão normal. Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH3	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH4	Manteve o segmento ST com padrão normal. Teste negativo para isquemia miocárdica.
GH5	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH6	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH7	Onda S profunda em MC5 e DII. Teste negativo para isquemia miocárdica.
GH8	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH9	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GH10	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.

TABELA 6. Descrição dos resultados eletrocardiográficos (ECG) realizado durante o TEFDC-D pelos vountários do GS (n= 10).

Voluntários	ECG
GS1	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS2	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS3	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS4	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS5	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS6	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS7	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS8	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS9	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.
GS10	Teste ergométrico clínico negativo para isquemia miocárdica.

TABELA 7. Resultado dos exames laboratoriais de glicemia, uréia e creatinina, em miligramas por decilitro de sangue (mg/dl); triglicérides, colesterol total, LDL, HDL, em miligramas por 100 mililitros de sangue (mg/100ml), dos voluntários do GH (n=10). Valores expressos em média, desvio padrão (DP) e mediana.

Voluntários (GH)	Glicemia (mg/dl)	Uréia (mg/dl)	Creatinina (mg/dl)	Triglicérides (mg/100ml)	Colesterol total (mg/100ml)	HDL (mg/100ml)	LDL (mg/100ml)	Ácido Úrico (mg/dl)
Valores de referência	76 - 120	16 – 46	0.7 -1.3	< 200	< 200	> 35	< 130	H: <6
GH1	95	40	1.07	107	200	57	124	6,1
GH	98	36	1	160	174	39	103	6,0
GH3	106	30	1	174	224	66	110	5,7
GH4	95	27	1.0	180	180	54	129	4,3
GH5	108	30	0.8	80	140	48	76	4
GH6	104	26	1.03	198	161	34	78	5,9
GH7	119	26	1.1	120	232	59	120	5,1
GH8	122	36	1.3	143	183	24	130	4,0
GH9	109	30	1.3	180	234	37	96	4,9
GH10	98	29	0.98	154	179	42	139	3,7
Média	105,42	31,00	1,05	149,60	190,7	46,00	110,50	4,97
DP	9,47	4,76	0,15	37,25	31,30	13,04	21,91	0,92
Mediana	105	30	1,01	157	181,5	45	115	5

TABELA 8. Resultado dos exames laboratoriais de glicemia. uréia e creatinina. em miligramas por decilitro de sangue (mg/dl); triglicérides. colesterol total. LDL. HDL. em miligramas por 100 mililitros de sangue (mg/100ml). dos voluntários do GS (n=10). Valores expressos em média. desvio padrão (DP) e mediana.

Voluntários (GS)	Glicemia (mg/dl)	Creatinina (mg/dl)	Triglicérides (mg/100ml)	Colesterol total (mg/100ml)	HDL (mg/100ml)	LDL (mg/100ml)	Ácido Úrico (mg/dl)
Valores de referência	76 - 120	0.7 -1.3	< 200	< 200	> 35	< 130	H: <6
GS1	95	0,9	90	152	43	89	4,2
GS2	80	0,9	130	162	45	105,3	3,2
GS3	88	0,8	76	100	45	67	4,2
GS4	89	0,9	99	157	54	95	5,9
GS5	80	1	104	170	47	65	5,2
GS6	98	1,03	133	160	68	69	6,6
GS7	100	0,9	134	174	60	100	6,7
GS8	104	0,7	58	176	47	117	4
GS9	91	1,1	92	193	52	123	3,6
GS10	90	1,4	92	178	55	75	5,8
Média	91,5	1	100,8	162,2	51,3	92,4	4,9
DP	7,94	0,1	25,21	24,93	8,3	25,7	1,3
Mediana	90,5	1	95,5	166	47	90,15	4,7

TABELA 9. DADOS DE PRESSÃO ARTERIAL SISTÓLICA (PAS) E DIASTÓLICA (PAD) EM MILÍMETROS DE MERCÚRIO (MMHg), DA FREQUÊNCIA CARDÍACA (FC) EM BATIMENTOS POR MINUTO (BPM) NA CONDIÇÃO DE REPOUSO SENTADO; DA FREQUÊNCIA CARDÍACA MÁXIMA PREVISTA (FC MÁX PREV) E DA FREQUÊNCIA CARDÍACA MÁXIMA ATINGIDA (FC ATINGIDA) (EM BPM) E DA POTÊNCIA PICO EM WATTS (W) OBTIDOS DURANTE O TEFDC-D DE AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE FUNCIONAL REALIZADOS PELOS GH (N=10). VALORES EXPRESSOS EM MÉDIA, DESVIO PADRÃO (DP) E MEDIANA.

Voluntários (GH)	Repouso			Pico do exercício			Potência (Watts)	
	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FC prevista (bpm)	max atingida (bpm)	PAS (mmHg)		PAD (mmHg)
GH1	75	140	95	164	150	230	110	151

GH	71	140	90	163	144	222	120	132
GH3	61	155	95	162	136	220	120	120
GH4	69	150	95	163	165	230	115	121
GH5	65	158	95	162	148	220	120	153
GH6	72	140	98	163	128	225	130	121
GH7	74	148	92	163	164	260	125	188
GH8	105	140	95	159	146	230	130	108
GH9	90	140	90	161	149	230	130	150
GH10	82	150	98	162	130	240	120	118
Média	76,4	146,1	94,3	162,2	146	230,7	122	136,2
DP	12,96	6,99	2,83	1,39	12,46	11,94	6,74	24,13
Mediana	73	144	95	162,5	147	230	120	126,5

TABELA 10. DADOS DE PRESSÃO ARTERIAL SISTÓLICA (PAS) E DIASTÓLICA (PAD) EM MILÍMETROS DE MERCÚRIO (MMHG), DA FREQUÊNCIA CARDÍACA (FC) EM BATIMENTOS POR MINUTO (BPM) NA CONDIÇÃO DE REPOUSO SENTADO; DA FREQUÊNCIA CARDÍACA MÁXIMA PREVISTA (FC MÁX PREV) E DA FREQUÊNCIA CARDÍACA MÁXIMA ATINGIDA (FC ATINGIDA) EM BPM E DA POTÊNCIA PICO EM WATTS (W) OBTIDOS DURANTE O TEFDC-D DE AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE FUNCIONAL REALIZADOS PELOS GS (N=10). VALORES EXPRESSOS EM MÉDIA, DESVIO PADRÃO (DP) E MEDIANA.

Voluntários (GS)	Repouso			Pico do exercício				
	FC (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FC máx prevista (bpm)	FC max atingida (bpm)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	Potência (Watts)
GS1	62	120	80	161	150	200	90	175
GS2	64	120	80	163	140	190	100	125
GS3	80	110	80	168	175	190	95	150
GS4	74	120	80	171	155	180	90	125
GS5	61	115	75	168	176	205	90	125
GS6	60	130	80	167	132	185	95	100
GS7	74	110	80	167	170	210	110	125
GS8	70	120	80	165	150	180	90	125
GS9	79	110	70	169	170	160	70	150
GS10	60	120	80	162	165	215	110	150
Média	68,4	117,5	78,5	166,1	158,3	192	94	135
DP	7,9	6,3	3,3	3,2	15,2	16,5	11,4	21
Mediana	67	120	80	167	160	190	92,5	125

