

*UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS*



*PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA*

*EDIÇÕES ENGENHARIA*



DISSERTAÇÃO DE MESTRADO N<sup>0</sup>

**DETECÇÃO DO LIMAR ANAERÓBIO A PARTIR DA  
VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE  
EXERCÍCIO FÍSICO PROGRESSIVO TIPO RAMPA EM  
ADULTOS JOVENS**

*Fernanda Lima Lopes*

DATA DA DEFESA: 24/04/2009



**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Escola de Engenharia**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

DETECÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBIO A PARTIR DA VARIABILIDADE  
DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE EXERCÍCIO FÍSICO  
PROGRESSIVO TIPO RAMPA EM ADULTOS JOVENS

Fernanda Lima Lopes

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR : PROF. MURILO EUGÊNIO DUARTE GOMES  
CO-ORIENTADORA: PROFA. RAQUEL RODRIGUES BRITTO

Belo Horizonte – MG

Abril de 2009



**“DETECÇÃO DO LIMIAR ANAERÓBIO A PARTIR DA VARIABILIDADE  
DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE EXERCÍCIO FÍSICO  
PROGRESSIVO TIPO RAMPA EM ADULTOS JOVENS”**

**Fernanda Lima Lopes**

**Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo  
Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade  
Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau  
de Mestre em Engenharia Elétrica.**

**Aprovada em 24 de abril de 2009**

**Por:**

---

**Murilo Eugênio Duarte Gomes – Dr.  
Prof. DELT/EEUFMG – orientador**

---

**Raquel Rodrigues Britto – Dra.  
Profa. EEFFTO/UFMG – co-orientadora**

---

**Carlos Julio Tierra-Criollo – Dr.  
Prof. DEE/EEUFMG**

---

**Eduardo Mazoni Marçal Mendes – PhD  
Prof. DELT/EEUFMG**



“Obstáculos são aquelas coisas medonhas  
que você vê quando tira os olhos  
de seu objetivo”  
*(Henry Ford)*



---

---

## AGRADECIMENTOS

---

A Deus, por estar sempre comigo me guiando nas escolhas da vida, encorajando-me nos momentos mais difíceis e aparando-me nos momentos de solidão.

Ao meu marido, Lucas, pelo companheirismo, dedicação, amor, carinho e compreensão em todos os momentos da minha vida. Mostrando-se sempre pronto a me ajudar, apoiando-me em todas as decisões. A você, que torna minha vida mais prazerosa, meus obstáculos menos árduos faltam palavras para expressar verbalmente a gratidão pelo apoio em mais uma fase da minha vida.

Aos meus pais que me deram a vida e me ensinaram-me a vivê-la com dignidade. A vocês, que iluminaram os caminhos obscuros com afeto e dedicação para que seus filhos trilhassem sem medo e cheios de esperança. A vocês que muitas vezes renunciaram aos seus sonhos para que seus filhos pudessem realizar os deles, não bastaria um muitíssimo obrigado.

Aos meus irmãos, Daniel e Lílian, pelo carinho e entusiasmo nesta caminhada. Seus olhos atentos as minhas aflições, sempre prontos a oferecer-me um ombro amigo nos momentos de angústia. Mas também, sempre prontos a comemorar com felicidade e orgulho cada conquista da minha vida. Amo vocês demais.

Aos meus amigos, que me apoiaram, incentivaram e ajudaram nesta fase.

Aos amigos do Labcare que tanto contribuíram para concretização deste trabalho tanto nas coletas de dados, quanto nas sugestões, com críticas construtivas, palavras amigas e momentos de alegria. Agradeço especialmente a Camila, Nathália,

Lorena, Giane, Dani Soares, Dayane que estiveram mais próximas de mim durante toda essa caminhada. Vocês não apenas me ajudaram a realizar um trabalho, mas também se mostraram amigas e prontas para me ajudar mesmo que fosse com uma palavra de incentivo, um sorriso.... Meu sincero MUITO OBRIGADO!

A Dani Gomes, verdadeira mãezona, me ensinou muitíssimo neste período. E a cada gesto, cada palavra, cada atitude sua, minha admiração e respeito só aumentavam. Sua simplicidade, gentileza e imensa sabedoria te transformam em uma verdadeira Mestre. Parabéns pela profissional excepcional e pela pessoa maravilhosa que você é. Serei eternamente grata por tudo que fez por mim.

Aos amigos do NEPEB, obrigada pela ótima convivência, por se mostrarem sempre solícitos às questões da matemática, na busca por voluntários, enfim, adorei conhecer cada um de vocês. Agradeço especialmente ao Renato Amábile, Henrique Resende Martins, Lucas Amaral e Ricardo Nunes que tanto me ajudaram nas disciplinas de cálculos e pelas palavras de incentivos.

Ao Murilo Gomes, meu orientador, por ter me dado a oportunidade, a chance de poder realizar este sonho. Muito obrigada pela paciência, confiança no meu trabalho, por ter me acolhido tão bem nesta área nova. Sua seriedade, competência e humildade me inspiraram e tornaram esta fase tão difícil em momentos agradáveis e serenos.

Ao professor Carlos Julio, quem admiro pela dedicação ao trabalho, amor à profissão e à pesquisa. Jamais esquecerei as reuniões de sexta-feira, que você sempre tentava resolver os problemas de todos e, principalmente o brilho nos seus olhos quando alguém dava uma notícia boa em relação às pesquisas do laboratório. Eu sempre saía de lá renovada e com muita vontade de resolver as dificuldades de cada etapa deste trabalho. Você vibrava com a conquista de cada um, por menor que fosse esta. Sempre pronto a nos ajudar.

A professora Raquel Britto, por todas suas críticas construtivas e seu exemplo de competência e comprometimento que me fizeram amadurecer muito profissionalmente. Pelo seu exemplo de profissional, pelo seu sorriso amável quando mais uma etapa era vencida.

Ao Guilherme Campolina Azeredo, verdadeiro anjo que caiu do céu para me salvar. Obrigada por todos os momentos felizes que passamos. Sentirei saudades das nossas conversas longas e agradáveis. Obrigada por tudo, este estudo só foi possível com a sua ajuda.

Ao André Paim, que nos cedeu parte do seu software e por sua paciência e boa vontade em nos ensinar os modelos matemáticos e computacionais.

Aos fisioterapeutas do Hospital Vila da Serra que estiveram na torcida por esta conquista, especialmente a Clarissa e Flávia, que ajudaram muito neste momento.

As secretárias Arlete, Anete e Marilane que resolviam todos os nossos problemas, muito obrigada.

Ao coordenador do curso de pós-graduação de engenharia elétrica, professor Hanny, que soube acolher todas as estudantes de cursos de graduação na área de saúde com entusiasmo. Sempre apoiando, incentivando nas investidas em áreas distintas da nossa formação profissional.

Obrigada, a todos os voluntários que permitiram que essa investigação fosse possível.

A todos os professores da engenharia e da fisioterapia que contribuíram para o meu aprendizado e crescimento profissional.

À família do Lucas, minha segunda família, pela acolhida e por toda torcida.  
Vocês também fazem parte desta história.



“Onde Você Vê...

Onde você vê um obstáculo,  
alguém vê o término da viagem  
E o outro vê uma chance de crescer.

Onde você vê um motivo pra se irritar,  
Alguém vê a tragédia total  
E o outro vê uma prova para sua paciência.

Onde você vê a morte,  
Alguém vê o fim  
E o outro vê o começo de uma nova etapa...

Onde você vê a fortuna,  
Alguém vê a riqueza material  
E o outro pode encontrar por trás de tudo, a dor e a miséria total.

Onde você vê a teimosia,  
Alguém vê a ignorância,  
Um outro compreende as limitações do companheiro,  
percebendo que cada qual caminha em seu próprio passo.  
E que é inútil querer apressar o passo do  
outro, a não ser que ele deseje isso.

Cada qual vê o que quer, pode ou consegue enxergar.

Porque eu sou do tamanho do que vejo.  
E não do tamanho da minha altura."

*(Fernando Pessoa)*

---



---

## CONTEÚDO

---

<b>Resumo</b> .....	<b>xxi</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>xxiii</b>
<b>Lista de Figuras</b> .....	<b>xxv</b>
<b>Lista de Tabelas</b> .....	<b>xxvii</b>
<b>Lista de Abreviações</b> .....	<b>xxix</b>
<b>Lista de Símbolos</b> .....	<b>xxxii</b>
<b>Capítulo 1</b> .....	<b>1</b>
<b>Introdução</b> .....	<b>1</b>
1.1 <i>Limiar anaeróbio</i> .....	2
1.2 <i>Novos métodos de análise do limiar anaeróbio</i> .....	3
1.3 <i>Objetivo</i> .....	5
1.3.1    Objetivos específicos .....	5
1.4 <i>Estrutura da dissertação</i> .....	6
<b>Capítulo 2</b> .....	<b>7</b>
<b>Considerações sobre Fisiologia do Exercício</b> .....	<b>7</b>
2.1 <i>Avaliação da capacidade funcional</i> .....	7
2.2 <i>Fornecimento de energia durante a atividade física</i> .....	8
2.3 <i>Metabolismo celular no momento do limiar anaeróbio</i> .....	11
2.4 <i>Resposta ventilatória ao exercício</i> .....	12
2.5 <i>Modulação autonômica da frequência cardíaca</i> .....	13
2.6 <i>Respostas da frequência cardíaca ao exercício físico</i> .....	15
<b>Capítulo 3</b> .....	<b>17</b>
<b>Revisão das Ferramentas Matemáticas</b> .....	<b>17</b>
3.1 <i>Método Cusum</i> .....	17
3.2 <i>Modelagem paramétrica linear</i> .....	18
3.3 <i>Análise espectral</i> .....	20

<b>Capítulo 4.....</b>	<b>22</b>
<b>Materiais e Métodos.....</b>	<b>22</b>
4.1 <i>Aspectos éticos do estudo.....</i>	22
4.2 <i>Local de realização do estudo.....</i>	22
4.3 <i>Critérios de inclusão.....</i>	23
4.4 <i>Avaliação clínica e fisioterápica.....</i>	23
4.5 <i>Procedimentos experimentais e controle ambiental.....</i>	27
4.6 <i>Procedimento experimental.....</i>	28
4.6.1 <i>Protocolo de rampa em esteira ergométrica.....</i>	28
4.7 <i>Variáveis ventilatórias e metabólicas.....</i>	29
4.8 <i>Demais equipamentos e materiais utilizados.....</i>	30
4.9 <i>Pré-processamento dos dados.....</i>	30
4.9.1 <i>Eliminação de artefatos.....</i>	31
4.9.2 <i>Seleção da parte incremental.....</i>	33
4.9.3 <i>Interpolação dos dados.....</i>	34
4.10 <i>Interface gráfica.....</i>	36
4.11 <i>Métodos de análise para determinação do limiar anaeróbio.....</i>	42
4.11.1 <i>Determinação do LA pelo método Cusum.....</i>	42
4.11.2 <i>Determinação do LA pelo método matemático RARMA.....</i>	42
4.11.3 <i>Determinação do LA pela Análise Espectral.....</i>	44
4.12 <i>Determinação do padrão ouro.....</i>	48
4.12.1 <i>Métodos de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias (padrão ouro).....</i>	48
4.12.2 <i>Análise estatística.....</i>	50
4.13 <i>Análise descritiva dos dados dos voluntários.....</i>	51
<b>Capítulo 5.....</b>	<b>53</b>
<b>Resultados.....</b>	<b>53</b>
5.1 <i>Voluntários estudados.....</i>	53
5.2 <i>Variáveis cardiorrespiratórias no pico do teste.....</i>	54
5.3 <i>Limiar anaeróbio.....</i>	55
5.3.1 <i>Comparação dos valores de <math>\dot{V} O_2</math> no limiar anaeróbio.....</i>	55
5.3.2 <i>Comparação dos valores da FC no limiar anaeróbio.....</i>	58
5.3.3 <i>Comparação dos valores de <math>\dot{V} CO_2</math> no limiar anaeróbio.....</i>	59
5.3.4 <i>Comparação dos valores de tempo no limiar anaeróbio.....</i>	60
5.4 <i>Correlação entre as variáveis estudadas.....</i>	61
<b>Capítulo 6.....</b>	<b>65</b>

<b>Discussão .....</b>	<b>65</b>
6.1 <i>Variáveis controladas.....</i>	65
6.2 <i>Limiar anaeróbio.....</i>	67
<b>Conclusões.....</b>	<b>71</b>
<b>Trabalhos Futuros.....</b>	<b>73</b>
<b>Referências Bibliográficas .....</b>	<b>75</b>
<b>Apêndice A.....</b>	<b>93</b>
<b>Comitê de ética.....</b>	<b>93</b>
A.1 <i>Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa .....</i>	93
A.2 <i>Parecer do comitê de ética em pesquisa do adendo do projeto anterior .....</i>	94
A.3 <i>Consentimento formal .....</i>	95
<b>Apêndice B.....</b>	<b>99</b>
<b>Anamnese e Avaliação Fisioterápica.....</b>	<b>99</b>
<b>Apêndice C.....</b>	<b>103</b>
<b>Teste Cardiopulmonar .....</b>	<b>103</b>
<b>Apêndice D.....</b>	<b>107</b>
<b>Avaliação da Qualidade do Teste Ergoespirométrico .....</b>	<b>107</b>
<b>Apêndice E.....</b>	<b>109</b>
<b>Características Antropométricas dos Voluntários.....</b>	<b>109</b>



---

---

## RESUMO

---

O objetivo da presente investigação foi avaliar ferramentas matemáticas de fácil utilização e de baixo custo para determinar o limiar anaeróbio a partir da variabilidade da frequência cardíaca. Foram desenvolvidos e testados os métodos matemáticos baseados em modelagem paramétrica e não paramétrica que foram designados Cusum, Espectral e RARMA.

Foram estudados 46 homens adultos jovens com idade entre 20 a 39 anos, sedentários, normotensos, não cardiopatas, não diabéticos, não tabagistas, não etilistas e com índice de massa corpórea entre 18 e 30 kg/m<sup>2</sup>. Os voluntários realizaram o teste cardiopulmonar de esforço submáximo em esteira ergométrica com protocolo de rampa com incrementos de velocidade e inclinação realizada de forma individual de acordo com a idade. Os dados de frequência cardíaca foram obtidos batimento a batimento e coletados por meio de cardiofrequencímetro.

O limiar anaeróbio foi determinado pelo método ventilatório visual gráfico por três especialistas treinadas. Tal método foi considerado o padrão ouro para detecção do limiar anaeróbio no presente estudo. Posteriormente, o limiar anaeróbio foi determinado também a partir da análise da variabilidade da frequência cardíaca pelos modelos matemáticos desenvolvidos e os resultados foram comparados aos obtidos com o padrão ouro.

Foram utilizados os testes de correlação de *Pearson* e *Spearman* (nível de significância de 0,01). Foram encontradas correlações significantes ( $r > 0,70$ ) entre os valores de frequência cardíaca identificados pelos métodos matemáticos Espectral e RARMA quando comparado com o padrão ouro. Portanto, no grupo estudado, os métodos matemáticos citados acima mostraram-se eficientes na determinação não-invasiva do limiar anaeróbio. A correlação do método matemático Cusum com o padrão ouro não foi considerada satisfatória, sendo encontrado um valor de 0,62.



---

---

## ABSTRACT

---

The objective of this research was to assess low cost mathematical tools for determining the anaerobic threshold from heart rate variability signals. We developed and tested the methods Cusum, Spectral and RARMA derived from parametric and non-parametric models.

We studied 46 young adults men aged 20 to 39 years, sedentary, normotensive, non-cardiac, non-diabetic, non-smokers, not-drinkers, and with body mass index between 18 and 30 kg/m<sup>2</sup>.

The volunteers performed the cardiopulmonary test with submaximal effort in an ergometric treadmill. It was used a ramp protocol with increments of speed and incline performed by an individual according to age. The beat to beat data were obtained from heart rate monitor.

The anaerobic threshold was determined by three specialists from the analysis of ventilatory visual graphic. This method was considered the gold standard for detecting the anaerobic threshold. Subsequently, the anaerobic threshold was determined by the methods developed in this work and the results were compared with the gold standard.

We used the *Pearson* and *Spearman* tests of correlation (significance level of 0.01) and found significant correlations ( $r > 0.70$ ) between the value of heart rate identified by mathematical models Spectral and RARMA. Therefore, in the study group, both mathematical models were effective in non-invasive determination of anaerobic threshold. The correlation of the Cusum method with the gold standard was 0.62 and was not considered satisfactory.



---

---

## LISTA DE FIGURAS

---

Figura 2-1 – Metabolismos fisiológicos para fornecimento de energia.....	10
Figura 3-1 – LA pelo método Cusum .....	18
Figura 4-1 – Derivações e localização dos eletrodos bipolares .....	24
Figura 4-2 – Derivações unipolares .....	25
Figura 4-3 – Derivações precordiais V 1 a V 6.....	26
Figura 4-4 – Registro dos intervalos R-R com artefatos.....	31
Figura 4-5 – Dados dos intervalos R-R.....	33
Figura 4-6 – Seleção da fase incremental .....	34
Figura 4-7 – Interpolação linear para reamostragem dos dados .....	35
Figura 4-8 – Intervalos R-R do dado original e reamostrado.....	36
Figura 4-9 – Interface gráfica dos modelos matemáticos desenvolvidos .....	37
Figura 4-10 – Interface gráfica dos dados dos voluntários .....	38
Figura 4-11 – Interface gráfica dos tempos das fases do exercício e padrão ouro.....	39
Figura 4-12 – Interface gráfica do dado original e resultados do LA .....	40
Figura 4-13 – Comparação dos resultados .....	41
Figura 4-14 – Detecção do LA por erros de predição .....	43
Figura 4-15 – Detecção do LA pelo modelo ARMA.....	44
Figura 4-16 – Filtro Passa Faixa para baixas frequências.....	45
Figura 4-17 - Filtro Passa Faixa para altas frequências .....	45
Figura 4-18 – Resposta em frequência de um filtro Butterworth.....	46
Figura 4-19 – Características do filtro Butterworth.....	46
Figura 4-20 - Identificação do LA pela razão das energias espectrais.....	47
Figura 4-21 – Método ventilatório visual .....	49
Figura 5-1 – Consumo de O <sub>2</sub> (ml/min) no LA .....	56
Figura 5-2 – Consumo de O <sub>2</sub> corrigido pelo peso (ml/kg/min) no LA.....	57
Figura 5-3 – Frequência cardíaca no LA.....	58
Figura 5-4 – Produção de CO <sub>2</sub> no LA.....	59

Figura 5-5 – Tempo no instante do LA ..... 60

---

---

## LISTA DE TABELAS

---

Tabela 4.1 - Resultados dos LAs pelo padrão ouro e modelos matemáticos.....	41
Tabela 5.1 - Estatística das características antropométricas dos voluntários.....	53
Tabela 5.2 - Monitorização dos dados vitais na condição de repouso.....	54
Tabela 5.3 - Variáveis cardiorrespiratórias no pico do teste de ergoespirometria.....	55
Tabela 5.4 - Correlação de <i>Pearson</i> dos dados dos LAs.....	62
Tabela 5.5 - Correlação de <i>Spearman</i> dos dados dos LAs.....	63



---

---

## LISTA DE ABREVIACÕES

---

AF	Alta frequência
AR	Modelo autoregressivo
ARIMA	Modelo autoregressivo de média móvel integrada
ARMA	Modelo de média móvel autoregressivo
ATP	Molécula de adenosina trifosfato
BF	Baixa frequência
CO <sub>2</sub>	Gás carbônico
CPX/ Medical Graphics	Sistema computadorizado de análise ergoespirométrica
CUSUM	Método matemático de soma cumulativa
FC	Frequência cardíaca
FFT	Transformada rápida de Fourier
FR	Frequência respiratória
H <sup>+</sup>	íon hidrogênio
iR-R	Intervalo R-R
LA	Limiar anaeróbio
NAR	Modelo autoregressivo não-linear
O <sub>2</sub>	Oxigênio
PA	Pressão arterial
PaCO <sub>2</sub>	Pressão parcial de gás carbônico
PaO <sub>2</sub>	Pressão parcial de gás oxigênio
PCR	Ponto de compensao respiratória
PET CO <sub>2</sub>	Pressões parciais ao final da expirao do CO <sub>2</sub>
PET O <sub>2</sub>	Pressões parciais ao final da expirao do O <sub>2</sub>
PFK	Enzima fosfofrutocinase
pH	Potencial hidrogeniônico

pNN50	Porcentagem de intervalos R-R adjacentes com duração maior que 50 ms
PSD	Densidade espectral de potência
$\dot{Q} \text{CO}_2$	Intercâmbio de dióxido de carbono
$\dot{Q} \text{O}_2$	Intercâmbio de oxigênio
RER	Razão de trocas respiratórias
RMSSD	Raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos R-R normais adjacentes
SDNN	Desvio padrão da média de todos os intervalos R-R normais
SDANN	Desvio-padrão das médias dos intervalos R-R normais a cada 5 minutos
SDNN index	Média dos desvios padrão dos intervalos R-R normais a cada 5 minutos
SNA	Sistema nervoso autônomo
SpO <sub>2</sub>	Saturação periférica de oxigênio
VC	Volume corrente
$\dot{V} \text{CO}_2$	Produção de dióxido de carbono
$\dot{V} \text{E}$	Ventilação pulmonar
$\frac{\dot{V} \text{E}}{\dot{V} \text{CO}_2}$	Ventilação pulmonar em relação a produção de gás carbônico
$\frac{\dot{V} \text{E}}{\dot{V} \text{O}_2}$	Ventilação pulmonar em relação ao consumo de oxigênio
VFC	Variabilidade da frequência cardíaca
$\dot{V} \text{O}_2$	Consumo de oxigênio
$\dot{V} \text{O}_2 \text{ máx}$	Consumo de oxigênio máximo

---

---

## LISTA DE SÍMBOLOS

---

$\dot{Q}$	Coeficiente
$\dot{V}$	Fluxo
$W(i)$	Valor do dado no instante $i$
$I$	Instante discreto de tempo
$N$	Tamanho da amostra
$S$	Média empírica
$C(i)$	Valor da soma cumulativa
$T$	Período de amostragem
$\Omega = 0$	Frequência discreta igual a zero
$\Omega = \infty$	Frequência discreta igual a infinito
$g(x)$	Função matemática



## Introdução

---

A preocupação com a saúde física torna-se cada vez mais crescente nos dias atuais e não restam dúvidas que o treinamento físico por um tempo prolongado melhora a capacidade aeróbica, a sobrevida e a qualidade de vida dos indivíduos. Essa mudança dos hábitos de vida da maioria da população mundial, buscando a cada dia mais a prática de exercícios físicos e uma alimentação mais saudável, é resultado da conscientização das pessoas dos benefícios desses atos para sua saúde.

No entanto, o que poucas pessoas sabem é que a atividade física precisa ser realizada dentro de uma faixa ideal de treinamento para melhorar o condicionamento cardiopulmonar sem, no entanto, comprometer a saúde. Portanto, atividades físicas muito aquém dessa intensidade de treinamento ideal não acarretam benefícios aos sistemas cardiovascular e pulmonar. Por outro lado, a prática de exercícios físicos em intensidade de treinamento físico acima da faixa de ideal para o indivíduo pode aumentar a chance de aparecimento de certos riscos, como isquemia do miocárdio, angina e morte súbita (Wasserman et al., 2005).

A maneira mais eficaz de prescrever atividade física de forma segura e eficiente é por meio da quantificação do limiar anaeróbio, limite além do qual há grande sobrecarga do sistema cardiorrespiratório. Essa quantificação pode ser feita por duas metodologias bem embasadas na literatura e consideradas como padrão ouro. Uma forma é a análise quantitativa da mudança da concentração do ácido láctico no sangue durante atividade física progressiva (Yeh et al., 1983c); a outra é realizada por meio da análise visual gráfica dos gases exalados coletados durante a ergoespirometria (Beaver et al., 1985b; Wasserman et al., 1964a; Yeh et al., 1983b).

Ambos os métodos possuem algumas desvantagens que acabam por restringir a sua realização em centros de pesquisas, principalmente em universidades. O primeiro é um exame invasivo, doloroso e requer recursos caros, e o segundo, apesar

de ser não-invasivo, requer equipamentos muito onerosos e equipe especializada para análise.

É desejável que a prescrição de atividade física seja mais próxima possível do ideal para todos os que almejem melhorar o seu desempenho físico. Assim, é importante buscar métodos de detecção do limiar que sejam confiáveis e acessíveis a maioria da população.

## 1.1 Limiar anaeróbio

O limiar anaeróbio (LA) é definido como o nível de exercício acima do qual o consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) para a produção de energia é suplementada por mecanismos anaeróbios (Wasserman, 1984b). Trata-se de um importante parâmetro fisiológico para avaliação da capacidade aeróbia no homem (Wasserman, 1984c). Ele se correlaciona com o consumo máximo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$  máx) e corresponde ao valor submáximo de potência no qual começa haver desproporção entre o aumento da produção de ácido lático pelo músculo em atividade e sua eliminação pelos processos de captação e metabolização celular no fígado, músculos inativos, coração e outros tecidos do organismo e que, portanto, possibilita a quantificação da capacidade aeróbia em exercício (Wasserman, 1984a).

A determinação do LA tem sido cada vez mais utilizada para classificar limitações funcionais e estratificar riscos em pacientes com doenças cardíacas (Myers, 2005). Ele é amplamente utilizado na prescrição de atividade física de forma individualizada com a finalidade de melhorar a capacidade aeróbia, melhorar a resistência muscular e a eficiência dos músculos esqueléticos em utilizar oxigênio e ainda prevenir doenças cardiovasculares (Bosquet et al., 2002; Meyer et al., 2005; Resnick, 2000).

Dois métodos de identificação do LA são amplamente utilizados com objetivo de quantificar a capacidade aeróbia dos indivíduos. O método direto invasivo analisa a dosagem da concentração de lactato e de bicarbonato plasmático

presentes no sangue (Beaver et al., 1985a; Yeh et al., 1983a). O método indireto não invasivo analisa a mudança no comportamento das variáveis ventilatórias e metabólicas. O limiar anaeróbio é identificado como o momento em que há um aumento desproporcional da ventilação pulmonar ( $\dot{V}E$ ) e da produção de dióxido de carbono ( $\dot{V}CO_2$ ), relativamente à elevação linear do consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) (Wasserman et al., 1964b). Matsumura, em 1983, não encontrou diferenças significativas ao comparar o método indireto com o método direto para determinação do LA (Matsumura et al., 1983).

No entanto, ambos os métodos de análise do LA tem certas desvantagens. O método de análise direta do LA requer coleta de sangue arterial periodicamente durante a atividade física, tornando o método doloroso e muito desconfortável. Já o método indireto, depende de equipamentos sofisticados, de alto custo e equipe especializada, e, portanto, ainda é pouco acessível e restringe-se às instituições direcionadas à pesquisa científica.

## 1.2 Novos métodos de análise do limiar anaeróbio

Diante dessas limitações e da real importância de se detectar o limiar anaeróbio (LA), alguns autores têm concentrado seus esforços no sentido de investigar as respostas de outras variáveis fisiológicas ao teste de esforço físico com o objetivo de desenvolver novas metodologias para análise do LA. Muitos têm estudado o comportamento da frequência cardíaca (FC) durante o exercício físico com aumento de carga progressiva (Alonso et al., 1998; Bunc et al., 1995; Conconi et al., 1982c; Gallo, Jr. et al., 1995; Hoffman et al., 1994; Marães et al., 2005; Pozzi, 2006; Pozzi et al., 2006d; Sakabe, 2004).

Gallo *et al* (1995) avaliaram o controle autonômico da FC durante o exercício físico e observaram o aparecimento de taquicardia por contribuição simpática acima do limiar anaeróbio. Portanto, a perda de estabilização da FC e mudanças na variabilidade da frequência cardíaca (VFC) podem representar um

possível marcador do limiar anaeróbio em indivíduos saudáveis (Gallo, Jr. et al., 1995).

Alonso *et al* (1998), ao estudar o comportamento da FC durante atividade física progressiva, observaram uma diminuição progressiva da variabilidade da frequência cardíaca, atingindo níveis significantes em relação ao repouso a partir de 60% do consumo de oxigênio do pico de exercício, a 45-60% da potência máxima e na intensidade do limiar anaeróbio, estabilizando-se nos períodos subseqüentes (Alonso et al., 1998).

A partir do comportamento previsível da FC durante o esforço físico, principalmente na transição do predomínio de diferentes tipos de metabolismo em cada estágio da atividade física, alguns autores vêm buscando determinar o LA por meio da análise desse comportamento da FC e de outros sistemas fisiológicos do organismo. Hoffman *et al.* (1994) não observaram diferença significativa entre o limiar da frequência cardíaca, determinado por meio de análise do ponto de quebra da linearidade da relação frequência cardíaca/potência, e o ponto de mudança do lactato sanguíneo (Hoffman et al., 1994; Pozzi, 2006).

Outros autores têm demonstrado a importância da resposta do ritmo cardíaco para mensurar o LA (Conconi et al., 1982b; Marães, 2003). Outras pesquisas têm sido conduzidas com objetivo de associar as alterações no limiar de anaerobiose ventilatório a outras variáveis fisiológicas, como a frequência cardíaca e o sinal eletromiográfico (Marães, 2004; Sakabe, 2004).

Bunc *et al.* (1995), em estudo comparativo das diferentes metodologias de detecção do LA, observaram que o limiar da FC não foi significativamente diferente do limiar determinado indiretamente pelo método ventilatório, do segundo ponto de quebra da linearidade da relação entre lactato e a potência do exercício, e do limiar da eletromiografia do músculo vasto lateral. Estes autores ainda sugerem que o limiar da frequência cardíaca pode ser utilizado como um método alternativo na determinação do limiar de anaerobiose em indivíduos destreinados (Bunc et al., 1995; Pozzi, 2006).

Marães *et al*, em 2005, concluíram que a determinação do LA fornecido pelo modelo matemático ARIMA aplicados aos dados da VFC mostra-se uma

metodologia promissora quando comparado com o método ventilatório de determinação do LA (Marães et al., 2005).

Contudo, a possibilidade de se usar o método de detecção do limiar anaeróbio a partir da variabilidade da frequência cardíaca como uma nova ferramenta diagnóstica de determinação de anaerobiose ainda requer maiores investigações e domínio da técnica para posteriormente ampliar sua utilização. Além disso, a sistematização de utilização deste método para que seja disponibilizado para uso na prática clínica, poderá contribuir para a otimização da prescrição de exercícios, principalmente para cardiopatas e pneumopatas, visto que estes pacientes apresentam importante limitação funcional devido à intolerância ao exercício.

## **1.3 Objetivo**

Diante da importância clínica da determinação do limiar anaeróbio (LA) e das limitações de custo e necessidade de uma equipe especializada para avaliação do LA por meio dos métodos de dosagem de lactato sanguíneo e análise visual gráfica a partir de análise de gases, propomos no presente estudo detectar o LA a partir da VFC por meio de métodos matemáticos.

Portanto, o objetivo da presente investigação foi aplicar ferramentas matemáticas derivadas de técnicas de modelagem linear de fácil utilização e de baixo custo para determinar o limiar anaeróbio a partir da VFC.

### **1.3.1 Objetivos específicos**

- Definir protocolo adequado de teste incremental a ser utilizado no teste de esforço cardiopulmonar e que possa atender de forma mais específica a população estudada e os objetivos do estudo;
- Identificar o melhor método de pré-processamento dos dados para remoção de artefatos, filtragem dos dados e de seleção do intervalo de interesse para análise;
- Determinar o LA padrão por meio da análise visual gráfica;

- Analisar a confiabilidade intra e inter-examinadores do método ventilatório visual pela perda do paralelismo do  $\dot{V} \text{CO}_2$  em relação ao  $\dot{V} \text{O}_2$ .
- Aplicar ferramentas matemáticas que permitam a determinação do LA a partir da análise da variabilidade da frequência cardíaca.

## 1.4 Estrutura da dissertação

Esse capítulo apresentou uma breve revisão a respeito do limiar anaeróbio, a importância da sua análise, como é realizada a sua detecção, as dificuldades de cada método utilizados atualmente, e os objetivos deste trabalho.

O Capítulo 2 descreve sucintamente a fisiologia do exercício, o que acontece com os sistemas biológicos durante o esforço físico progressivo, e como podemos reconhecer por meio das mudanças das variáveis fisiológicas os tipos de metabolismos exigidos pelo corpo.

O capítulo 3 apresenta uma revisão sucinta das ferramentas matemáticas utilizadas para desenvolver os métodos de análise do LA a partir do sinal de variabilidade da frequência cardíaca (VFC).

O capítulo 4 descreve como a pesquisa foi desenvolvida, o protocolo e materiais utilizados, as características dos voluntários estudados e os cuidados tomados quanto à confiabilidade dos testes.

Logo a seguir, no capítulo 5 são expostos os resultados encontrados no experimento. A discussão dos resultados confrontando com a literatura, conclusões do estudo e sugestões de futuros estudos para desenvolvimento da metodologia de análise do limiar anaeróbio pela VFC serão apresentadas no capítulo 6.

---

## Considerações sobre Fisiologia do Exercício

---

### 2.1 Avaliação da capacidade funcional

O consumo de oxigênio máximo ( $\dot{V} O_2 \text{ máx}$ ) é definido como a taxa mais alta que o oxigênio ( $O_2$ ) pode ser transportado e utilizado pelo organismo durante atividade física (ATS/ACCP, 2003b; Bassett et al., 1997; Hill et al., 1925). O  $\dot{V} O_2 \text{ máx}$  é utilizado para avaliar a capacidade funcional dos atletas e demais indivíduos e reflete a habilidade no desempenho de atividades do cotidiano que requerem metabolismo substancialmente aeróbico (Arena et al., 2007).

O  $\dot{V} O_2 \text{ máx}$  é uma das principais variáveis no campo da fisiologia do exercício e frequentemente é utilizado para avaliar o condicionamento cardiorrespiratório de atletas (Bassett, Jr. et al., 2000). Além disso, o  $\dot{V} O_2 \text{ máx}$  também tem sido considerado como o principal determinante de sucesso no desempenho de atletas. No entanto, a medida de  $\dot{V} O_2 \text{ máx}$  isoladamente não é sensível o bastante para prever o sucesso em atividades esportivas, principalmente em eventos que requerem o predomínio do metabolismo anaeróbico para fornecimento de energia (Holloszy et al., 1984a; Noakes, 1998b).

De acordo com a literatura, a concentração de ácido lático na corrente sanguínea associada a determinação do  $\dot{V} O_2 \text{ máx}$  parece ser o preditor mais sensível do desempenho de atletas em esportes e são então utilizados frequentemente para determinar intensidade de treinamento físico de forma eficaz (Duvillard, 2001).

Em muitas situações o  $\dot{V} O_2 \text{ máx}$  é limitado por órgãos mais centrais (pulmão e coração), como a capacidade do sistema respiratório de captar oxigênio do ar

atmosférico e transferir para corrente sanguínea e a capacidade do sistema cardiovascular de transportar oxigênio para os músculos em atividades. Isso explica o porquê do  $\dot{V}O_2$  máx não ser o melhor preditor da habilidade atlética, pois a maioria das alterações decorrentes do treinamento físico ocorre a nível periférico, como a capacidade do músculo de captar mais oxigênio (Noakes, 1998a).

Portanto, a melhor forma para se avaliar o ganho na capacidade funcional é por meio da determinação do limiar anaeróbio, pois o LA é determinado por características mais periféricas, ou seja, pelas adaptações musculares provenientes do treinamento físico prolongado (Holloszy et al., 1984b; Holloszy et al., 1984c). Por isso a determinação do LA tem sido proposta como uma medida objetiva para avaliar a capacidade aeróbia do indivíduo sem impor um estresse ao sistema cardiovascular que predisponha o risco de infarto do miocárdio ou morte súbita (Bosquet et al., 2002; Wasserman et al., 1964c; Wasserman et al., 1973).

## **2.2 Fornecimento de energia durante a atividade física**

Durante a realização de exercício físico ocorrem alterações hemodinâmicas e metabólicas no organismo com o objetivo de manter a homeostase sistêmica. O desencadeamento desses ajustes envolve a participação de vários sistemas biológicos que compõem o corpo humano. Estão envolvidos na manutenção do exercício físico entre outros, os sistemas muscular, respiratório e cardiovascular (Gallo et al., 1996).

Tais ajustes podem ser explicados pelo fato que atividades físicas resultam em maior demanda de incrementos energéticos musculares por aumento da taxa celular de intercâmbio de oxigênio ( $\dot{Q}O_2$ ) e dióxido de carbono ( $\dot{Q}CO_2$ ). A elevação da  $\dot{Q}O_2$  e da  $\dot{Q}CO_2$ , por sua vez, exige complexos ajustes nos dois principais sistemas envolvidos na captação e transporte dos gases: o sistema respiratório e o sistema cardiovascular (Neder et al., 2003). Pois o fornecimento de energia necessária à realização de atividade física varia de acordo com a taxa de realização

do trabalho e com o nível de condicionamento físico do indivíduo (Neder et al., 2003).

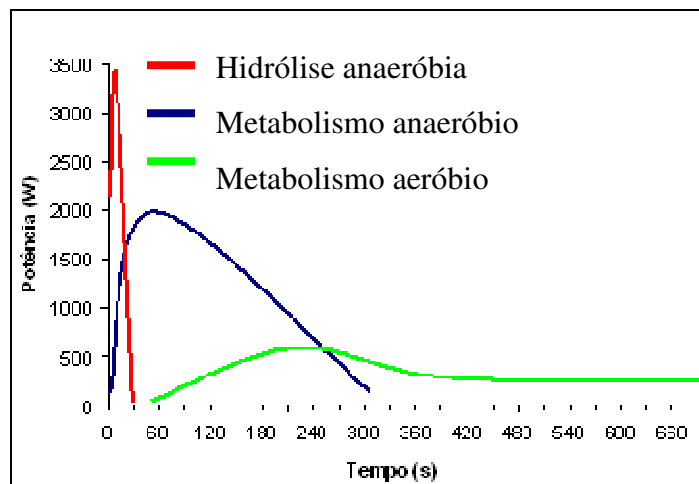
Inicialmente, as demandas energéticas são supridas a partir dos mecanismos de hidrólise anaeróbica da creatino-fosfato e da glicólise anaeróbia (Wasserman, 1999). As reservas energéticas envolvendo complexos fosfatos de alta energia são utilizadas principalmente na transição repouso-exercício e são geralmente suficientes para atividades que variam de 10 segundos (exercício máximo súbito) a cerca de 1 minuto (caminhada vigorosa) (Neder et al., 2003).

A glicólise anaeróbica também está presente no início do exercício para fornecimento de energia. Porém, o produto final desse metabolismo é um ácido forte, chamado de ácido láctico. Esse ácido se dissocia facilmente em íon hidrogênio ( $H^+$ ) e o acúmulo desse íon tem o potencial de interromper rapidamente a glicólise, principalmente pela inibição da enzima fosfofrutocinase (PFK). Os metabolismos citados até o momento são anaeróbios, ou seja, ocorrem na ausência de oxigênio, e são pouco eficientes em relação à produção de energia. No entanto, como não necessitam de oxigênio, são essenciais para a realização de atividades de alta intensidade e curta duração ou em fase inicial do exercício físico, nas quais não houve tempo suficiente para que ocorressem alterações nos sistemas cardiovascular e respiratório no sentido de aumentar o aporte de oxigênio nos músculos que estão se exercitando (Neder et al., 2003).

Posteriormente, o organismo passa a depender crucialmente de outros mecanismos mais eficientes de obtenção de adenosina trifosfato, molécula fornecedora de energia (ATP). A oxidação aeróbica de carboidratos e ácidos graxos produz uma maior quantidade de ATP e é quase que inteiramente responsável pela geração de energia durante atividades de intensidade moderada, e depende das respostas dos sistemas cardiovascular e respiratório (Pinheiro, 1997; Wasserman, 1999), demandando um certo tempo (Neder et al., 2003). Obviamente, quanto mais “fisicamente condicionado” for o indivíduo, mais rápida será a oferta de  $O_2$  e/ou a ativação da “maquinaria” enzimática muscular (Neder et al., 2003).

Embora a noção de uma sequência cronológica seja didaticamente aceitável, o que ocorre na verdade é um predomínio de um tipo de metabolismo sobre o outro

durante a atividade física possibilitando a ativação de todas as vias metabólicas num dado momento do exercício (Neder et al., 2003), como ilustrado pela Figura 2-1. A partir da compreensão da forma dinâmica com que o organismo lança mão das diversas vias metabólicas pode-se compreender um importante parâmetro fisiológico chamado de limiar anaeróbico (LA).



**Figura 2-1 – Metabolismos fisiológicos para fornecimento de energia**

A figura acima representa os diferentes metabolismos utilizados durante o exercício físico para fornecimento de energia. Inicialmente, a energia utilizada durante a atividade física provém da hidrólise anaeróbia da molécula de creatino-fosfato. Em seguida ao início do exercício o fornecimento de energia é conseguido pela hidrólise anaeróbia de substratos energéticos. Ao longo da atividade física o metabolismo aeróbio é o principal mecanismo de fornecimento de energia. Como ilustrado acima nota-se que, na verdade, o que acontece é um predomínio de um metabolismo em relação ao outro e não uma sequência cronológica dos metabolismos.

Fonte: Neder *et al*, 2003.

## 2.3 Metabolismo celular no momento do limiar anaeróbio

O limiar de anaerobiose ou limiar anaeróbio (LA) é definido como o nível de exercício acima do consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ), o qual a produção de energia é suplementada pelo metabolismo anaeróbio (Wasserman, 1984d).

O LA tem sido utilizado para quantificação da capacidade aeróbia durante o esforço físico, permitindo também a avaliação das reservas funcionais de vários sistemas, principalmente o cardiorrespiratório, o qual está diretamente envolvido no transporte de  $O_2$  do ar atmosférico para os tecidos periféricos, tanto em indivíduos saudáveis quanto em cardiopatas e pneumopatas (Neder et al., 2003).

A resposta cardiorrespiratória durante exercício varia em função do grau de treinamento físico, ou seja, indivíduos sedentários possuem valores de  $\dot{V}O_2$  e potência no LA inferiores aos indivíduos treinados, de mesma faixa etária (Chacon-Mikahil et al., 1998). Igualmente, com o aumento da idade, ocorre uma diminuição progressiva da capacidade física, portanto o LA ocorre em níveis de  $\dot{V}O_2$  menores, tanto decorrente dos processos fisiológicos que ocorrem no envelhecimento, como pela menor aptidão física decorrente do avançar da idade (Catai et al., 2002b; Pimentel et al., 2003).

O LA ocorre no momento que a demanda de oxigênio é maior que a oferta, sendo o mecanismo aeróbio oxidativo suplementado pelo mecanismo anaeróbio (Wasserman, 1999). Neste instante, concomitantemente ao acúmulo de ácido láctico sanguíneo e aumento desproporcional da ventilação pulmonar, há uma perda da linearidade do aumento da FC em relação ao incremento de potência (Maciel et al., 1986b) e uma maior ativação muscular, com recrutamento de novas fibras musculares (Jammes et al., 1998; Nilsson et al., 1977a; Nilsson et al., 1977b; Petrofsky, 1979).

## 2.4 Resposta ventilatória ao exercício

Como foi dito anteriormente, a resposta ao exercício físico depende da coordenação entre os sistemas respiratório e cardiovascular. Durante o exercício físico, tanto o consumo de oxigênio ( $\dot{V}O_2$ ) quanto a produção de gás carbônico ( $\dot{V}CO_2$ ) aumentam em função do incremento da atividade e demanda metabólica dos músculos esqueléticos em exercício (Wasserman, 2005). Para suprir a necessidade de oxigênio e remover o excesso de gás carbônico, são necessárias alterações fisiológicas como o aumento da ventilação alveolar, elevação do débito cardíaco e redistribuição do débito cardíaco para os músculos esqueléticos em atividade (Wasserman et al., 2005).

No início do exercício, há um súbito aumento na ventilação, começando no intervalo de um segundo até atingir um platô. Esse aumento da ventilação inicial ocorre devido a reflexos determinados por receptores articulares ou musculares (Ward, 2000; Whipp et al., 1998c). Além disso, a estimulação colateral descendente a partir do córtex somatomotor, irradiando-se para os centros respiratórios bulbares, também contribui para esse comando respiratório inicial durante o exercício (Thornton et al., 2001), assim como outros comandos centrais descendentes (Eldridge, 1977).

Nas fases mais posteriores do exercício, existem teorias de que a estimulação neurogênica se faz tanto por informações aferentes periféricas quanto centrais. Assim, oscilações na pressão parcial de oxigênio ( $PaO_2$ ) e na pressão parcial de gás carbônico ( $PaCO_2$ ) arterial poderiam estimular os quimiorreceptores periféricos apesar de seus níveis médios se manterem inalterados. Outra teoria parte do pressuposto que a  $PaCO_2$  arterial é mantida constante através de estímulo dos quimiorreceptores centrais, aumentando a ventilação (Whipp et al., 1998a; Whipp et al., 1998b). Outros fatores como elevação da temperatura corporal e impulsos do córtex cerebral também estão relacionados com o aumento da ventilação durante o exercício (Rausch et al., 1991; Ward, 1994; Wasserman, 1999).

Durante um exercício de intensidade moderada, a ventilação aumenta diretamente com o aumento da taxa metabólica até o ponto de compensação respiratória (PCR) à lactacidez. A partir desse momento as demandas ventilatórias aumentam substancialmente, porque há uma maior produção de CO<sub>2</sub> e redução do pH pela glicólise anaeróbica. Ambos os produtos estimulam a ventilação alveolar (Wasserman, 1999).

## **2.5 Modulação autonômica da frequência cardíaca**

Em condições normais, a frequência cardíaca é determinada pelo ritmo de despolarização das células marcapasso do nodo sinusal. Na ausência de qualquer influência neuro-humoral sobre o nodo sinusal, a frequência cardíaca é controlada pela frequência de despolarização das células marcapasso, chamada de frequência cardíaca intrínseca (Aires, 1999).

Porém, no organismo humano, a frequência cardíaca instantânea representa o conjunto dos efeitos da atuação autonômica simpática e parassimpática sobre as células marcapasso do nodo sinusal, os quais respectivamente promovem elevação e diminuição do ritmo cardíaco. Tal atuação do sistema nervoso autônomo (SNA) é chamada de modulação da frequência cardíaca (Hainsworth, 1995).

A estimulação das fibras eferentes parassimpáticas está associada à diminuição dos valores de frequência cardíaca e a estimulação das fibras simpáticas está associada ao aumento desses valores. A interação entre os eferentes parassimpático e simpático sobre o nodo sinusal resulta em importantes oscilações da frequência cardíaca (Ribeiro, 2001). A essas oscilações na frequência cardíaca dá-se o nome de variabilidade da frequência cardíaca (VFC), e esta reflete a influência do sistema nervoso autônomo sobre o coração (American Heart Association et al., 1996f).

Variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é a variação que ocorre entre batimentos cardíacos sucessivos em ritmo sinusal, e que é obtida a partir dos intervalos R-R registrados no eletrocardiograma (Grupi et al., 1994a). Considerando-

se que as mudanças da frequência cardíaca são mediadas pelo SNA, conclui-se então que a medição destas reflete a modulação autonômica (Kleiger, 1995a).

O sistema nervoso autônomo, por meio da regulação constante da frequência cardíaca e do tônus vascular, funciona como um importante mecanismo fisiológico de controle e de retroalimentação que busca manter a pressão arterial média e o volume venoso central dentro da faixa relativamente estreita de variação (Leon et al., 1970).

Os métodos para análise da VFC podem ser conduzidos no domínio do tempo e ou no domínio da frequência. Os estudos no domínio do tempo podem ser realizados por meio de cálculos estatísticos e geométricos e, os estudos no domínio da frequência podem ser realizados a partir da transformação dos ritmos do domínio do tempo para a frequência, por meio de procedimentos matemáticos como a Transformada de Fourier (Kleiger, 1995b;Malik, 1995;Malik et al., 1996).

Estudos que empregaram a análise da VFC para a investigação indireta da atuação autonômica demonstram diminuição da mesma em condições patológicas (Novais, 2006;Sacilotto, 2005;Stys et al., 1998) e no envelhecimento (Grupi et al., 1994b;Jensen-Urstad et al., 1997a;Waddington et al., 1979b). Jensen-Urstad *et al.*, em 1997, observaram que com o aumento da idade há uma redução da VFC e aumento da mortalidade tanto por doença arterial coronariana quanto por outras causas foi maior nos indivíduos com baixa VFC. Os autores sugerem que a diminuição da VFC pode ser um indicador de má condição de saúde geral (Jensen-Urstad et al., 1997b).

Existem indicações de que tal redução da VFC representa uma diminuição da atividade parassimpática e/ou um aumento da atividade simpática (Freitas et al., 2000). Estudos de um mesmo pesquisador, que concluíram haver uma diminuição da VFC (Marães, 1999) e da resposta reflexa à manobra de valsalva (Marães et al., 2004) em voluntários de meia idade, sugerem que isso representa uma redução da atividade parassimpática.

Por outro lado, existem estudos que demonstram aumento da VFC em repouso promovido pelo treinamento físico aeróbico em voluntários idosos (Levy et al., 1998a), indicando grande utilidade deste parâmetro como marcador da melhora a resposta ao exercício decorrente de programas de treinamento.

## 2.6 Respostas da frequência cardíaca ao exercício físico

Em repouso, embora ambas as divisões autonômicas mantenham-se tonicamente ativas, os efeitos parassimpáticos são dominantes (Aires, 1999). Porém, o exercício físico provoca importantes modificações no funcionamento do sistema cardiovascular e em seus mecanismos de ajustes autonômicos (Gallo, Jr. et al., 1995; Mitchell JH, 1990; Rowell, 1986).

Os ajustes cardiorrespiratórios e metabólicos ao esforço físico dependem de uma série de fatores, dentre eles, o tipo de exercício (isométrico, dinâmico ou combinação dos dois), tipo, intensidade, duração, nível de atividade física (exercícios máximos ou submáximos), condições ambientais, horário do dia (ciclo circadiano), quantidade de massa muscular envolvida, estado de saúde, ingestão alimentar, sexo, idade, características antropométricas, mudanças de postura, entre outros (Astrand et al., 1980; Catai et al., 2002a; Gallo, Jr. et al., 1995; Maciel et al., 1986a; Mercier et al., 1994).

Atualmente são utilizados, principalmente, dois tipos de protocolos de exercícios dinâmicos para a avaliação do sistema cardiorrespiratório. Um protocolo descontínuo aplicado principalmente para avaliar o controle autonômico da FC durante o exercício e o protocolo contínuo designado para mensurar o limiar anaeróbio em carga de trabalhos submáximos (Wasserman et al., 2005).

Os testes de exercícios físicos dinâmicos de incrementos contínuos permitem, quando associados às medidas de troca ventilatório, condições adequadas para identificar a capacidade aeróbia pelo LA. Além disso, eles permitem a fácil identificação da transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio (Neder et al., 2003; Wasserman, 1999).

Além das alterações ventilatórias ocorridas com o aumento progressivo do estresse físico, existem respostas cardíacas também desencadeadas pelo aumento progressivo da carga imposta. Gallo *et al* (1995) utilizando protocolo descontínuo (tipo degrau, em posição sentada, com 4 minutos de duração cada estágio) afirmou que em potências inferiores ao limiar anaeróbio ventilatório a redução do tônus

parassimpático é o único mecanismo responsável pela taquicardia induzida pelo exercício físico dinâmico. Posteriormente, em potências acima do limiar anaeróbio, a contribuição simpática aparece e aumenta em intensidades proporcionais ao acréscimo de níveis de potência. A estimulação simpática causa um acréscimo dos valores absolutos de FC de forma lenta e linear (Gallo, Jr. et al., 1995).

Portanto, o valor da FC é relatado como resposta da contribuição do sistema parassimpático em níveis menores de potência, e como a contribuição de ambas as divisões eferentes do sistema nervoso autônomo (ramos simpático e parassimpático) em altos níveis de potência (Gallo, Jr. et al., 1995).

Alonso et al (1998), estudando o comportamento da frequência cardíaca (FC) e de sua variabilidade durante as diferentes fases metabólicas do exercício físico progressivo máximo em jovens, observou que a FC aumentou significativamente do repouso ao LA e do ponto de compensação respiratório (PCR) ao pico de exercício. Além disso, houve uma diminuição significativa da variabilidade da frequência cardíaca do repouso para o momento do LA e, a partir desta intensidade manteve-se inferior ao repouso, sem queda adicional significativa, até o final do exercício (Alonso et al., 1998).

Com base nos estudos descritos acima, conclui-se que é necessária a aplicação de um protocolo de exercício de incrementos contínuos capazes de provocar mudanças no tônus autonômico sobre o nodo sinusal decorrentes da intensidade de esforço físico e que possibilite a identificação da transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio.

---

---

## Revisão das Ferramentas Matemáticas

---

---

### 3.1 Método Cusum

Para analisarmos os sinais de variabilidade da frequência cardíaca (VFC), utilizamos um algoritmo chamado Cusum, *cumulative sum* ou soma cumulativa (Hinkley, 1971), o qual tem como princípio a Equação 3.1:

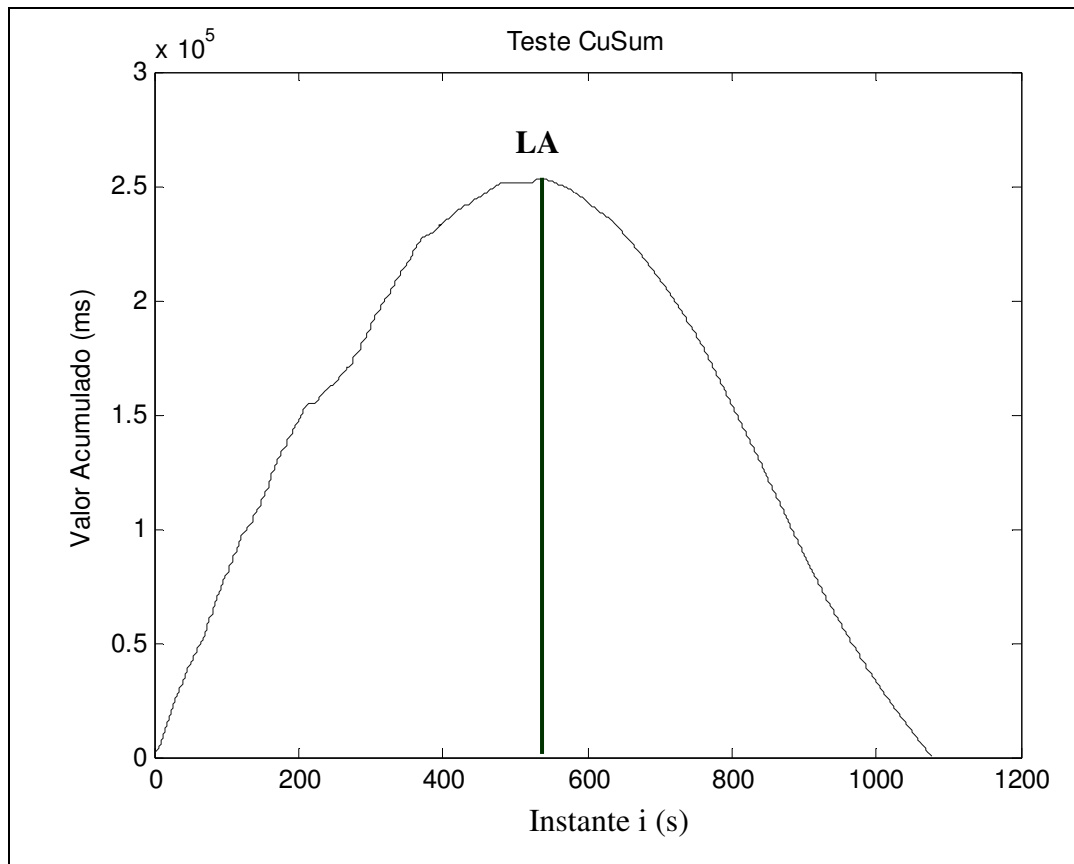
$$C(i) = \sum_{j=1}^i (w(j) - S), \quad (3.1)$$

sendo que  $w(j)$  é o valor do dado no instante  $j$  de tempo,  $n$  é o tamanho da massa de dados e  $S$  é a média aritmética dos dados, ou seja,

$$S = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^n w(j), \quad (3.2)$$

partindo do princípio que o LA é o ponto onde a VFC muda de comportamento em relação a sua média e a soma cumulativa  $C(i)$  atinge o seu maior valor, como pode ser verificado na Figura 3-1.

O método matemático Cusum, também conhecido como modelo de Hinkley, vem sendo muito utilizado para detecção do limiar anaeróbio (LA) (Pozzi, 2006; Pozzi et al., 2006c). O modelo matemático de Hinkley aplicado ao conjunto de dados de frequência cardíaca (FC), da raiz quadrada da soma das médias (RMS) do sinal mioelétrico, e da produção de  $\text{CO}_2$  ( $\dot{V} \text{CO}_2$ ) mostrou-se adequado na determinação não-invasiva do LA quando comparado ao método ventilatório visual. Este método matemático se ajusta melhor aos dados de FC, seguido de  $\dot{V} \text{CO}_2$  e RMS do sinal mioelétrico (Pozzi, 2006; Pozzi et al., 2006b).



**Figura 3-1 – LA pelo método Cusum**

Resultado do teste Cusum aplicado aos dados do sinal de VFC de um voluntário do presente estudo. O ponto mais alto do gráfico é considerado o LA, onde o valor acumulado é maior e em seguida ocorre uma tendência à mudança no comportamento do sinal.

## 3.2 Modelagem paramétrica linear

Modelagem matemática é a área do conhecimento que estuda maneiras de desenvolver e implementar modelos matemáticos de sistemas reais. Um modelo matemático de um sistema real é um análogo matemático que representa algumas características observadas em tal sistema. Os modelos matemáticos têm sido utilizados ao longo da história para os mais diversos fins, como por exemplo: entender e explicar fenômenos observados tanto na natureza quanto em sistemas sociais, biomédicos, equipamentos etc.; projeto de sistemas de monitorização e controle; predição; estimação de estados; simulação e treinamento, como por exemplo, os simuladores de voo (Aguirre, 2000).

Uma consideração importante é saber se o sistema que está sendo modelado comporta-se de forma aproximadamente linear. O sistema é considerado linear se ele satisfaz o princípio da superposição e da homogeneidade, isto é, se  $\mu_1$  produz uma saída  $y_1$  e  $\mu_2$  produz uma saída  $y_2$ , então  $c_1\mu_1 + c_2\mu_2$  produz uma saída  $c_1y_1 + c_2y_2$ , onde  $c_1$  e  $c_2$  são constantes.

São denominados modelos paramétricos aqueles modelos que tiverem parâmetros, ou seja, coeficientes que os caracterizam. Por exemplo, o modelo

$$Y_k = 16,9 + 0,69Y_{k-1}$$

é paramétrico, sendo que seus parâmetros são  $\{16,9; 0,69\}$ .

Dentre os modelos matemáticos paramétricos lineares podemos citar: Auto-regressivo (AR), Média-móvel (MA) e Auto-regressivo de Média Móvel (ARMA).

O modelo AR é uma representação muito útil em identificação de sistemas e pode ser descrito como na equação abaixo:

$$y(k) = a_1y(k-1) + a_2y(k-2) + \dots + a_{n_y}y(k-n_y) + \varepsilon(k),$$

em que  $a_1, a_2, \dots, a_{n_y}$  correspondem aos parâmetros deste modelo de ordem  $n_y$ ,  $\varepsilon(k)$  representa o erro de eventos aleatórios que não podem ser explicados pelo modelo e  $y(k)$  representa a saída do modelo (Galvêncio et al., 2002).

Nos modelos de médias móveis (MA),  $y(k)$  é considerado linearmente dependente de um número finito,  $m_y$ , de ruídos brancos, ou seja,  $y(k)$  representa o modelo linear, porém com somatório truncado em  $m_y$  termos. Matematicamente,

$$y(k) = \varepsilon(k) - a_1\varepsilon(k-1) - \dots - a_{m_y}\varepsilon(k-m_y).$$

O modelo auto-regressivo com média móvel (ARMA) é uma combinação dos modelos AR e MA e pode ser dado pela equação:

$$y(k) = a_1y(k-1) + a_2y(k-2) + \dots + a_{n_y}y(k-n_y) + \varepsilon(k) - b_1\varepsilon(k-1) - \dots - b_{m_y}\varepsilon(k-m_y).$$

Neste trabalho utilizou-se a modelagem RARMA, que trata basicamente de determinar modelos para janelas sucessivas de dados da série temporal em estudo (Aguirre, 2000).

### 3.3 Análise espectral

A regulação da frequência dos batimentos cardíacos pode ser em decorrência do controle intrínseco, fatores humorais e do sistema nervoso autônomo (American Heart Association et al., 1996e). A complexa interação ou inibição das fibras nervosas simpáticas e parassimpáticas, nas respostas da frequência cardíaca (FC) resulta em oscilações da FC instantânea e dos intervalos R-R, denominada de variabilidade da frequência cardíaca (VFC) (American Heart Association et al., 1996d).

As influências dos ramos do sistema nervoso autônomo sobre o nodo sinusal podem ser identificadas e quantificadas tanto em função do tempo, quanto em função da frequência. A avaliação da VFC no domínio do tempo pode ser realizada por meio de métodos estatísticos e geométricos, sendo o método estatístico o mais usado (American Heart Association et al., 1996c).

A análise da VFC no domínio da frequência consiste no mapeamento da dinâmica temporal do sinal num espaço de dimensão infinita definido por uma base constituída por funções senoidais. Um sinal da VFC conhecido no domínio do tempo tem uma transformação no domínio da frequência. Respostas mais rápidas no tempo estão associadas a componentes de frequência mais altas; e ao contrário, respostas mais lentas são representadas por componentes de frequência mais baixas. A partir desta transformação, um sinal conhecido no domínio do tempo passa a ter uma representação no domínio da frequência - a densidade de potência espectral - e novas informações sobre o sinal podem ser obtidas neste novo domínio (Gomes, 2001).

A divisão parassimpática do sistema nervoso autônomo tem efeitos mais rápidos sobre o nodo sinusal na regulação da FC quando comparado à divisão simpática. O ramo parassimpático do sistema nervoso autônomo atua rapidamente a ponto de manter a pressão arterial sistêmica dentro da normalidade batimento a batimento. Por outro lado, a resposta ao estímulo simpático ocorre de forma bem mais lenta (American Heart Association et al., 1996b;Gomes, 2001).

A potência espectral do sinal de VFC contém uma faixa de alta frequência (AF; 0,15 – 0,4Hz) relativa ao sistema nervoso parassimpático, e uma faixa de baixa

frequência (BF; 0,04-0,15Hz) associada ao sistema nervoso simpático e sistema nervoso parassimpático (American Heart Association et al., 1996a;Gomes, 2001).

Neste trabalho, a energia em cada uma dessas bandas foi calculada para janelas sucessivas de dados, isto é,

$$E_{AF}[j] = \sum_{k=1}^M [w_{AF}(k)]^2 \text{ e}$$

$$E_{BF}[j] = \sum_{k=1}^M [w_{BF}(k)],$$

onde  $E_{AF}[j]$  e  $E_{BF}[j]$  são as energias nas bandas de alta frequência e baixa frequência, respectivamente, na janela  $j$  e  $M$  é o tamanho da janela.

## **Materiais e Métodos**

---

### **4.1 Aspectos éticos do estudo**

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), com o parecer 092/05 em novembro de 2007 (Apêndice A).

Todos os voluntários foram previamente informados e esclarecidos a respeito do propósito da pesquisa e dos procedimentos experimentais aos quais seriam submetidos e do caráter não-invasivo dos testes. Foram também esclarecidos quanto ao sigilo das informações colhidas durante a realização do trabalho, resguardando suas identidades. Atendendo a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, os voluntários receberam o termo de consentimento livre e esclarecido, que após terem lido e acordado, assinaram para participar do estudo (Apêndice A).

### **4.2 Local de realização do estudo**

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação e Pesquisa em Desempenho Cardiorrespiratório (LabCare) do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, onde os dados foram coletados, em conjunto com o Núcleo de Estudo e Pesquisa de Engenharia Biomédica (NEPEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, onde os dados foram processados e analisados.

### 4.3 Critérios de inclusão

Foram incluídos nesta pesquisa os 46 voluntários que atenderam aos seguintes critérios: serem do sexo masculino com idade compreendida entre 20 a 39 anos (adultos jovens), sedentários, normotensos segundo as IV DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL publicadas em 2002 (Sociedade Brasileira de Hipertensão et al., 2006), não-diabéticos, não-tabagistas, não-etilistas e com índice de massa corpórea (IMC) maior que  $18 \text{ Kg/m}^2$  e menor que  $30 \text{ kg/m}^2$ .

Além disso, os participantes não poderiam apresentar evidências de anormalidades no ECG de repouso e durante o teste de ergoespirometria. Caso os indivíduos apresentassem doenças cardiovasculares, respiratórias, osteomioarticulares que os impedissem de realizar o teste cardiopulmonar, não poderiam ser incluídos no estudo.

### 4.4 Avaliação clínica e fisioterápica

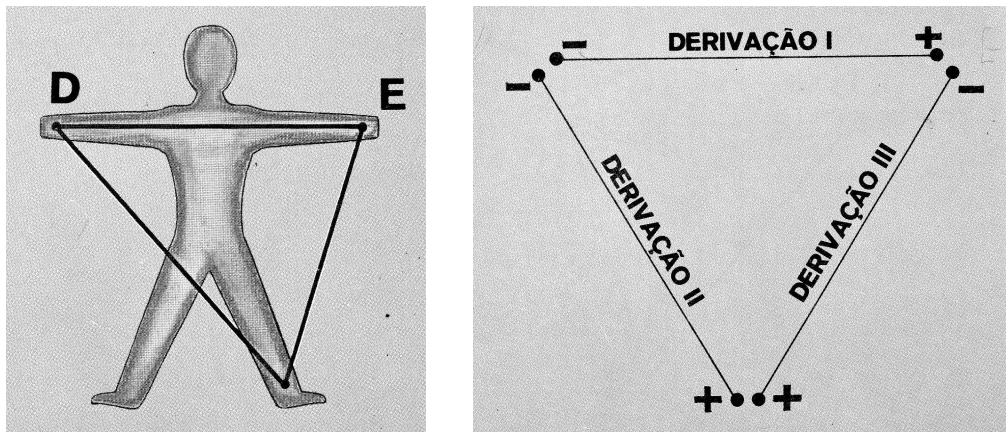
As avaliações fisioterápicas que os voluntários foram submetidos constaram dos seguintes itens:

1. Anamnese contendo dados pessoais, hábitos de vida, história pregressa e atual de possíveis doenças.
2. Exame físico de inspeção geral e aferição da pressão arterial sistólica e diastólica em repouso, frequência cardíaca, altura, peso, índice de massa corporal, avaliação postural e muscular, ausculta cardíaca e pulmonar; A ficha de anamnese e exame físico se encontram no Apêndice B.
3. Eletrocardiograma (ECG) convencional de 12 derivações (D I, D II, D III, AVF, AVL, AVR, V 1, V 2, V 3, V 4, V 5, V 6) foram captados pelo programa Cardio Perfect (*Welch Allyn CardioPerfect, Workstation Software*) e realizado em repouso por 3 minutos, na posição de pé sobre a esteira antes do início do teste, durante todo período do teste de exercício cardiorrespiratório e o desaquecimento ativo.

As derivações bipolares periféricas registradas foram:

- D I: no registro da derivação periférica I, o terminal negativo do eletrocardiógrafo está conectado ao braço direito, e o terminal positivo, ao braço esquerdo;
- D II: no registro da derivação periférica II, o terminal negativo do eletrocardiógrafo está conectado ao braço direito, e o terminal oposto, à perna esquerda;
- D III: no registro da derivação periférica III, o terminal negativo do eletrocardiógrafo está conectado ao braço esquerdo, e o terminal oposto, à perna esquerda.

A Figura 4-1 mostra as três derivações bipolares periféricas padrão (D I, D II, D III).



**Figura 4-1 – Derivações e localização dos eletrodos bipolares**

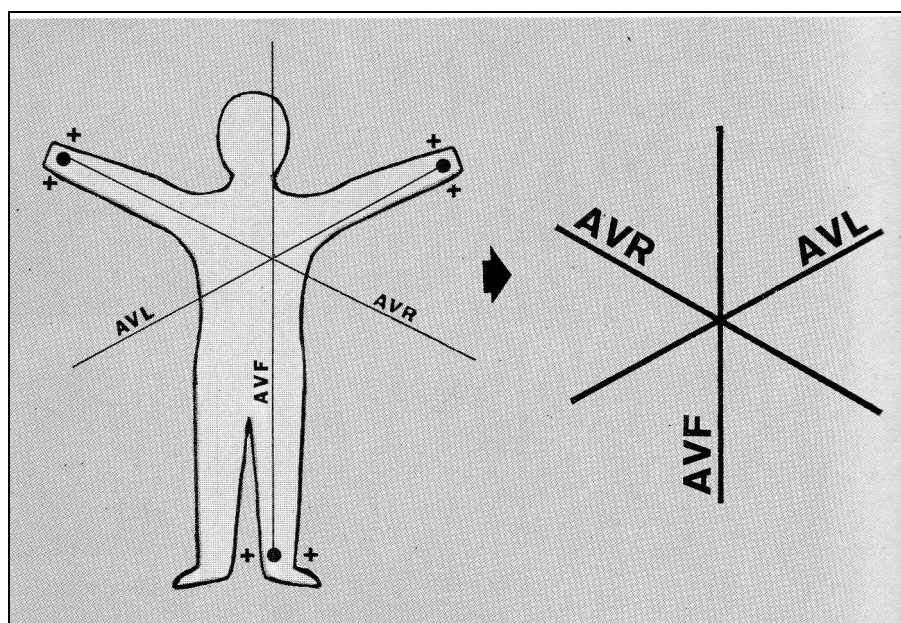
Fonte: Dale Dubin, 1982.

Outro sistema de derivações de grande uso é o da derivação unipolar periférica aumentada. Nesse tipo de registro, dois dos membros são conectados por meio de resistências elétricas ao terminal eletrocardiográfico negativo, e o terceiro membro é conectado ao terminal positivo. As derivações unipolares estão descritas abaixo:

- AVF: quando o terminal positivo está na perna esquerda;

- AVR: quando o terminal positivo está no braço direito;
- AVL: quando o terminal positivo está no braço esquerdo.

As derivações unipolares estão ilustradas abaixo:

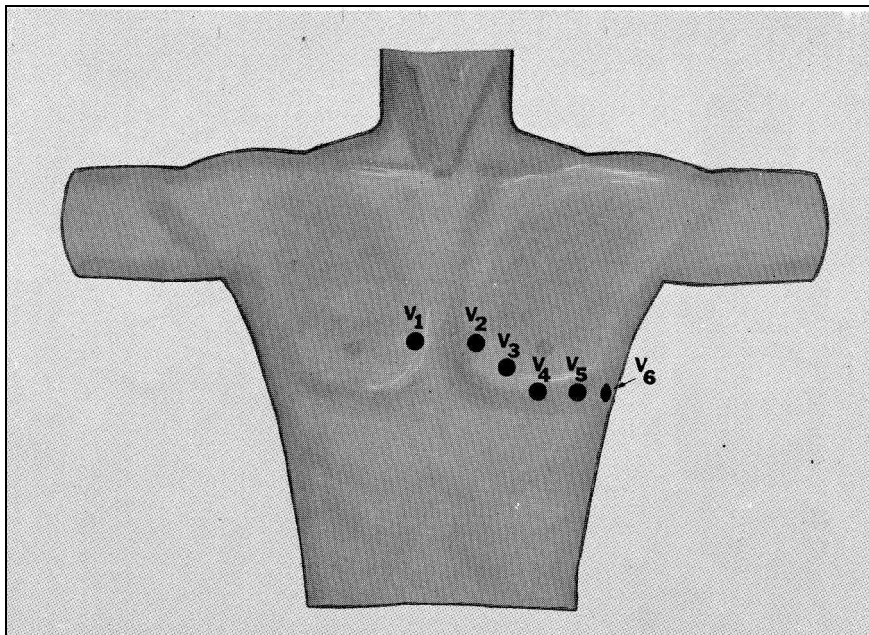


**Figura 4-2 – Derivações unipolares**

Fonte: Dale Dubin, 1982.

Já as derivações precordiais ou torácicas são registradas na parede torácica anterior, e o eletrodo torácico é colocado como descrito abaixo:

- V 1: no quarto espaço intercostal direito junto ao esterno;
- V 2: no quarto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno;
- V 3: meio da linha que une V II a V IV;
- V 4: na interseção da linha hemiclavicular esquerda com o quinto espaço intercostal esquerdo;
- V 5: no mesmo nível de V IV, na linha axilar anterior esquerda;
- V 6: no mesmo nível de V IV e V V, na linha axilar média esquerda.



**Figura 4-3 – Derivações precordiais V 1 a V 6**

Fonte: Dale Dubin, 1982.

Os dados de FC e intervalos R-R (iR-R), batimento a batimento, foram registrados a partir de um software (*Welch Allyn CardioPerfect, Workstation Software*) e armazenados em um microcomputador (Intel<sup>®</sup> Pentium<sup>®</sup> 4 CPU 3.00GHz, 512 MB de RAM).

Para análise da VFC durante o teste incremental foram utilizados os iR-R captados e armazenados pelo cardiofrequencímetro Polar Advantage<sup>®</sup> S 810, batimento a batimento. O transmissor dos iR-R era posicionado no tórax dos voluntários, na região do quinto espaço intercostal com os eletrodos umedecidos. O receptor era posicionado no pulso, como relógio comum.

Os dados do polar foram transferidos para o software anteriormente instalado no microcomputador por infra-vermelho.

## **4.5 Procedimentos experimentais e controle ambiental**

Os experimentos foram realizados sempre no período da tarde, para reduzir as influências das variações circadianas sobre o organismo (Benessiano et al., 1983).

Foi recomendado aos voluntários que utilizassem roupas e calçados confortáveis durante o teste incremental, de preferência tênis e bermudas leves, bem como evitar ingerir alimentos e bebidas estimulantes como chocolates, álcool e café no período mínimo de 3 horas antes do teste. Também foi orientado aos voluntários que fizessem refeições leves pelo menos 3 horas antes da avaliação física e que não realizassem atividade física extenuante 24 horas antes do teste (Guimarães, 2003).

A preparação dos equipamentos, dos materiais e a organização da sala foram sempre realizadas com uma hora de antecedência à chegada de cada voluntário. A temperatura ambiente da sala foi sempre mantida entre 18° a 22° e a umidade relativa do ar entre 50% e 60% (Guimarães, 2003).

Para reduzir a ansiedade e expectativa por parte dos voluntários foram feitos procedimentos de familiarização dos mesmos com o protocolo de teste e com os equipamentos.

Previamente à execução do teste cardiopulmonar foi realizada a limpeza e abrasão da pele do voluntário, e quando necessário foi realizado tricotomia dos pêlos na região de colocação dos eletrodos.

Os voluntários foram orientados a não realizar contrações isométricas com os membros superiores ao segurar na barra da esteira e o contato verbal com os avaliadores não era permitido durante a realização da ergoespirometria. Os participantes do estudo foram instruídos a informar por meio de gestos sobre qualquer alteração percebida em seu estado geral como mal-estar, tonteira, ou surgimento de outros sintomas que pudesse impossibilitar a continuidade do teste. Quando o indivíduo sentisse qualquer um desses sintomas ou outro que ele julgasse necessário interromper o teste, bastava levantar a mão direita que a avaliação seria finalizada imediatamente, passando para a fase de recuperação.

O laboratório onde foram realizados os experimentos dispunha de recursos de emergência, como desfibrilador, cilindro de oxigênio, ambu, máscara facial e cateter nasal de oxigenioterapia e os pesquisadores foram treinados a pedir auxílio em caso de intercorrência clínica.

## 4.6 Protocolo experimental

### 4.6.1 Protocolo de rampa em esteira ergométrica

O teste de esforço (TE) foi precedido por 3 min de repouso com indivíduo em ortostatismo sobre a esteira ergométrica (*Millenium Classic CI Inbramed/Inbrasport*®, Porto Alegre, RS). Em seguida, iniciou-se uma fase preparatória de 3 minutos com objetivo que o indivíduo atingiu o estado-estável, caracterizado pela estabilização dos dados vitais. Após essa fase era iniciado o período incremental realizado utilizando protocolo contínuo do tipo Rampa (PR) de forma individualizada (Silva et al., 2003). Os incrementos de velocidade e inclinação foram comandados pelo programa Cardio Perfect®.

O PR foi utilizado de acordo com Silva em 2003 (Silva et al., 2003). Porém, foram estimados os valores prescindidos através de interpolação polinomial por ajuste de 4ª ordem. O método de interpolação polinomial consiste no ajuste de uma função polinomial ao conjunto de valores de idade e velocidade e ângulo. Utiliza-se a função assim definida para a estimação dos valores de acordo com a idade desejada. Os incrementos de velocidade e inclinação ocorreram de 10 em 10 segundos (Lopes et al., 2008a). A ergoespirometria foi interrompida quando os indivíduos alcançaram noventa por cento da frequência cardíaca máxima (FC máx) calculada a partir da fórmula de Karvonen (Karvonen et al., 1957).

Logo após a fase incremental, prosseguiu-se um período de recuperação ativa, durante o qual o indivíduo caminhou com velocidade e inclinação da fase preparatória por 3 minutos.

Após a recuperação, o indivíduo permaneceu sentado por dois minutos em repouso em uma cadeira confortável e foram verificados novamente os seus dados

vitais ao final deste período a fim de verificar se suas condições basais de repouso foram restabelecidas.

Durante todo o período de exercício os intervalos R-R (iR-R) foram registrados batimento a batimento pelo eletrocardiógrafo (Welch Allyn, Skaneateles Falls, NY, USA), como já descrito acima, e pelo cardiófrequencímetro Polar Advantage (S-810). Os iR-R registrados batimento a batimento extraídos do cardiófrequencímetro foram utilizados para análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC). A saturação periférica de oxigênio ( $SpO_2$ ) foi monitorizada continuamente durante o exercício e registrada por oxímetro (*Mediaid Model 340, Cerritos, CA, USA*). A pressão arterial (PA) foi aferida pelo método auscultatório na região braquial com esfignomanômetro previamente calibrado (*Diasyst®*, São José dos Campos, SP, Brasil) e estetoscópio (*Littmann Classic II S.E.® USA*), frequência cardíaca (FC),  $SpO_2$  e a sensação subjetiva de esforço pela escala de Borg modificada (0-10) foram registrados no terceiro minuto do repouso, no minuto final da fase preparatória, a cada dois minutos e no final da fase de recuperação.

## 4.7 Variáveis ventilatórias e metabólicas

As variáveis ventilatórias e metabólicas foram obtidas por meio de um sistema computadorizado de análise ergoespirométrica (*Medical Graphics® CPX Ultima, Miami, FL, USA*) que dispõe de micromputador (Pentium 4), com uma placa analógica/digital configurada para permitir uma amostragem de 250 valores por segundo por canal (Service Manual MedGraphics); o software utilizado para a captação das variáveis ventilatórias e metabólicas foi o BreezeSuite<sup>TM</sup> 5.3.007 (E.U.A.), que possibilita o armazenamento, processamento e emissão gráfica e de relatórios das referidas variáveis em vários formatos.

A análise do  $O_2$  pelo sistema computadorizado de análise ergoespirométrica (CPX/ Medical Graphics) foi realizada por meio de um eletrodo de zircônio e a de  $CO_2$  por um sensor infravermelho. O volume corrente foi obtido com a utilização de um pneumotacógrafo de *Pilot* conectado ao sistema CPX e acoplado a uma máscara

facial. Foi utilizado um suporte especial para aliviar o peso do pneumotacógrafo, promovendo maior conforto para os voluntários.

O sistema CPX registra os valores do incremento de velocidade e inclinação, da frequência cardíaca, além dos valores respiração a respiração do consumo de  $O_2$  ( $\dot{V} O_2$ ) da produção de  $CO_2$  ( $\dot{V} CO_2$ ) e da ventilação pulmonar ( $\dot{V} E$ ). Este sistema possibilita a emissão de vários tipos de gráficos e tabelas com representação das variáveis em valores medidos respiração a respiração ou o cálculo de médias móveis a cada 8 ciclos respiratórios das variáveis coletadas. Também foram calculados e armazenados os equivalentes ventilatórios de  $O_2$  ( $\dot{V} E/\dot{V} O_2$ ) e do  $CO_2$ , ( $\dot{V} E/\dot{V} CO_2$ ), a razão de trocas respiratórias (RER), as pressões parciais ao final da expiração do  $O_2$  (PET  $O_2$ ) e do  $CO_2$  (PET  $CO_2$ ), volume corrente (VC) e frequência respiratória (FR).

## 4.8 Demais equipamentos e materiais utilizados

Para climatização da sala experimental foi utilizado um condicionador de ar; para a verificação da pressão atmosférica, um barômetro de Torricelli; e para a monitorização da temperatura e umidade relativa do ar, um hidrotérmetro. Foram utilizados também uma balança calibrada, eletrodos de carbono ativado, aparelhos de barbear, álcool, algodão e papel toalha e lenço de papel.

## 4.9 Pré-processamento dos dados

Antes da aplicação dos métodos de detecção do limiar anaeróbio (LA), foi realizado o pré-processamento dos sinais de VFC.

Os objetivos do pré-processamento consistiram de três fases:

1. Eliminação dos artefatos;
2. Seleção da parte incremental do teste;
3. Interpolação dos dados.

### 4.9.1 Eliminação de artefatos

Batimentos ectópicos e/ou artefatos podem estar presentes em registros de eletrocardiograma (ECG) e representam uma grande fonte de erro ao analisar os dados da VFC, tanto no domínio do tempo quanto da frequência. Por isso, estes devem ser removidos para que não haja prejuízo da análise do sinal. (Cammann et al., 2002; Clifford et al., 2005; Gautama et al., 2004; Kamath et al., 1995). A Figura 4-4 ilustra um registro dos intervalos R-R de um dos voluntários estudados, enfatizando a presença de artefatos que devem ser removidos para correta análise da VFC.

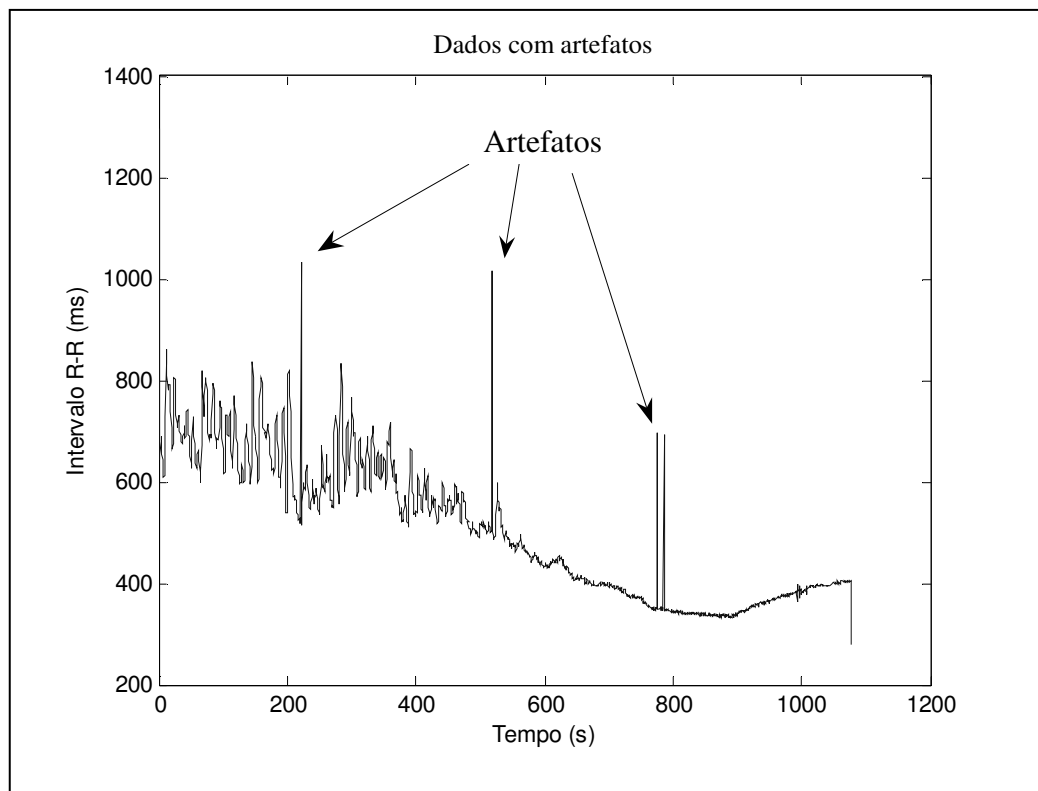
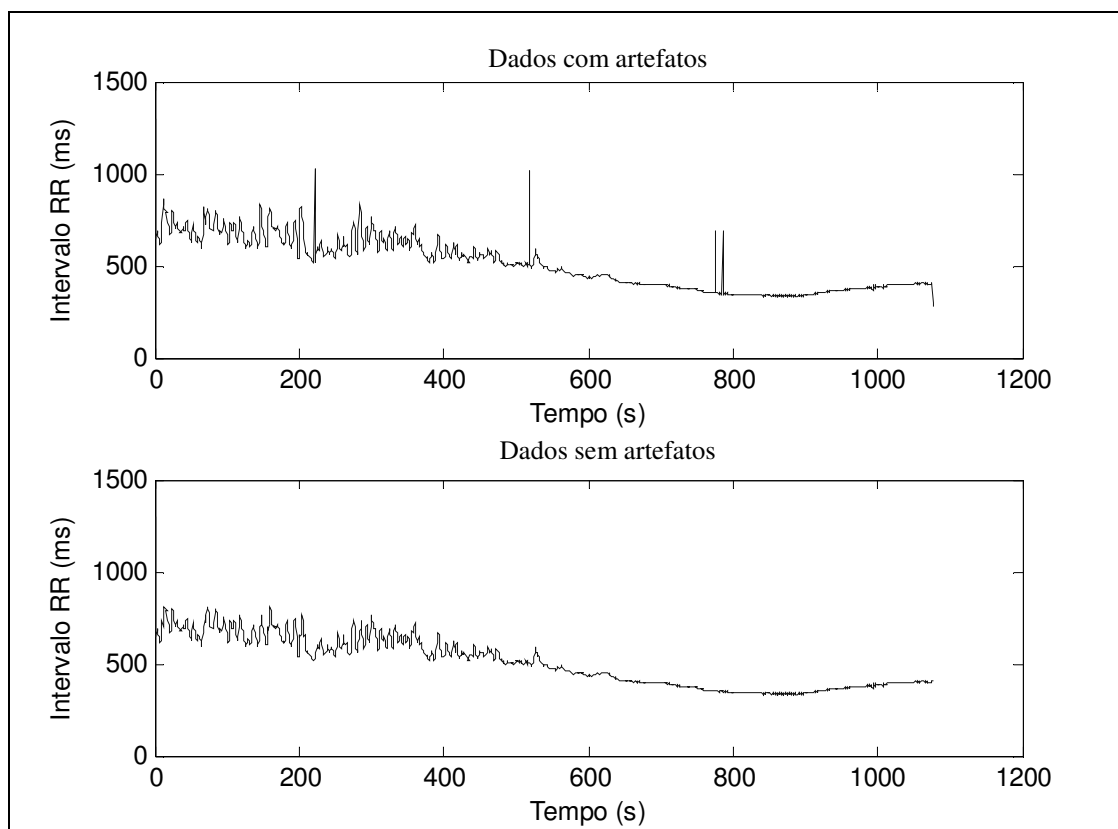


Figura 4-4 – Registro dos intervalos R-R com artefatos

Foi desenvolvido um instrumento computacional automático para a retirada desses artefatos, a fim de que eles não produzissem erros na determinação do LA a partir da VFC (Kamath et al., 2005). Assim, cada intervalo R-R deve ser analisado e comparado com o seu entorno.

O algoritmo para detecção dos artefatos baseia-se num filtro de média móvel de tamanho cinco que percorre toda a massa de dados. Assim, para cada intervalo é feito a média dos últimos cinco valores e esta média é comparada com o valor atual. Caso essa diferença exceda 85% para mais ou para menos, o dado é considerado um artefato. Como uma alteração em 85% entre um intervalo RR e a média móvel é considerado artefato, há alguns dados reais no início do exercício que podem ser considerados artefatos, devido à grande variação dos intervalos RR. Porém, essas falhas de detecção não afetam o resultado da análise, haja vista, que este fato ocorre no período de repouso e aquecimento do teste físico e estas fases são eliminadas para fins de análises.

Após a detecção do batimento espúrio surge o problema de como prosseguir, o que deve ser feito com aquele dado “não real”. Segundo Kamath, em 2005, um artefato pode ser substituído pela média dos intervalos R-R normais vizinhos ao batimento, sem causar distorções nos dados. A Figura 4-5 ilustra um teste com ectópicos e o mesmo dado após o tratamento para a remoção dos batimentos espúrios de um sinal registrado no presente estudo (Kamath et al., 2005).

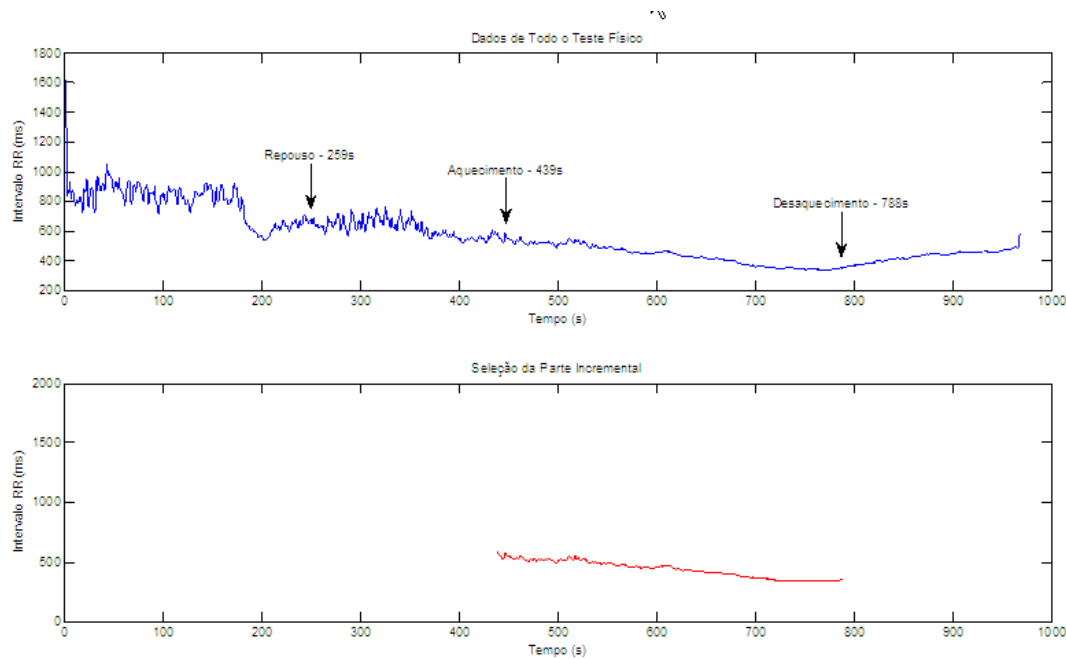


**Figura 4-5 – Dados dos intervalos R-R**

Acima existe um sinal com presença de artefatos e abaixo o mesmo sinal após remoção e substituição dos artefatos. Estes dados tratam de um dos voluntários do presente estudo.

### 4.9.2 Seleção da parte incremental

Para avaliar a mudança de comportamento da FC em relação ao incremento de potência devemos eliminar os períodos de repouso, aquecimento e desaquecimento para que não ocorram outras alterações no comportamento da FC em relação ao incremento de potência que não seja aquele decorrente do momento do LA (Conconi et al., 1982a). O pesquisador registrou durante cada teste a duração de cada uma dessas fases do exercício e, posteriormente o tempo exato de duração dos períodos de repouso, aquecimento e desaceleração foram eliminados da análise do sinal de forma que apenas a parte incremental fosse selecionada, como ilustrado na Figura 4-6.



**Figura 4-6 – Seleção da fase incremental**

A figura acima ilustra o sinal dos intervalos R-R de um dos voluntários do estudo incluindo os dados do período de repouso, aquecimento, fase incremental e recuperação. E o gráfico abaixo ilustra a seleção apenas da parte incremental.

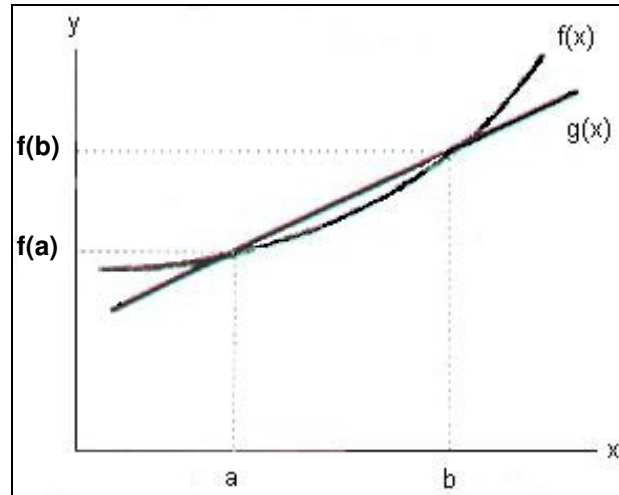
### 4.9.3 Interpolação dos dados

Como explicado anteriormente, devido a influência do sistema nervoso autônomo os intervalos R-R coletados não são regulares. Para a análise do VFC no domínio da frequência é recomendável que os intervalos R-R sejam amostrados em períodos regulares de tempo. Portanto, os dados precisam ser interpolados.

A interpolação consiste em determinar uma função que assume valores conhecidos em certos pontos (*nós de interpolação*). A interpolação linear é uma linha que se ajusta a dois pontos. A interpolação linear mostrada na Figura 4-7 é dada por:

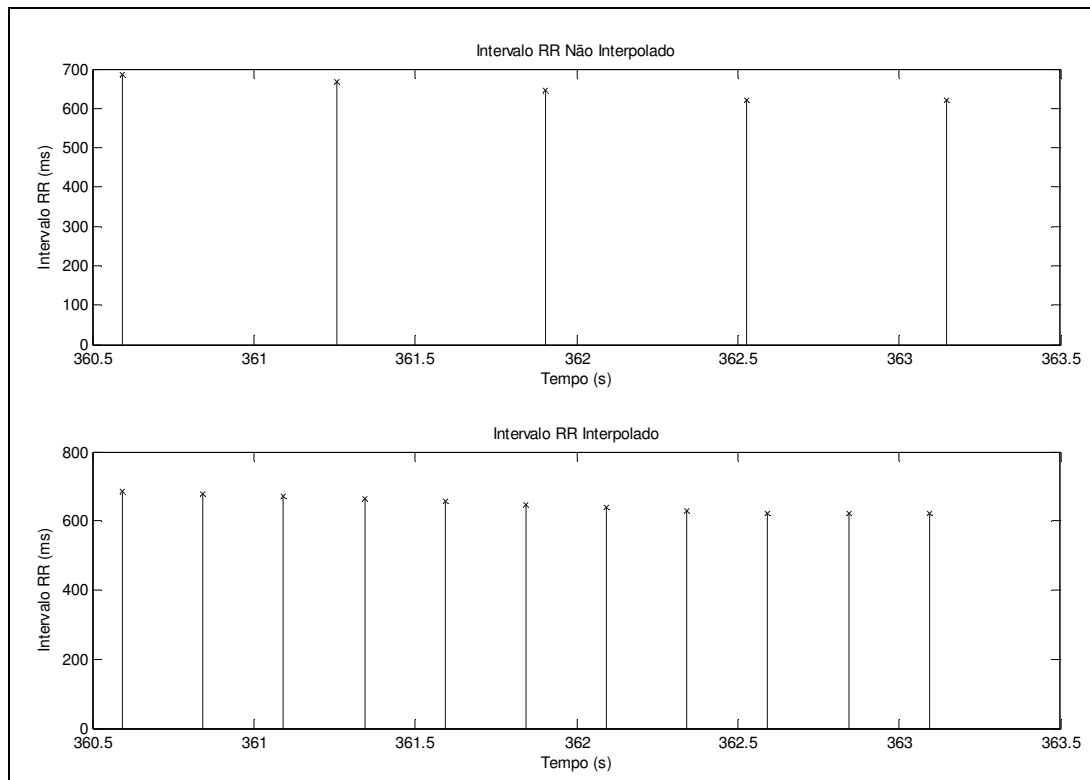
$$g(x) = \frac{b-x}{b-a}f(a) + \frac{x-a}{b-a}f(b) \quad (4.1)$$

onde  $f(a)$  e  $f(b)$  são conhecidos como valores de  $f(x)$  em  $x = a$  e  $x = b$ , respectivamente.



**Figura 4-7 – Interpolação linear para reamostragem dos dados**

Com a utilização da interpolação linear, realizada com intervalo de 250 ms ou 4 Hz, os dados são reamostrados em intervalos regulares de tempo, adequando-os assim ao processamento de identificação do LA. O resultado da interpolação linear dos dados pode ser verificado na Figura 4-8.

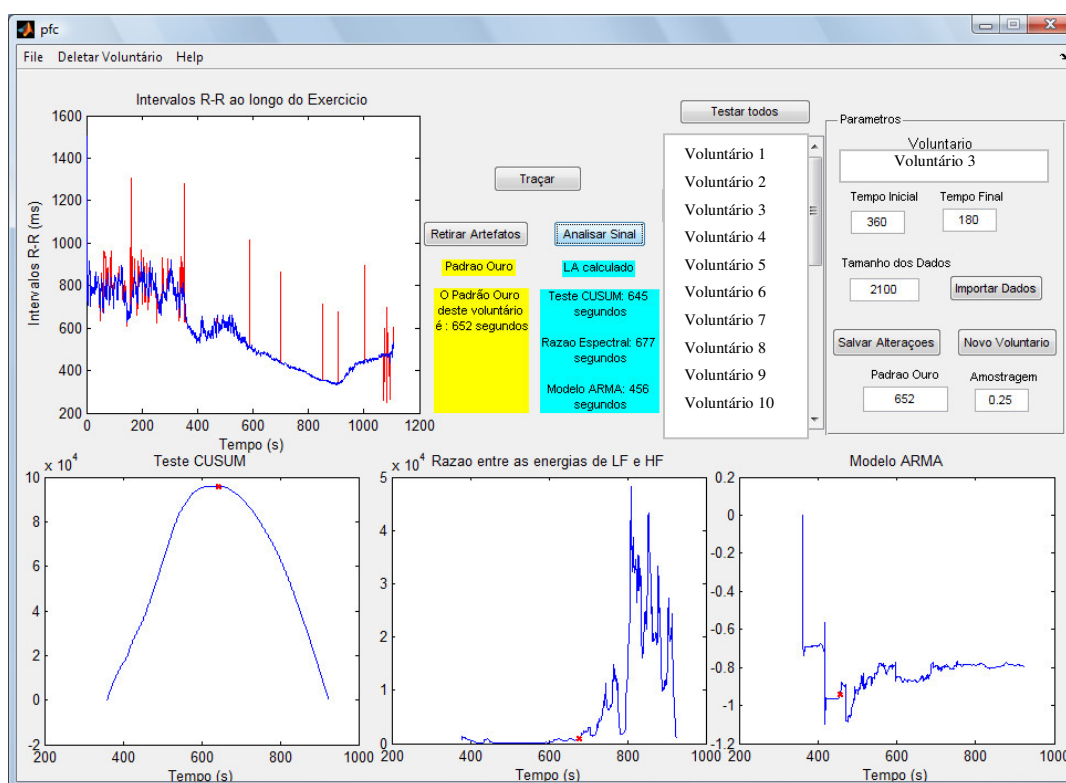


**Figura 4-8 – Intervalos R-R do dado original e reamostrado**

A figura mais acima ilustra o registro dos intervalos R-R de um dado original e a figura mais abaixo ilustra o mesmo sinal após a interpolação, portanto os intervalos R-R reamostrados em intervalos regulares de tempo

## 4.10 Interface gráfica

A fim de permitir uma melhor interação entre os métodos de identificação do limiar anaeróbico e o usuário, foi desenvolvida uma interface gráfica como ilustrado pela Figura 4-9 no próprio ambiente do MATLAB<sup>®</sup>, onde os algoritmos de identificação foram desenvolvidos (Azeredo, 2008).



**Figura 4-9 – Interface gráfica dos modelos matemáticos desenvolvidos**

Fonte: Azeredo, 2008.

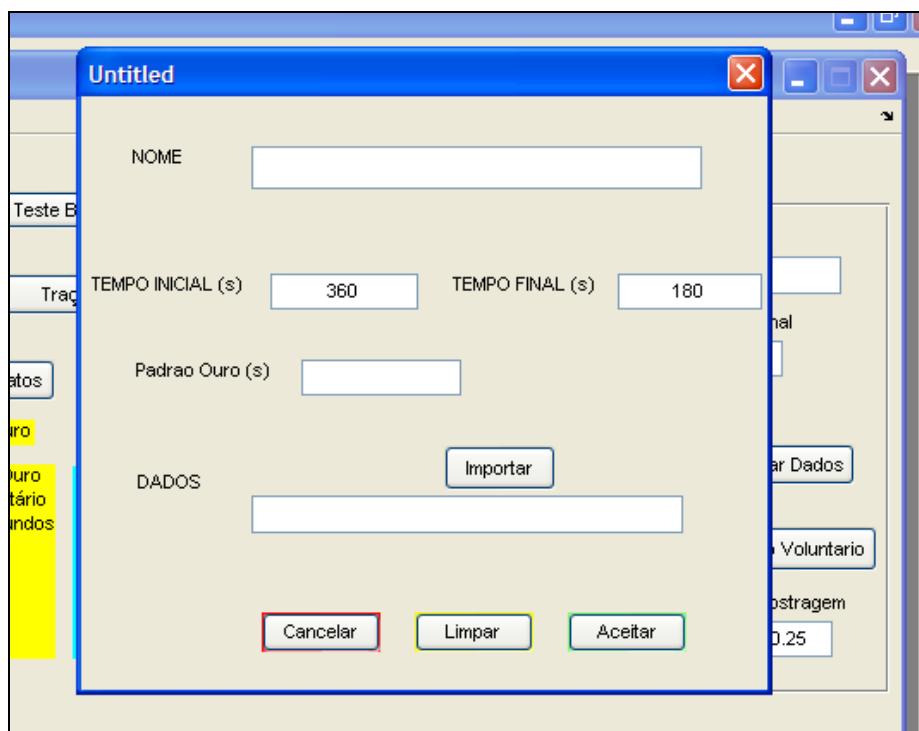
Esta interface permite que o usuário possa selecionar os testes previamente cadastrados no sistema e editar informações como tempo de repouso e aquecimento, tempo de amostragem e cadastro do padrão ouro. O sinal original com a presença de artefatos dos testes cadastrados pode ser visualizado em vermelho no quadro superior esquerdo da figura. E o sinal pré-processado sem os artefatos é visualizado em azul neste mesmo quadro. Além disto, o programa também permite a inclusão de novos testes, como pode ser visto na Figura 4-10 e na Figura 4-11.

The image shows a software interface with a light beige background. At the top left, there is a button labeled "Testar todos". Below it is a vertical list of 11 items, each labeled "Voluntário" followed by a number from 1 to 11. To the right of this list is a "Parametros" section. At the top of this section is a label "Voluntario" above a text input field containing "Voluntário 3". Below this are two input fields: "Tempo Inicial" with the value "360" and "Tempo Final" with the value "180". Underneath is a "Tamanho dos Dados" section with an input field containing "2100" and a button labeled "Importar Dados". At the bottom of the "Parametros" section are two buttons: "Salvar Alterações" and "Novo Voluntario". Below these buttons are two more input fields: "Padrao Ouro" with the value "652" and "Amostragem" with the value "0.25".

**Figura 4-10 – Interface gráfica dos dados dos voluntários**

Interface gráfica que permite selecionar os dados dos voluntários, registrar os tempos de repouso e aquecimento (tempo inicial) e tempos de recuperação ativa (tempo final). Estes tempos são usados para selecionar apenas a parte incremental que será analisada. Esta interface também permite a comparação do instante do LA encontrado pelo método matemático desenvolvido com o instante do LA encontrado padrão ouro.

Fonte: Azeredo, 2008.



**Figura 4-11 – Interface gráfica dos tempos das fases do exercício e padrão ouro**

Interface para registro do voluntário estudado e os tempos de repouso e aquecimento (tempo inicial) e tempo de recuperação (tempo final), além do resultado encontrado pelo padrão ouro para análise do LA.

Fonte: Azeredo, 2008.

A interface permite a visualização dos dados de um teste e o resultado do algoritmo para a retirada dos artefatos contidos nos dados, como ilustrado na Figura 4-12.

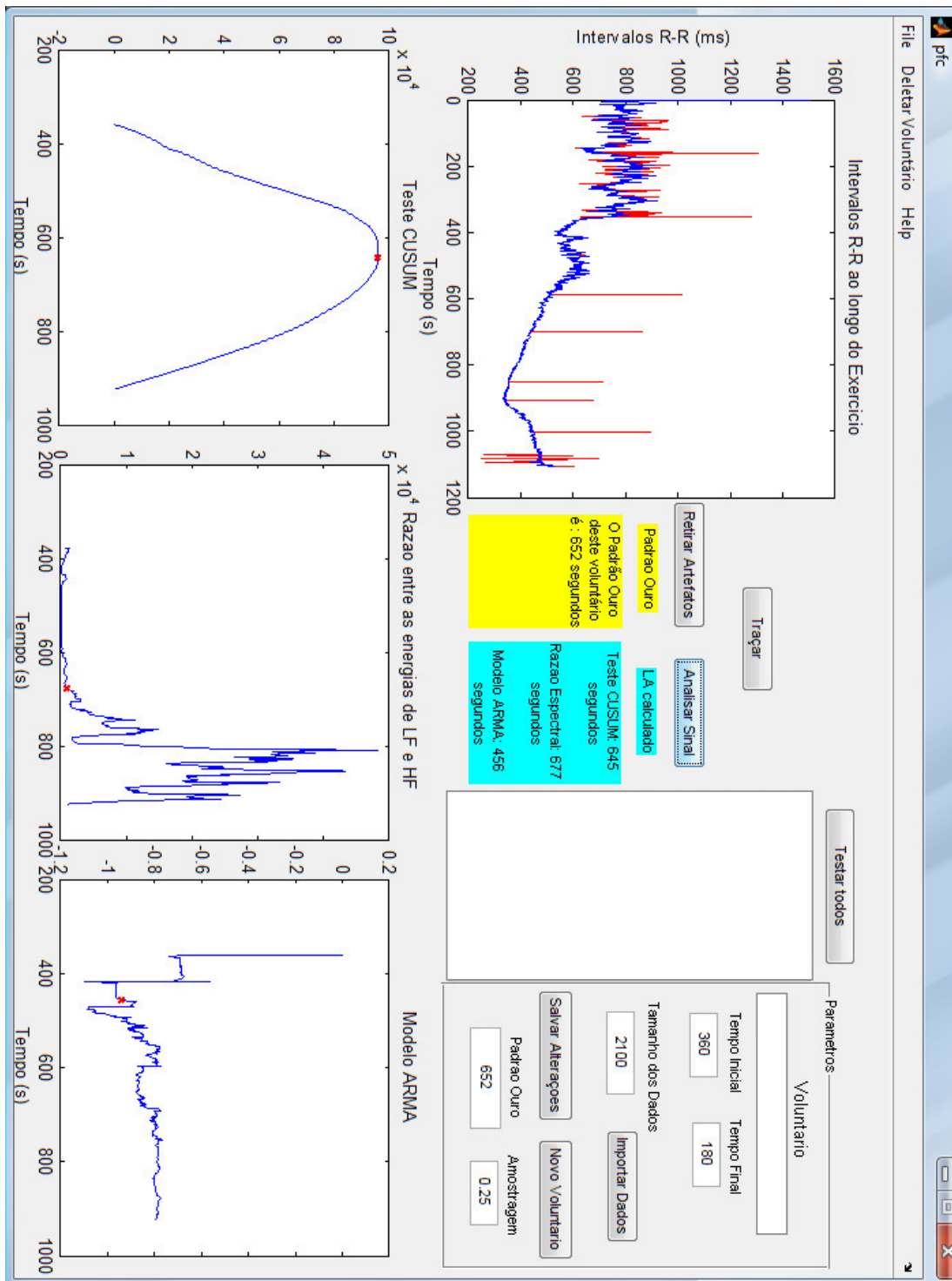
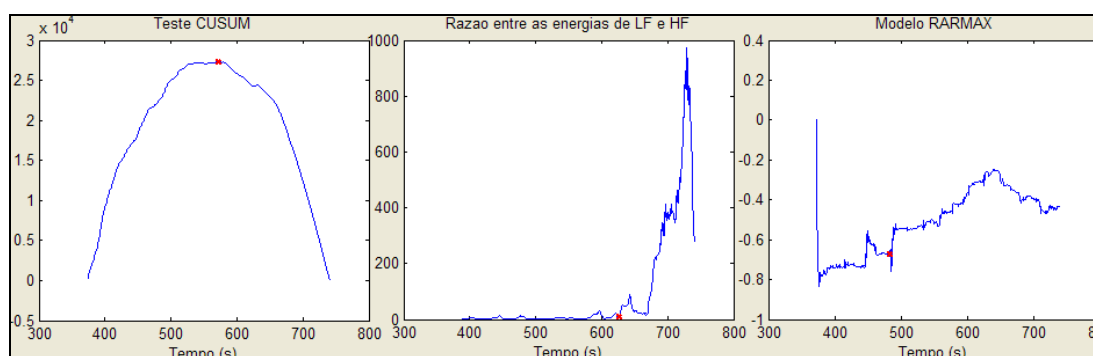


Figura 4-12 – Interface gráfica do dado original e resultados do LA

Interface de visualização de um dado original representado pela cor vermelha e o dado sem artefatos representado pela cor azul. Abaixo encontram-se os resultados do LA encontrados pelo método Cusum, análise espectral e modelo RARMA.

Fonte: Azeredo, 2008.

Ao clicar no botão de “Analisar Sinal”, o programa executa os três algoritmos de identificação do limiar anaeróbico e traça os gráficos correspondentes dos métodos desenvolvidos ilustrado pela Figura 4-13.



**Figura 4-13 – Comparação dos resultados**

Resultado comparativo dos LAs encontrados pelos métodos: Cusum, Análise espectral e RARMA. O ponto vermelho marca o instante que o LA foi encontrado em cada modelo.

Fonte: Azeredo, 2008.

É possível comparar os dados obtidos a partir do padrão ouro cadastrado e os resultados obtidos pelos métodos matemáticos por meio de uma tabela que traz os resultados dos LA's, em segundos, e mostra qual foi o valor cadastrado para o padrão ouro daquele teste.

Tabela 4.1 - Resultados dos LAs pelo padrão ouro e modelos matemáticos.

Traçar	
Retirar Artefatos	Analisar Sinal
Padrao Ouro	LA calculado
O Padrão Ouro deste voluntário é : 652 segundos	Teste CUSUM: 645 segundos
	Razao Espectral: 677 segundos
	Modelo ARMA: 456 segundos

Fonte: Azeredo, 2008.

## 4.11 Métodos de análise para determinação do limiar anaeróbio

O limiar anaeróbio foi determinado por quatro métodos diferentes:

- Método do modelo matemático Cusum;
- Método do modelo matemático RARMA;
- Método do modelo matemático Espectral;
- Método visual gráfico ventilatório (padrão ouro);

A última metodologia foi utilizada como referência na comparação dos demais métodos, em relação aos valores de  $\dot{V}O_2$  e FC no instante do limiar anaeróbio.

### 4.11.1 Determinação do LA pelo método Cusum

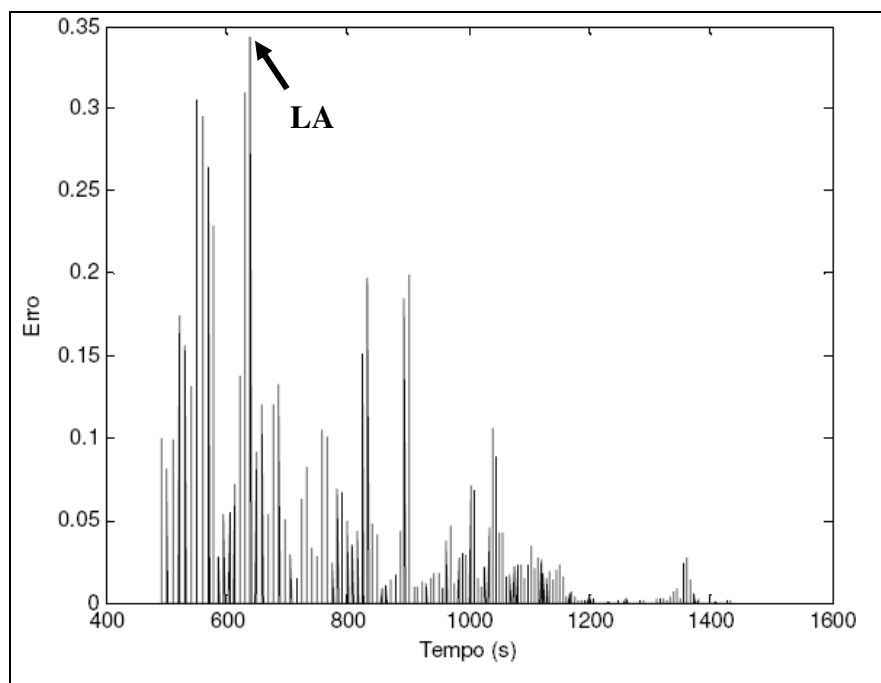
O limiar anaeróbio (LA) foi obtido pelo método Cusum pela simples aplicação do método descrito no Capítulo 3.

Sendo considerado o momento do LA, segundo esse método, o ponto onde há uma mudança do comportamento do sinal de VFC em relação a sua média e a soma cumulativa atinge o seu maior valor, como foi ilustrado pela Figura 3-1. Foi utilizada a função do Matlab `rarmax` (`dados`, `[2 2]`, `'ff`, `0.98`) para detectar o maior valor. O modelo tem como entrada os dados (parte incremental dos intervalos RR), é de segunda ordem ( $A(q)y(t) = C(q)u(t)$ ), utilizando um fator de esquecimento (`ff` (forgetting factor)) de 0,98.

### 4.11.2 Determinação do LA pelo método matemático RARMA

O método RARMA é um exemplo de método matemático paramétrico utilizado para determinação do LA no presente estudo. O princípio para detecção do LA, de acordo com esse método, é obtido por meio de modificações dos valores assumidos pelos coeficientes fixos (parâmetros), como já dito no Capítulo 3.

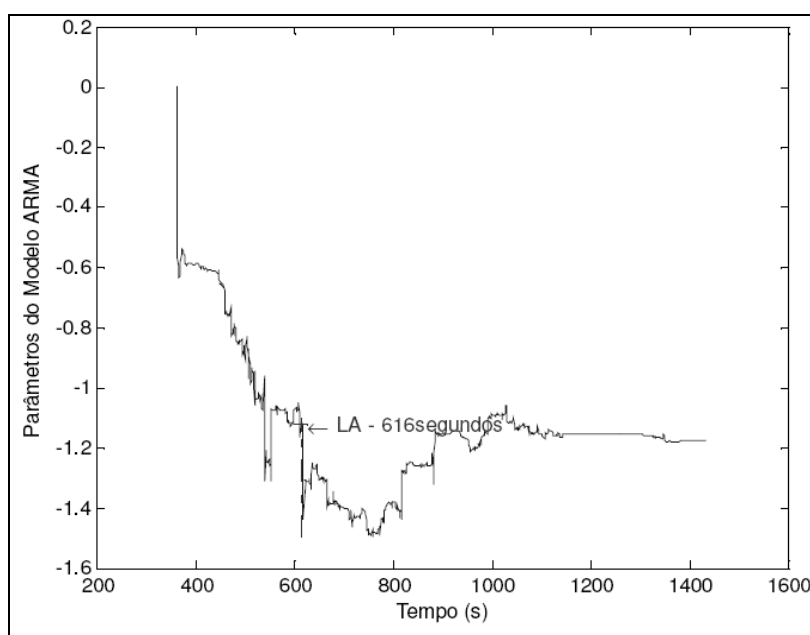
Para análise do LA pelo método RARMA foi utilizada uma janela deslizante de 30 pontos dos parâmetros do modelo ARMA e foi feito um ajuste polinomial de 2º grau aplicado aos parâmetros. Assim a função polinomial encontrada era simulada no intervalo de tempo da janela e os valores entre a função encontrada e os parâmetros do modelo eram armazenados como erros de estimação. O ponto com o maior erro de estimação foi considerado como o instante do LA. Na Figura 4-14 podemos verificar a variação do erro de predição dos parâmetros do modelo ARMA ao longo da parte incremental do exercício.



**Figura 4-14 – Detecção do LA por erros de predição**

Determinação do LA a partir dos erros de estimação entre os parâmetros dos modelos ARMA e função polinomial. O LA é instante em que ocorre o maior erro de estimação.

A Figura 4-15 mostra o ponto onde foi detectado o LA através da variação dos parâmetros do modelo ARMA.



**Figura 4-15 – Detecção do LA pelo modelo ARMA**

Detecção do LA pela variação do primeiro parâmetro do modelo ARMA. O LA foi encontrado quando houve uma mudança brusca neste parâmetro.

### 4.11.3 Determinação do LA pela Análise Espectral

Depois de realizado o pré-processamento dos dados do sinal de variabilidade da frequência (VFC), foi aplicado um filtro do tipo Butterworth IIR (Infinite Impulse Response) para que a separação de frequências fosse feita de maneira apropriada. Trata-se de um filtro Passa-Faixa de 4º ordem, sendo que o filtro para baixas frequências vai de 0,0001 à 0,15 Hz e o de altas frequências vai de 0,15 à 0,4 Hz. O filtro realizado foi de fase zero para não haver deslocamento no tempo. As figuras abaixo mostram a resposta em frequência de um filtro Butterworth. A Figura 4-16 mostra a resposta do filtro Passa-Faixa para baixas frequências, a Figura 4-17 ilustra a resposta do filtro Passa-Faixa para altas frequências e a Figura 4-18, a resposta do filtro Passa-Faixa eliminando tanto baixas quanto altas frequências. Em seguida a Figura 4-19 especifica as características do filtro utilizado.

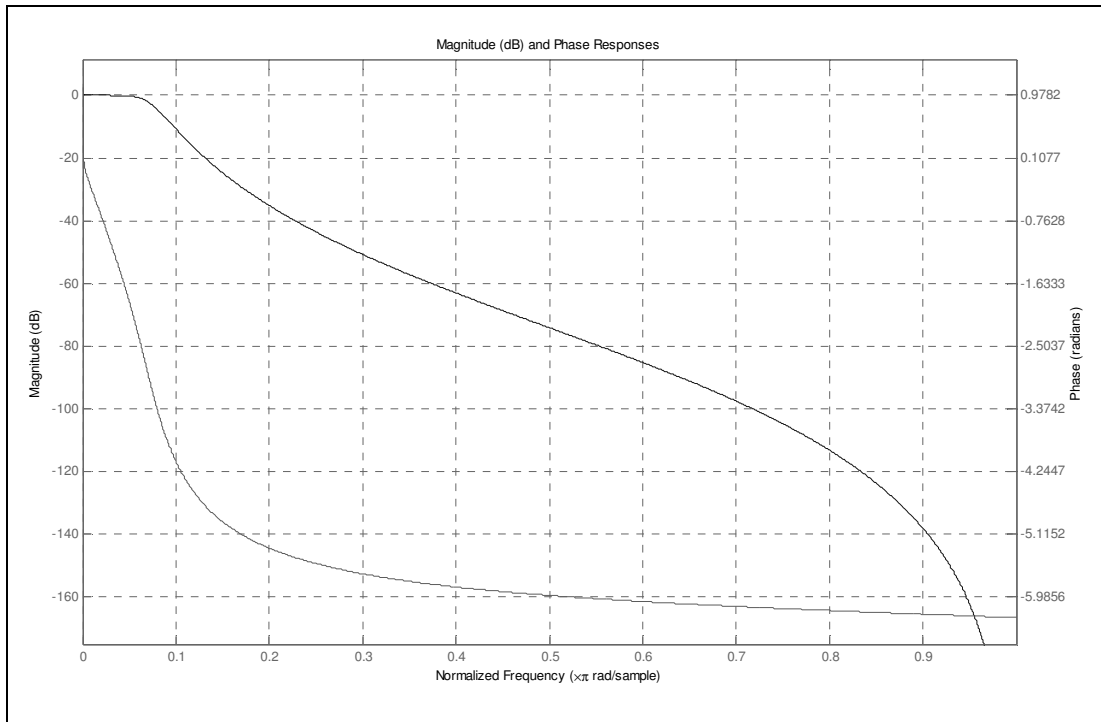


Figura 4-16 – Filtro Passa-Faixa para baixas frequências

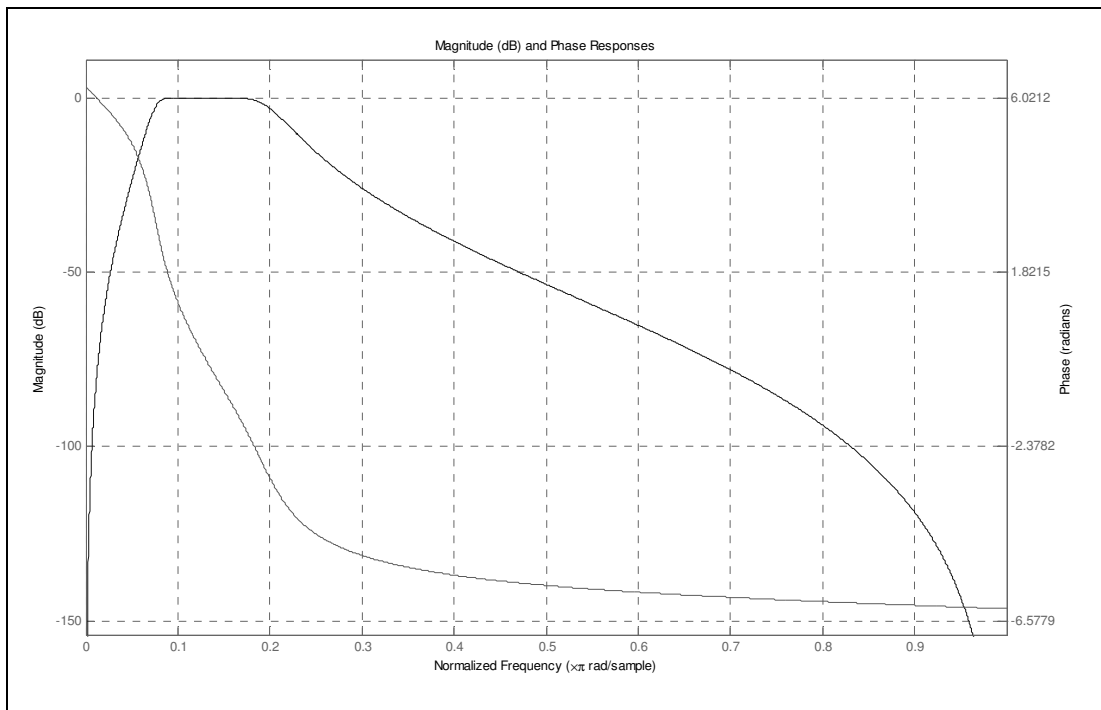
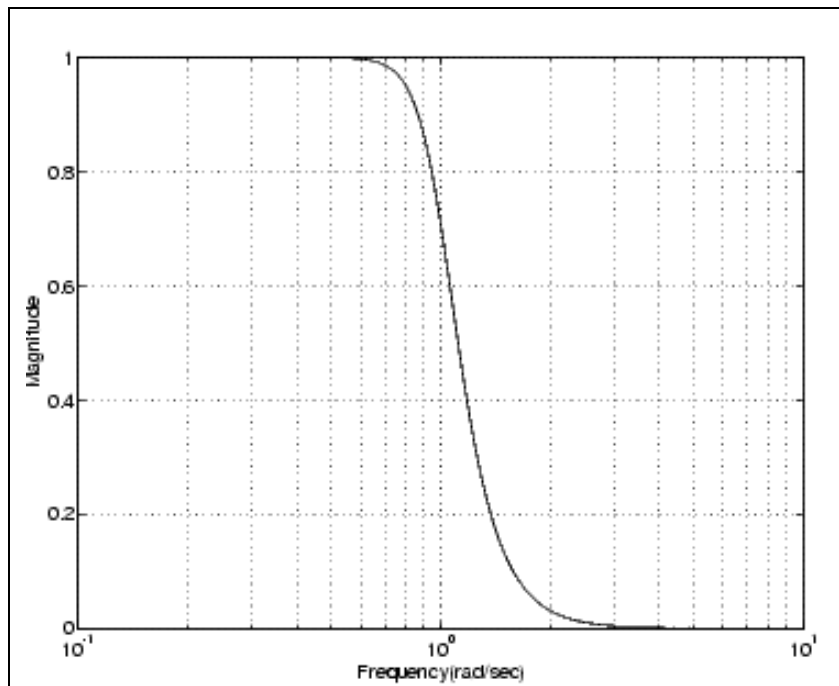


Figura 4-17 - Filtro Passa-Faixa para altas frequências



**Figura 4-18 – Resposta em frequência de um filtro Butterworth**

```

% Filtragem das faixas de frequencia
Fs=4;
freq1 = 0.0001;
freq2 = 0.15;
[z,p,k] = butter(4, [2*freq1/Fs 2*freq2/Fs]);
[sos,g] = zp2sos(z,p,k); % Convert to SOS form
Hd = dfilt.df2tsos(sos,g); % Create a dfilt object
hb = fvtool(Hd); % Plot magnitude response
set(hb,'Analysis','freq')

freq1 = 0.15;
freq2 = 0.4;
[z,p,k] = butter(4, [2*freq1/Fs 2*freq2/Fs]);
[sos,g] = zp2sos(z,p,k); % Convert to SOS form
Hd = dfilt.df2tsos(sos,g); % Create a dfilt object
ha = fvtool(Hd); % Plot magnitude response
set(ha,'Analysis','freq')

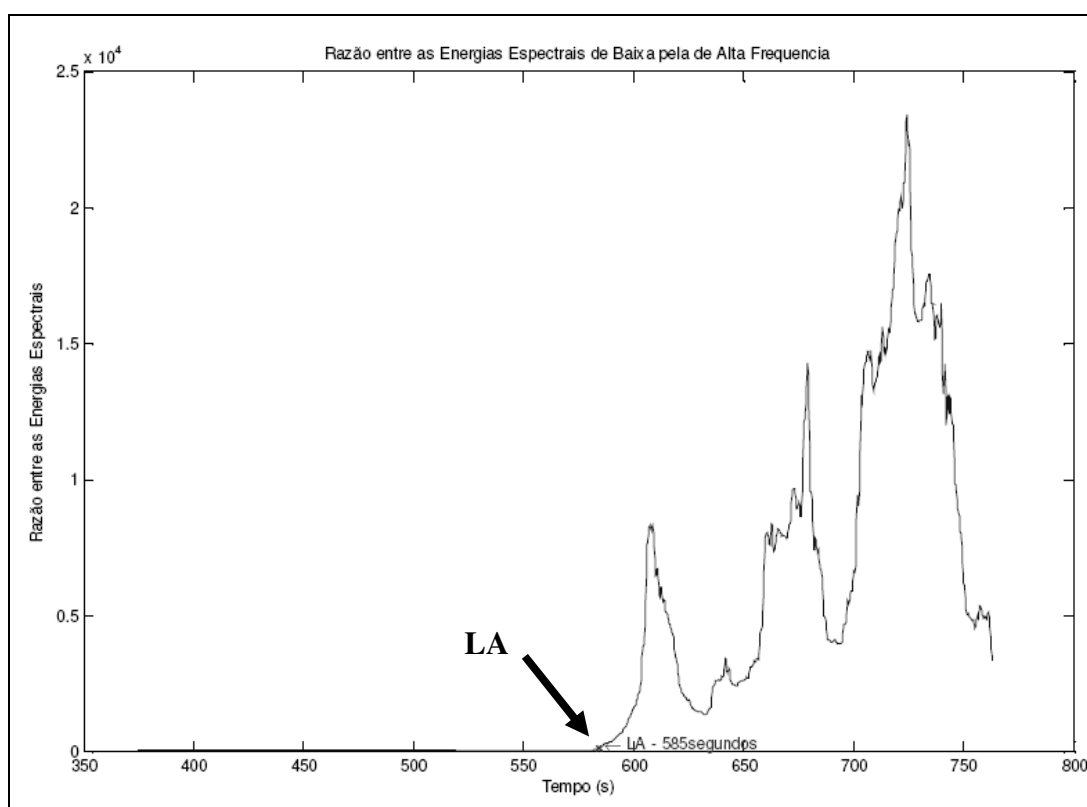
```

**Figura 4-19 – Características do filtro Butterworth**

Feita a separação dos dados em duas bandas de frequência, baixa frequência (BF) e alta frequência (AF), foi encontrado a energia para cada faixa, como explicado no capítulo 3. Isto foi feito utilizando-se janelas de 60 amostras, sem sobreposição.

Em protocolos de exercício com cargas iniciais baixas e intensidades progressivamente crescentes, observam-se a retirada da influência parassimpática e a participação progressiva da modulação simpática no aumento da FC (Alonso et al., 1998; Lima et al., 1999; Tulppo et al., 1996).

Para identificar o ponto onde ocorre essa mudança foi utilizado o algoritmo Cusum já descrito anteriormente. O método Cusum foi utilizado para detectar o LA a partir da curva de razão entre as energias de BF e AF. O ponto de mudança da curva foi considerado o momento do LA. Este método se mostra bastante promissor na determinação do LA utilizando para a análise a razão da energia espectral da baixa frequência pela alta frequência (Lopes et al., 2008b). A Figura 4-20 ilustra o LA encontrado utilizando-se o método da razão das energias espectrais.



**Figura 4-20 - Identificação do LA pela razão das energias espectrais**

Até o momento do LA há um equilíbrio entre as energias de BF e AF. A partir de um ponto a BF aumenta de forma desproporcional (provavelmente devido a um aumento do tônus simpático), o que pode explicar o LA.

## 4.12 Determinação do padrão ouro

### 4.12.1 Métodos de análise visual gráfica das variáveis ventilatórias (padrão ouro)

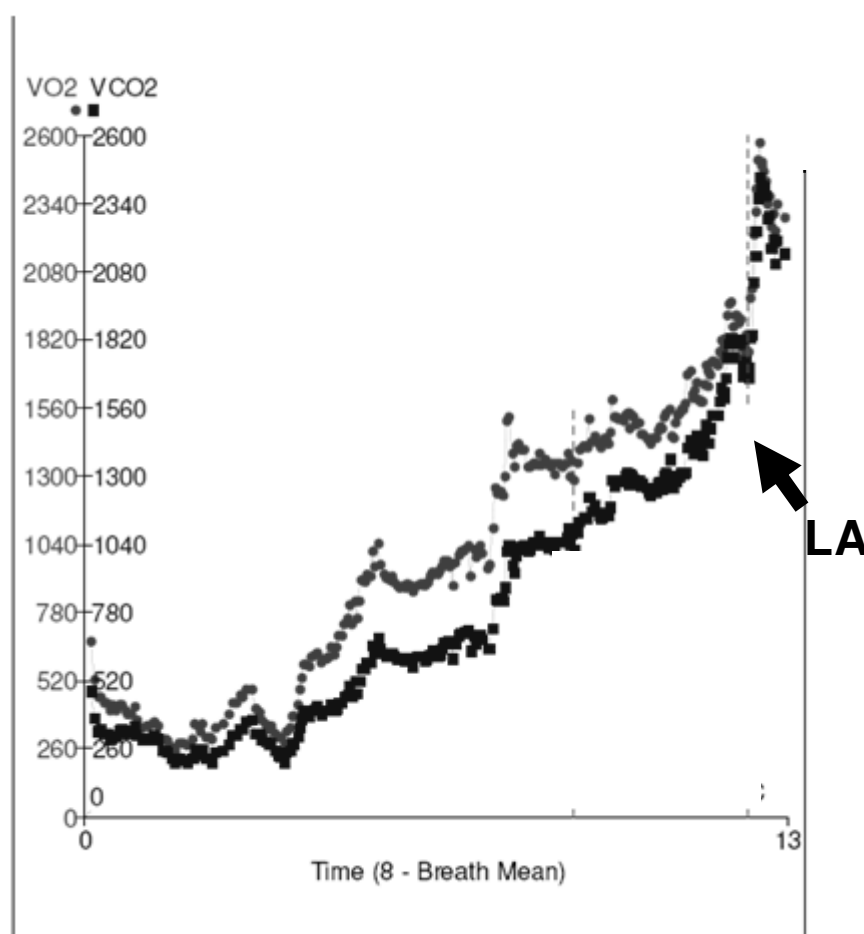
A análise das variáveis ventilatórias foi realizada por três fisioterapeutas pesquisadoras do Laboratório de Desempenho Cardiorrespiratório (LabCare) da Universidade Federal de Minas Gerais, familiarizadas com a utilização do sistema ergoespirométrico (Medical Graphics<sup>®</sup> CPX Ultima, Miami, FL, USA) e após ter obtido uma confiabilidade para a análise LA pelo método ventilatório (perda de paralelismo do  $\dot{V} O_2$  e  $\dot{V} CO_2$ ) intra-examinador maior que 0,73 e inter-examinador igual a 0,88. Foi utilizado um microcomputador (Pentium 4) para a visualização destas variáveis.

Inicialmente foi realizada uma avaliação quantitativa e qualitativa dos dados da ergoespirometria seguindo os passos descritos na ficha do Apêndice D. O primeiro analisador foi sempre o responsável pelo experimento, seguido pelos outros dois em ordem aleatória. Após o término do procedimento, o analisador sempre retornava o processo de análise ao ponto inicial para que o próximo não fosse influenciado pelo resultado anterior.

Na análise qualitativa, foi levada em consideração principalmente a qualidade do teste de exercício físico dinâmico, a presença ou não de artefatos que viessem prejudicar a mensuração do LA ventilatório.

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

devido a outros mecanismos metabólicos, de ocorrência mais tardia como, por exemplo, acontece no ponto de compensação respiratória (Wasserman, 1999) e 2 – os modelos matemáticos utilizados no presente estudo exigem como pressuposto para se obter um ajuste adequado, que as respostas das variáveis escolhidas apresentem apenas uma mudança de inclinação entre as retas, resultante dos respectivos ajustes. Por isso, este intervalo de tempo foi adotado para os valores das variáveis  $FC$  e  $\dot{V}CO_2$ , para a aplicação dos modelos matemáticos.



**Figura 4-21 – Método ventilatório visual**

Gráfico da perda de paralelismo entre  $VCO_2$  em relação ao  $VO_2$  utilizado para determinação do LA de um dos voluntários estudados

A determinação do LA pelo padrão ouro foi realizada a partir da análise do gráfico da perda de paralelismo do  $\dot{V} \text{CO}_2$  e  $\dot{V} \text{O}_2$  contendo valores de média móvel de 8 respirações, como mostrado na Figura 4-21. A análise quantitativa foi realizada inicialmente num gráfico contendo o comportamento das variáveis  $\dot{V} \text{CO}_2$  e  $\dot{V} \text{O}_2$ , em relação ao intervalo de tempo selecionado para a análise. O analisador movia o cursor até o ponto em que a resposta da  $\dot{V} \text{CO}_2$  se elevasse desproporcionalmente ao aumento do  $\dot{V} \text{O}_2$  (perda do paralelismo entre estas variáveis). Esta seqüência de procedimentos foi realizada numa condição onde cada ponto das variáveis estudadas em função do tempo, em ordem sequencial, correspondia a um valor de médias móveis de 8 respirações (Crescêncio, 2002). Este método de determinação do LA ventilatório foi considerado o padrão ouro do presente estudo, e foi utilizado na comparação com os métodos de detecção do LA.

Para a determinação do momento do LA ventilatório foi calculada a média dos limiares detectados pelas três examinadoras. O pesquisador responsável então tabelava o tempo, o  $\dot{V} \text{O}_2$ ,  $\dot{V} \text{CO}_2$ , e as variáveis ventilatórias no momento do LA ventilatório determinado por esta metodologia. Posteriormente, o instante do LA encontrado pelo método matemático foi comparado ao instante do LA ventilatório.

#### 4.12.2 Análise estatística

Para análise estatística foi utilizado o coeficiente de correlação inter-examinador (ICC) para avaliar a reprodutibilidade da análise do LA pelo método ventilatório visual e considerado significativo  $p < 0,05$ . Para análise de distribuição da normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. Foram realizados os testes de correlação de *Spearman* e *Pearson* para comparação entre os dados do LA obtido por meio do método considerado padrão ouro e os métodos matemáticos desenvolvidos e considerado significativo  $p < 0,05$ . Os resultados deste trabalho serão apresentados graficamente em box-plot e em forma de tabelas contendo os dados em média e desvio padrão.

### **4.13 Análise descritiva dos dados dos voluntários**

Os dados relativos à idade e características antropométricas, da avaliação clínica e os obtidos durante a realização do teste de esforço foram analisados e são apresentados de forma descritiva no apêndice E.



---

---

## Resultados

---

### 5.1 Voluntários estudados

Na Tabela 5.1 estão representados os valores referentes da média, mínimo, desvio padrão (DP), quartil 1 (Q1), quartil 3 (Q3), mediana e máximo dos dados da idade (anos), peso (Kg), altura (m) e IMC (Kg/m<sup>2</sup>) dos voluntários estudados (n = 46). Todas as variáveis apresentaram distribuição normal de acordo com o teste de Shapiro-Wilk, exceto idade. A tabela com as características antropométricas de todos os voluntários se encontra no Apêndice E.

Tabela 5.1 - Estatística das características antropométricas dos voluntários

(n = 46)	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )
<b>Média</b>	24,87	72,15	1,77	22,89
<b>Mínimo</b>	20	51,30	1,64	17,75
<b>DP</b>	4,60	10,90	0,07	3,12
<b>Q1</b>	21	63,95	1,73	20,56
<b>Q3</b>	26	79,97	1,81	25,14
<b>Mediana</b>	24,50	70,75	1,77	22,55
<b>Máximo</b>	39	104,3	1,92	30

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

Os valores de pressão arterial sistólica (PAS), pressão arterial diastólica (PAD), FC e saturação periférica de oxigênio (SpO<sub>2</sub>), na condição de repouso dos voluntários estudados, foram descritos na Tabela 5.2. As variáveis descritas apresentaram distribuição normal, exceto a SpO<sub>2</sub>.

Tabela 5.2 - Monitorização dos dados vitais na condição de repouso

(n = 46)	PAS (mmHg)	PAD (mmHg)	FC (bpm)	SpO <sub>2</sub> (%)
<b>Média</b>	120,21	79,13	83,76	97,35
<b>Mínimo</b>	100,00	60,00	64,00	95,00
<b>DP</b>	10,85	9,75	11,17	0,99
<b>Q1</b>	110,00	70,00	76,75	97,00
<b>Q3</b>	130,00	90,00	89,75	98,00
<b>Mediana</b>	120,00	80,00	83,50	97,00
<b>Máximo</b>	150,00	100,00	109,00	99,00

PAS = pressão arterial sistólica; PAD = pressão arterial diastólica; FC = frequência cardíaca, SpO<sub>2</sub> saturação periférica de oxigênio; DP = desvio padrão; Q1 = primeiro quartil; Q3 = terceiro quartil

Os exames físicos e eletrocardiográficos de repouso dos indivíduos avaliados não apresentaram anormalidades, indicando que os voluntários do presente estudo estavam aptos a participar do protocolo aplicado e que não possuíam alterações indicativas de doenças cardiovasculares.

## 5.2 Variáveis cardiorrespiratórias no pico do teste

A Tabela 5.3 descreve os valores alcançados no pico do exercício utilizando média de 30 segundos (ATS/ACCP, 2003a; Hansen et al., 2007) para os 46 voluntários adultos jovens estudados. Novamente os valores de velocidade (km/h), inclinação (%),  $\dot{V}O_2$  (ml/kg/min),  $\dot{V}CO_2$  (ml/min), FC (bpm) foram expressos em média, mínimo, desvio padrão (DP), quartil 1 (Q1), quartil 3 (Q3), mediana e máximo. Todas as variáveis descritas na Tabela 5.3 apresentaram distribuição normal, exceto os dados de inclinação alcançados no pico do teste de ergoespirometria.

Tabela 5.3 - Variáveis cardiorrespiratórias no pico do teste de ergoespirometria

(n = 46)	Velocidade (km/h)	Inclinação (%)	$\dot{V} O_2$ (ml/kg/min)	$\dot{V} CO_2$ (ml/min)	FC (bpm)
<b>Média</b>	6,86	13,95	31,46	2489,35	159,48
<b>Mínimo</b>	5,40	9,70	21,10	1178,00	69,00
<b>DP</b>	0,63	1,49	5,81	605,60	19,97
<b>Q1</b>	6,70	13,00	26,35	2089,75	159,00
<b>Q3</b>	6,90	15,00	36,10	2894,25	168,25
<b>Mediana</b>	6,80	14,30	31,75	2470,00	164,50
<b>Máximo</b>	8,90	17,50	44,90	3868,00	180,00

$VO_2$  consumo de oxigênio;  $VCO_2$  produção de gás carbônico, FC = frequência cardíaca, DP = desvio padrão; Q1 = primeiro quartil; Q3 = terceiro quartil

Os voluntários apresentaram resultados esperados de velocidade (km/h), inclinação (%),  $\dot{V} O_2$  (ml/kg/min),  $\dot{V} CO_2$  (ml/min) e FC (bpm) de acordo com a sua faixa etária, sexo e condição de sedentarismo.

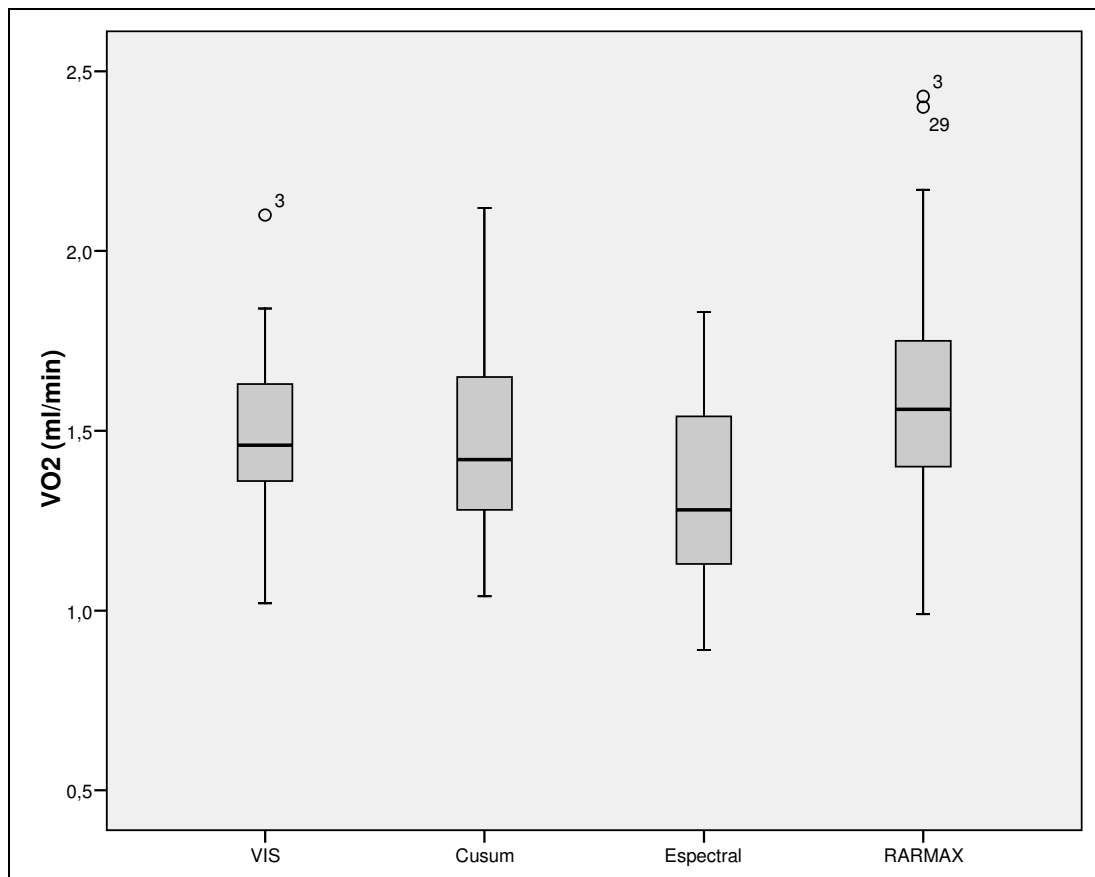
## 5.3 Limiar anaeróbio

### 5.3.1 Comparação dos valores de $\dot{V} O_2$ no limiar anaeróbio

Foram avaliados 46 voluntários adultos jovens, porém foram utilizados apenas 33 dos voluntários para comparação dos métodos de detecção do limiar anaeróbio. Pois 13 testes dos voluntários precisaram ser descartados da análise devido à presença de uma grande quantidade de artefatos no método visual gráfico.

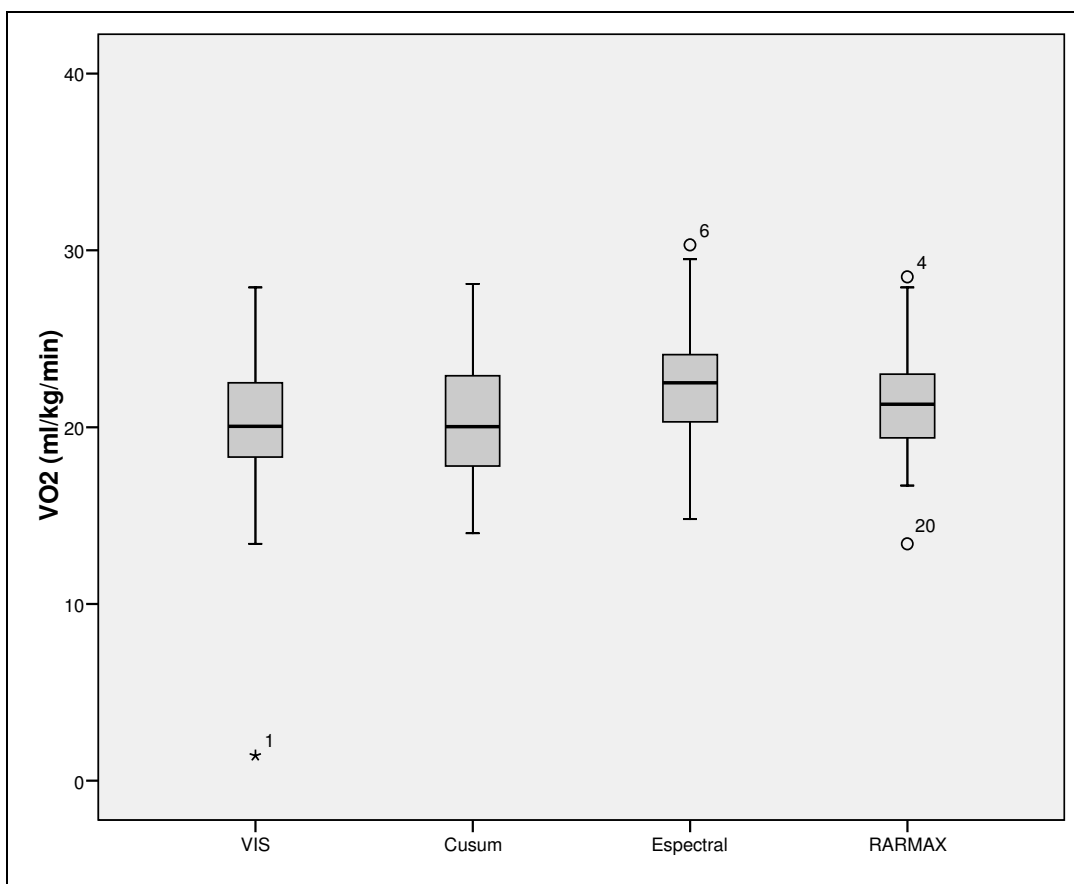
Na Tabela 5.1 e Figura 5-2 estão apresentados os valores de  $\dot{V} O_2$  expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente, no limiar anaeróbio determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e os valores de  $\dot{V} O_2$  determinados pelos modelos matemáticos propostos.

Os valores de  $\dot{V}O_2$  em ml/min e ml/kg/min, em mediana, das seis determinações, foram: 1,46 e 19,92 (método visual gráfico); 1,42 e 20,26 (modelo de Cusum); 1,28 e 22,60 (modelo Espectral); 1,56 e 21,25 (modelo RARMA). Para os valores de  $\dot{V}O_2$ , em ml/min, o nível de significância foi menor que 0,01 ( $p < 0,01$ ).



**Figura 5-1 – Consumo de  $O_2$  (ml/min) no LA**

Consumo de oxigênio, em ml/min, no limiar anaeróbico identificado pelo método visual gráfico (VIS), pelo modelo de Cusum, modelo Espectral, modelo RARMA de 33 voluntários estudados.



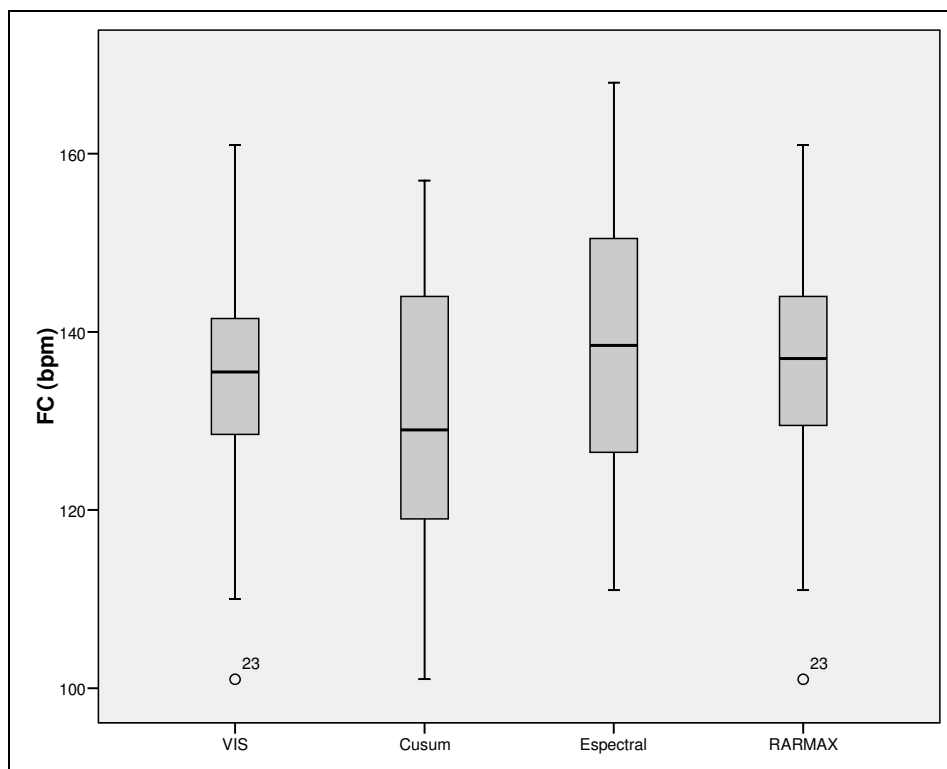
**Figura 5-2 – Consumo de O<sub>2</sub> corrigido pelo peso (ml/kg/min) no LA**

Consumo de oxigênio corrigido pelo peso, em ml/Kg/min, no limiar anaeróbio identificado pelo método visual gráfico (VIS), pelo modelo de Cusum, modelo Espectral, modelo RARMA de 33 voluntários estudados.

### 5.3.2 Comparação dos valores da FC no limiar anaeróbio

Na Figura 5-3 estão apresentados os valores da FC expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente, no limiar anaeróbio determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e os valores de consumo de oxigênio determinados pelos modelos matemáticos aplicados.

Os valores de FC, em batimentos por minutos (bpm), das seis determinações, foram: 135 (método visual gráfico); 129 (modelo de Cusum); 138 (modelo Espectral); 137 (modelo RARMA). O nível de significância encontrado foi menor que 0,01 ( $p < 0,01$ ).



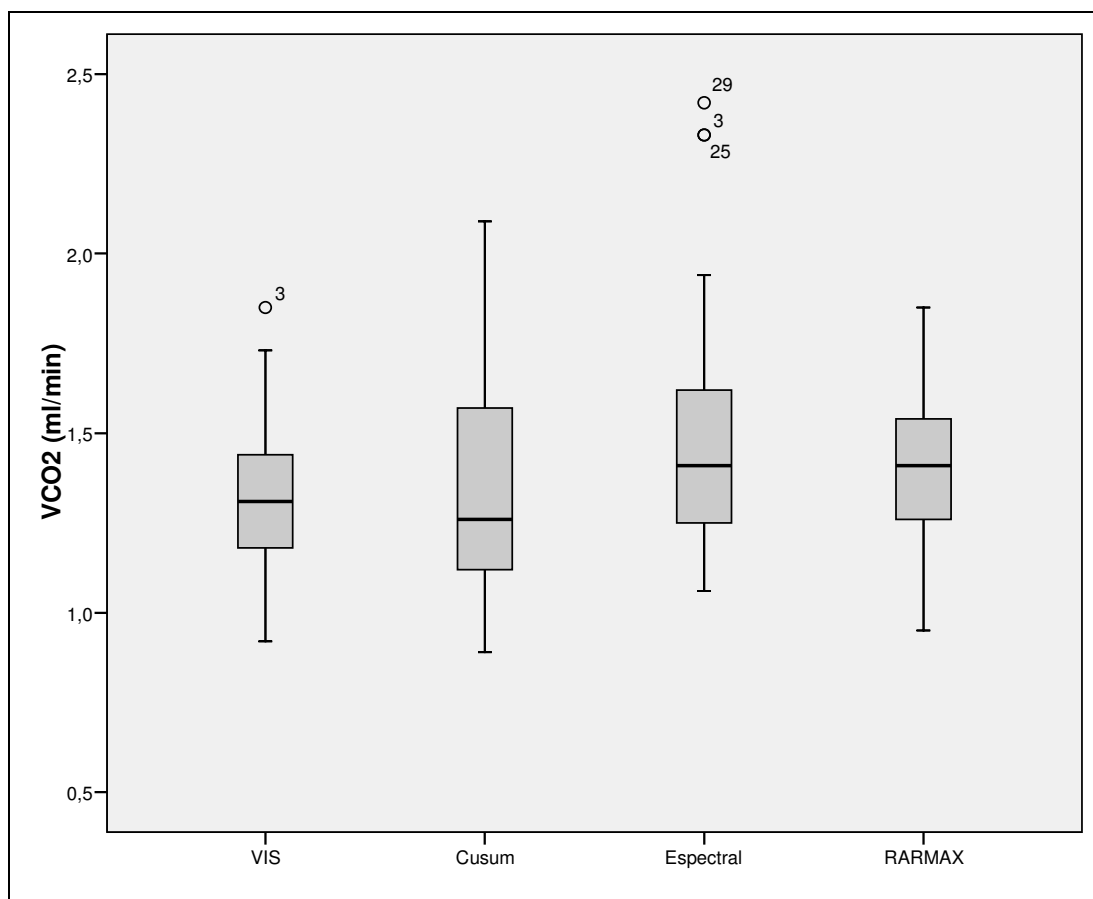
**Figura 5-3 – Frequência cardíaca no LA**

Frequência cardíaca, em bpm, no limiar anaeróbio identificado pelo método visual gráfico (VIS), pelo modelo de Cusum, modelo Espectral, modelo RARMA de 33 voluntários estudados.

### 5.3.3 Comparação dos valores de $\dot{V} \text{CO}_2$ no limiar anaeróbio

Na Figura 5-4 estão apresentados os valores de  $\dot{V} \text{CO}_2$  expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente, no limiar anaeróbio determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e os valores de consumo de oxigênio determinados pelos modelos matemáticos aplicados.

Os valores de  $\dot{V} \text{CO}_2$ , em ml/min, das seis determinações, foram: 1,31 (método visual gráfico); 1,26 (modelo de Cusum); 1,41 (modelo Espectral); 1,41 (modelo RARMA). O nível de significância encontrado foi 0,01 ( $p < 0,01$ ).



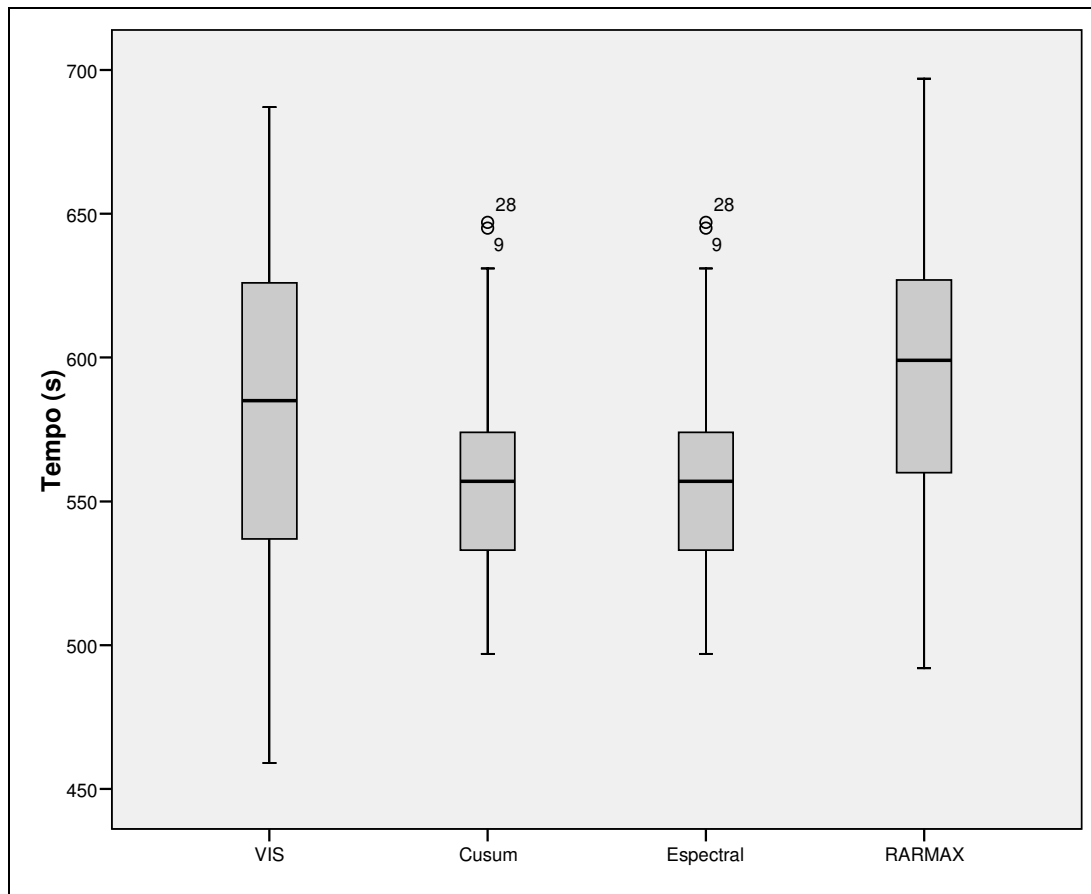
**Figura 5-4 – Produção de  $\text{CO}_2$  no LA**

Produção de gás carbônico ( $\text{VCO}_2$ ), em ml/min, no limiar anaeróbio identificado pelo método visual gráfico (VIS), pelo modelo de Cusum, modelo Espectral, modelo RARMA de 33 voluntários estudados.

### 5.3.4 Comparação dos valores de tempo no limiar anaeróbio

Na Figura 5-5 estão apresentados os valores de tempo expressos em valores absolutos e relativos, respectivamente, no limiar anaeróbio determinado pelo método visual gráfico das variáveis ventilatórias (padrão ouro) e os valores de consumo de oxigênio determinados pelos modelos matemáticos aplicados.

Os valores medianos de tempo, em segundos, das seis determinações, foram: 585 (método visual gráfico); 557 (modelo de Cusum); 591 (modelo Espectral); 599 (modelo RARMA). O nível de significância encontrado entre os resultados do método RARMA e do método visual gráfico foi 0,01 ( $p < 0,01$ ).



**Figura 5-5 – Tempo no instante do LA**

Tempo, em segundos, no limiar anaeróbio identificado pelo método visual gráfico (VIS), pelo modelo de Cusum, modelo Espectral, modelo RARMA de 33 voluntários estudados.

## 5.4 Correlação entre as variáveis estudadas

Na Tabela 5.4 estão apresentados os resultados das análises de correlação de *Pearson* entre  $\dot{V} O_2$ , FC,  $\dot{V} CO_2$  e tempo determinado pelo método visual gráfico e pelos modelos matemáticos desenvolvidos aplicados aos dados de VFC.

Para os dados de  $\dot{V} O_2$ , em ml/min e ml/kg/min, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,66$  e  $0,40$ ), Espectral ( $r = 0,52$  e  $0,39$ ) e RARMA ( $r = 0,67$  e  $0,50$ ). Para os valores de  $\dot{V} O_2$ , em ml/min, os resultados foram significantes ( $p < 0,01$ ).

Para os dados de FC, em bpm, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,60$ ), Espectral ( $r = 0,73$ ), RARMA ( $r = 0,85$ ). Todos os resultados com significância estatística ( $p < 0,01$ ).

Para os dados de  $\dot{V} CO_2$ , em l/min, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,55$ ), Espectral ( $r = 0,58$ ) e RARMA ( $r = 0,70$ ). Todos os resultados foram significativamente diferentes ( $p < 0,01$ ).

Para os dados de tempo, em segundos, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,31$ ), Espectral ( $r = 0,50$ ), RARMA ( $r = 0,74$ ).

Tabela 5.4 - Correlação de *Pearson* dos dados dos LAs

<b>Padrão Ouro Versus</b>	$\dot{V} O_2$ (ml/min)	$\dot{V} O_2$ (ml/kg/min)	<b>FC (bpm)</b>	$\dot{V} CO_2$ (ml/l)	<b>Tempo (s)</b>
<b>Cusum</b>	r = 0,66 p = 0,0001*	r = 0,40 p = 0,02*	R = 0,60 p = 0,001*	r = 0,55 p = 0,001*	r = 0,31 p = 0,76
<b>Espectral</b>	r = 0,67 p = 0,000*	r = 0,50 p = 0,03*	R = 0,85 p = 0,001*	r = 0,70 p = 0,000*	r = 0,74 p = 0,001*
<b>RARMA</b>	r = 0,52 p = 0,02*	r = 0,39 p = 0,02*	R = 0,73 p = 0,001*	r = 0,58 p = 0,001*	r = 0,50 p = 0,003*

Análise comparativa dos resultados pela correção de *Pearson* obtidos no limiar anaeróbico utilizando o padrão ouro e os modelos matemáticos desenvolvidos.

Teste de correlação de *Pearson*, nível de significância de  $p = 0,01$

\* nível de significância do teste

Na Tabela 5.5 estão apresentados os resultados das análises de correlação de *Spearman* entre  $\dot{V} O_2$ , FC,  $\dot{V} CO_2$  e tempo determinado pelo método visual gráfico e pelos modelos matemáticos desenvolvidos aplicados aos dados de FC.

Para os dados de  $\dot{V} O_2$ , em ml/min e ml/kg/min, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,64$  e  $0,48$ ), Espectral ( $r = 0,52$  e  $0,44$ ), RARMA ( $r = 0,58$  e  $0,64$ ). Para os valores de  $\dot{V} O_2$ , em ml/min, os resultados foram significativamente diferentes. Os resultados dos dados de  $\dot{V} O_2$ , em ml/kg/min, foram significantes apenas para os modelos matemáticos de Cusum e RARMA ( $p < 0,01$ ).

Para os dados de FC, em bpm, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,62$ ), Espectral ( $r = 0,75$ ) e RARMA ( $r = 0,80$ ). Todos os resultados foram significativos ( $p < 0,01$ ).

Para os dados de  $\dot{V} \text{CO}_2$ , em l/min, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,48$ ), Espectral ( $r = 0,52$ ) e RARMA ( $r = 0,70$ ). Todos os resultados foram significativos ( $p < 0,01$ ).

Para os dados de tempo, em segundos, as correlações entre os valores identificados pelo padrão ouro e os valores encontrados pelos modelos matemáticos aplicados aos dados de FC foram: Cusum ( $r = 0,34$ ), Espectral ( $r = 0,56$ ) e RARMA ( $r = 0,75$ ). Os resultados foram significantes apenas para os dados de RARMA ( $p < 0,01$ ).

Tabela 5.5 - Correlação de *Spearman* dos dados dos LAs

<b>Padrão Ouro versus</b>	$\dot{V} \text{O}_2$ (ml/min)	$\dot{V} \text{O}_2$ (ml/kg/min)	<b>FC (bpm)</b>	$\dot{V} \text{CO}_2$ (ml/l)	<b>Tempo (s)</b>
<b>Cusum</b>	$r = 0,64$ $p = 0,001^*$	$r = 0,48$ $p = 0,005^*$	$r = 0,62$ $p = 0,001^*$	$r = 0,48$ $p = 0,005^*$	$r = 0,34$ $p = 0,07$
<b>Espectral</b>	$r = 0,58$ $p = 0,001^*$	$r = 0,64$ $p = 0,001^*$	$r = 0,80$ $p = 0,001^*$	$r = 0,70$ $p = 0,001^*$	$r = 0,75$ $p = 0,001^*$
<b>RARMA</b>	$r = 0,52$ $p = 0,002^*$	$r = 0,44$ $p = 0,10$	$r = 0,75$ $p = 0,001^*$	$r = 0,52$ $p = 0,002^*$	$r = 0,56$ $p = 0,001^*$

Análise comparativa dos resultados pela correção de *Spearman* obtidos no limiar anaeróbico utilizando o padrão ouro e os modelos matemáticos desenvolvidos.

Teste de *Spearman*, nível de significância  $p = 0,01$

\* nível de significância do teste

Os dados apresentaram distribuição normal segundo o teste de normalidade de Shapiro-Wilk, exceto os valores de tempo para o modelo matemático RARMA,  $\dot{V} \text{O}_2$  (ml/min) para os dados do modelo matemático Cusum, FC para os dados do método visual gráfico e Cusum,  $\dot{V} \text{CO}_2$  para os dados dos modelos matemáticos de Cusum e RARMA.



## Discussão

---

### 6.1 Variáveis controladas

O presente estudo teve como objetivo desenvolver ferramentas matemáticas de fácil utilização e de baixo custo para determinar o limiar anaeróbio a partir dos dados da VFC a fim de ampliar a utilização deste método, uma vez que os métodos utilizados atualmente, por questões financeiras, restringem-se a centros de pesquisas de universidades.

A modulação autonômica sobre o nódulo sinusal, a qual determina a VFC, sofre influência do sexo, da idade, do nível de condicionamento físico, do nível de consumo de bebida alcoólica, tabagismo, dos níveis pressóricos, obesidade, cardiopatias e condições de saúde como diabetes (Barbosa et al., 1996;Copie et al., 1996b;Copie et al., 1996a;Fei et al., 1996b;Fei et al., 1996a;Jensen-Urstad et al., 1997c;Kim et al., 2005;Levy et al., 1998b;Liao et al., 2002;Malpas et al., 1991;Paschoal et al., 2006;Reardon et al., 1996;Schroeder et al., 2003;Singh et al., 1998;Waddington et al., 1979a;Yi et al., 1996).

No presente estudo o grupo estudado foi constituído por adultos jovens (20 a 39 anos), homens, sedentários, não-etilistas, não-tabagistas, normotensos, IMC entre 18 e 30 kg/m<sup>2</sup>, não cardiopatas e ausência de outras doenças que alterem a modulação autonômica, como o diabetes. Os indivíduos estudados não apresentaram diferenças significativas entre si em relação às características antropométricas e à idade, bem como apresentaram valores dentro da faixa de normalidade para exames clínicos a que foram submetidos.

Os valores das médias da FC e da PA apresentados pelos voluntários na condição de repouso (83,50 bpm e 120,00 mmHg) encontram dentro da faixa de

normalidade segundo a literatura. Os valores de FC média normais variam entre (60 e 100 bpm) (McCardle et al., 1998) e os valores de PA são considerados normais em torno de 130/85 mmHg segundo as V Diretrizes Brasileiras de Hipertensão (2006) (Sociedade Brasileira de Hipertensão et al., 2006).

Além disso, a FC dos voluntários durante os teste de esforço cardiopulmonar comportou-se de forma fisiologicamente esperada, eliminando a possibilidade de alterações cronotrópicas durante o exercício. Nenhum dos voluntários investigados apresentou critérios para interrupção do exercício proposto devido a elevação da PAD e/ou PAS segundo a V Diretrizes Brasileira de Hipertensão Arterial que sugere interrupção do teste ao verificar PAD acima de 115 mmHg e PAS acima de 250 mmHg. Portanto, todos os voluntários apresentaram aumento da PA dentro da faixa de normalidade.

Não foi realizada classificação da capacidade funcional dos voluntários de acordo com American Heart Association porque os testes foram interrompidos quando os indivíduos atingiam 90% da FC máx (Karvonen et al., 1957), o necessário para detectar o LA uma vez que todos os voluntários eram sedentários e dificilmente alguém atingiria o LA acima de 90% da FC máx (Hansen et al., 1984).

Os testes cardiopulmonares foram realizados utilizando esteira ergométrica porque segundo a literatura, provavelmente por ser mais fisiológico, os indivíduos conseguem atingir um  $\dot{V}O_2$  de pico consideravelmente maior do que o atingido em bicicleta ergométrica (Lehmann et al., 1997;Page et al., 1994). Apesar de não ter sido realizado testes máximos com nenhum dos voluntários, foi optado pela esteira ergométrica por ser mais fisiológico.

No presente estudo foram avaliados 46 voluntários, porém destes apenas os dados de 33 indivíduos puderam ser aproveitados para análise do limiar anaeróbio, ocorrendo uma perda de 28% dos dados coletados. A grande perda no número de indivíduos foi devido à presença de muitos artefatos durante a coleta dos gases exalados, impossibilitando a análise do limiar anaeróbio por meio do método visual gráfico. Na literatura é descrito que há um percentual de perdas quando se avalia o LA por meio de análise visual alcançando até 50% (Wasserman et al., 1964d). Apenas dois indivíduos apresentaram quantidade de artefatos nos dados da FC

---

captados pelo polar que impedissem de detectar o LA pelos dados da FC. Isso ocorreu provavelmente devido ao mau posicionamento dos eletrodos do polar no tórax dos indivíduos. Porém, esses voluntários repetiram o teste cardiopulmonar em outro dia.

## 6.2 Limiar anaeróbio

Durante a atividade física o sistema nervoso central recebe informações constantes das alterações metabólicas dos músculos em atividade. Essas informações decorrem de estímulos de receptores localizados no seio aórtico e carotídeo e são sensíveis as mudanças na concentração de  $\text{CO}_2$ , de  $\text{H}^+$ , o que altera o pH sanguíneo. O sistema nervoso central, em resposta a esses estímulos e com a finalidade de manter a homeostase do líquido sanguíneo e a oferta de nutrientes para os músculos em atividade, aumenta a frequência respiratória e cardíaca e a pressão arterial (Ally et al., 1996; Mitchell JH, 1990).

Em intensidades de exercícios físicos em que a demanda das células musculares por nutrientes supera a oferta desses, a energia necessária para manter a atividade provém do metabolismo anaeróbio. Neste momento, ocorre um aumento excessivo do lactato sanguíneo resultantes de metabólicos celulares dos músculos em atividade. O acúmulo de ácido láctico diminui o pH sanguíneo, o que estimula mais intensamente os quimiorreceptores. Esses receptores periféricos enviam impulsos aferentes para centros respiratórios superiores localizados no bulbo aumentando a frequência respiratória e a ventilação pulmonar. O instante em que há acúmulo do lactato sanguíneo devido ao desequilíbrio entre a oferta e consumo de nutrientes, recebe o nome de limiar anaeróbio ou também chamado limiar de lactato (Wasserman, 1999).

Durante atividade física, o sistema cardiovascular ajusta a frequência cardíaca através dos ramos simpáticos e parassimpáticos de acordo com a intensidade do exercício físico dinâmico para manutenção do esforço físico. Sendo a taquicardia inicial atribuída à influência do ramo parassimpático. Ocorre um rápido aumento da

FC que tem duração de aproximadamente 10-20 segundos, seguida de estabilização da FC. Em segundo momento, em potências acima do limiar anaeróbio, a taquicardia se deve mais a contribuição simpática em intensidades proporcionais ao aumento dos níveis de potência. O acréscimo da FC, devido principalmente ao aumento do tônus simpático do sistema nervoso autônomo, ocorre de maneira lenta, estendendo-se por um período maior que a taquicardia de contribuição parassimpática. Segundo Gallo, em 1995, a taquicardia em potências mais baixas de exercícios ocorre em decorrência da contribuição parassimpática. No entanto, em intensidades mais elevadas de exercícios, ambos os ramos do sistema nervoso autônomo atuam favorecendo o aumento da frequência cardíaca (Gallo, Jr. et al., 1995).

O aumento da FC à intensidade de exercício, o aumento da concentração do lactato sanguíneo, o aumento do  $\dot{V} \text{CO}_2$  em relação ao  $\dot{V} \text{O}_2$  e a ativação de fibras musculares de contração rápida, são respostas fisiológicas do corpo humano ao estresse físico. Portanto, alguns autores vêm estudando essas alterações fisiológicas ocorridas durante o esforço físico para determinar a transição do predomínio do metabolismo aeróbico para anaeróbico. Bunc, em 1995, comparou o LA obtido através do limiar da frequência cardíaca (LFC), com o ponto de mudança na concentração de lactato (LL), com o limiar ventilatório (LV) através da ergoespirometria e também através da mudança na ativação das fibras musculares através da eletromiografia ( $\text{EMG}_{\text{LA}}$ ). Neste estudo, o LA obtido por esses diferentes métodos apresentou uma correlação positiva e não houve diferença significativa dos resultados obtidos por esses diferentes métodos (Bunc et al., 1995).

Outros trabalhos também mostraram similaridade nos resultados obtidos pelos métodos descritos anteriormente empregados na determinação do limiar anaeróbio. A similaridade entre os limiares encontrados pelos LFC, LL e LV foi confirmada por vários autores (Baraldi et al., 1989; Gaisl et al., 1987; Mahon et al., 1991). Outros autores mostraram uma correlação pobre entre os métodos descritos (Francis et al., 1989; Heck et al., 1989; Pozzi, 2006; Pozzi et al., 2006a; Ribeiro et al., 1985; Tokmakidis et al., 1992).

No presente estudo, ao correlacionar o LA obtido utilizando o método ventilatório visual gráfico, analisando o gráfico do  $\dot{V} \text{CO}_2$  e  $\dot{V} \text{O}_2$  em função do tempo, com os resultados encontrados utilizando os métodos matemáticos propostos encontramos resultados coincidentes com a literatura. Foi considerada uma correlação de  $0,50 < r < 0,70$  entre os limiares obtidos através dos métodos matemáticos aplicados aos dados da FC para determinar o  $\dot{V} \text{O}_2$ , em ml/min. Ao determinar a FC no momento do LA foi encontrada uma correlação de 0,73; 0,85, utilizando respectivamente, os métodos matemáticos Espectral e RARMA. Observou-se uma correlação de 0,60 para estes mesmos dados quando analisados pelo modelo matemático Cusum.

Para determinar o limiar pela frequência cardíaca é preciso que o protocolo imposto ao indivíduo aumente a sobrecarga de forma gradual, enquanto para determinar o limiar anaeróbio pelos níveis de lactato sanguíneo a carga de exercício precisa estar próxima do “steady state” ou estado de equilíbrio fisiológico (Bunc et al., 1988; Bunc et al., 1984). Esses fatos dificultam a comparação do LA determinado pelo método invasivo e o determinado por meio da análise do comportamento da FC ao longo do exercício.

Conconi *et. al.*, em 1982, propôs determinar o limiar da frequência cardíaca (LFC) como um método não-invasivo. No estudo dele, o ponto de inflexão de linearidade da FC em resposta ao aumento de velocidade foi altamente correlacionado com o limiar de lactato (LL) em corredores adultos. No entanto, a condição básica para se obter o sucesso do método de LFC é a inflexão da curva FC e velocidade (Bunc et al., 1995). Segundo Bunc, em 1995, de 12000 LFC determinados, apenas 7% de todos os sujeitos não apresentavam inflexão de FC em relação à intensidade de exercício. Essa pode ser a causa do insucesso do método testado em alguns trabalhos (Bunc et al., 1988; Pokan et al., 1993) ou a intensidade final do exercício foi abaixo do limite da exaustão (Gaisl et al., 1987). No presente estudo, os testes foram interrompidos com 90% da FC máxima (Karvonen et al., 1957) de acordo com recomendado pela literatura, porém isso não impediu a determinação do LA pelo método visual gráfico de nenhum dos voluntários

estudados. Portanto, a explicação que a sobrecarga imposta pelo exercício foi aquém do necessário para se determinar o LA não explica os resultados deste estudo.

---

---

## CONCLUSÕES

---

A partir da análise do presente estudo e da condição experimental empregada, pôde-se concluir que:

- As mudanças nos padrões de respostas das variáveis cardiorrespiratórias ocorrem em instantes coincidentes com o limiar anaeróbio obtido por meio do método ventilatório, refletindo a interação dos sistemas orgânicos durante o exercício físico;
- Os modelos matemáticos desenvolvidos para determinar o limiar anaeróbio a partir dos dados da FC mostram correlação significativa, no entanto com significância estatística mais consistente nos modelos RARMA e Espectral;
- Uma correlação positiva moderada ( $0,50 < r < 0,60$ ) foi observada ao utilizar o modelo matemático Cusum aplicado aos dados da FC com objetivo de determinar o limiar anaeróbio, exceto ao identificar o instante do LA em relação tempo em segundos. Entretanto, sem significância estatística;
- O modelo Espectral foi o que mostrou melhor correlação quando comparado ao padrão ouro e que também não apresentou diferença estatística na comparação dos valores medianos na variável tempo, indicando que este modelo é o mais estável para identificação do LA;
- Nas condições estudadas, os modelos matemáticos mostram-se adequados para determinar o limiar anaeróbio.

Desta forma, a determinação do limiar anaeróbio obtido pela forma não-invasiva pelos métodos matemáticos RARMA e Espectral foi adequada, podendo contribuir para a prática clínica, pois se trata de ferramentas de baixo custo e fácil manipulação, tornando possível a ampliação da utilização deste método diagnóstico

para avaliar o condicionamento físico de indivíduos e prescrever atividade de forma segura e eficaz.

---

---

## TRABALHOS FUTUROS

---

Devido à importância clínica da análise do limiar anaeróbio para avaliação do condicionamento físico e prescrição de atividade física, listam-se algumas sugestões para pesquisas futuras:

- Automatizar a ferramenta testada para facilitar ainda mais sua utilização por examinadores do limiar anaeróbio;
- Aplicar as ferramentas desenvolvidas aos dados de  $\dot{V}CO_2$  para determinar o LA e contrastar com a literatura;
- Aplicar as ferramentas desenvolvidas aos dados da FC em relação à velocidade durante o teste cardiopulmonar;
- Testar as ferramentas desenvolvidas aos dados de indivíduos com possíveis alterações da variabilidade da frequência cardíaca, como idosos, cardiopatas e com doença pulmonar obstrutiva crônica.



---

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

Aguirre, L. A. (2000). Modelagem Matemática. *Introdução à Identificação de Sistemas. Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais*. Belo Horizonte: 37-72.

Aires, M. (1999). Fisiologia. In Guanabara Koogan (ed.), Rio de Janeiro.

Ally, A., Hand, G. A., and Mitchell, J. H. Cardiovascular responses to static exercise in conscious cats: effects of intracerebroventricular injection of clonidine. *J Physiol* 491 ( Pt 2), 519-527. 1-3-1996.  
Ref Type: Magazine Article

Alonso, O. D., Forjaz, L. M. C., Rezende, L. O., Braga, A. M. F. W., Barretto, A. C. P., Negrão, C. E., and Rondo, M. U. P. B. Comportamento da Frequência Cardíaca e da Sua Variabilidade Durante as Diferentes Fases do Exercício Físico Progressivo Máximo. *Arq.Bras.Cardiol* 71[6], 787-792. 1998. São Paulo, Denise de Oliveira Alonso. 27-10-0098.  
Ref Type: Magazine Article

American Heart Association and European Society of Cardiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 17[3], 354-381. 1996b.  
Ref Type: Magazine Article

American Heart Association and European Society of Cardiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 17[3], 354-381. 1996a.  
Ref Type: Magazine Article

American Heart Association and European Society of Cardiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 17[3], 354-381. 1996f.  
Ref Type: Magazine Article

American Heart Association and European Society of Cardiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and

- clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 17[3], 354-381. 1996e.  
Ref Type: Magazine Article
- American Heart Association and European Society of Cardiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 17[3], 354-381. 1996d.  
Ref Type: Magazine Article
- American Heart Association and European Society of Cardiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J* 17[3], 354-381. 1996c.  
Ref Type: Magazine Article
- Arena, R., Myers, J., Williams, M. A., Gulati, M., Kligfield, P., Balady, G. J., Collins, E., and Fletcher, G. Assessment of functional capacity in clinical and research settings: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention of the Council on Clinical Cardiology and the Council on Cardiovascular Nursing. *Circulation* 116[3], 329-343. 17-7-2007.  
Ref Type: Magazine Article
- Astrand, P. O. and Rodahl, K. (1980). *Manuel de physiologie de l'exercice musculaire*. Paris: Masson.
- ATS/ACCP. Statement on cardiopulmonary exercise testing. *Am.J.Respir.Crit Care Med.* 167[2], 211-277. 15-1-2003b.  
Ref Type: Magazine Article
- ATS/ACCP. Statement on cardiopulmonary exercise testing. *Am.J.Respir.Crit Care Med.* 167[2], 211-277. 15-1-2003a.  
Ref Type: Magazine Article
- Azeredo, O. C. G. Detecção do Limiar Anaeróbico a partir do Sinal de Variabilidade da Frequência Cardíaca. 4-12-2008. Belo Horizonte.  
Ref Type: Serial (Book,Monograph)
- Baraldi, E., Zanconato, S., Santuz, P. A., and Zacchello, F. A comparison of two noninvasive methods in the determination of the anaerobic threshold in children. *Int.J Sports Med* 10[2], 132-134. 1989.  
Ref Type: Magazine Article

- Barbosa, P. R., Barbosa, Filho J., and de Sa, C. A. Effects of age, sex and coronary heart disease on the autonomic modulation of the heart. *Arq Bras Cardiol* 67[5], 325-329. 1996.  
Ref Type: Magazine Article
- Bassett, D. R., Jr. and Howley, E. T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med.Sci.Sports Exerc.* 32[1], 70-84. 2000.  
Ref Type: Magazine Article
- Bassett, D. R. Jr. and Howley, E. T. Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints. *Med.Sci.Sports Exerc.* 29[5], 591-603. 1997.  
Ref Type: Magazine Article
- Beaver, W. L., Wasserman, K., and Whipp, B. J. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *J.Appl.Physiol* 59[6], 1936-1940. 1985b.  
Ref Type: Magazine Article
- Beaver, W. L., Wasserman, K., and Whipp, B. J. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *J.Appl.Physiol* 59[6], 1936-1940. 1985a.  
Ref Type: Magazine Article
- Benessiano, J., Levy, B., Samuel, J. L., Leclercq, J. F., Safar, M., and Saumont, R. Circadian changes in heart rate in unanesthetized normotensive and spontaneously hypertensive rats. *Pflugers Arch.* 397[1], 70-72. 1983.  
Ref Type: Magazine Article
- Bosquet, L., Leger, L., and Legros, P. Methods to determine aerobic endurance. *Sports Med* 32[11], 675-700. 2002.  
Ref Type: Magazine Article
- Bunc, V., Heller, J., and Leso, J. Kinetics of heart rate responses to exercise. *J Sports Sci* 6[1], 39-48. 1988.  
Ref Type: Magazine Article
- Bunc, V., Hofmann, P., Leitner, H., and Gaisl, G. (1995). Verification of the heart rate threshold. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol* 70(3):263-269.
- Bunc, V., Sprynarava, S., Heller, J., and Zdanowicz, R. Possibilities of application of anaerobic threshold in work physiology.II Methods of determining anaerobic threshold (in Czech). *Prac Lek* 36, 127-133. 1984.  
Ref Type: Magazine Article

- Cammann, H. and Michel, J. How to avoid misinterpretation of heart rate variability power spectra? *Comput.Methods Programs Biomed.* 68[1], 15-23. 2002.  
Ref Type: Magazine Article
- Catai, A. M., Chacon-Mikahil, M. P., Martinelli, F. S., Forti, V. A., Silva, E., Golfetti, R., Martins, L. E., Szrajter, J. S., Wanderley, J. S., Lima-Filho, E. C., Milan, L. A., Marin-Neto, J. A., Maciel, B. C., and Gallo-Junior, 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.* 35[6], 741-752. 2002b.  
Ref Type: Magazine Article
- Catai, A. M., Chacon-Mikahil, M. P., Martinelli, F. S., Forti, V. A., Silva, E., Golfetti, R., Martins, L. E., Szrajter, J. S., Wanderley, J. S., Lima-Filho, E. C., Milan, L. A., Marin-Neto, J. A., Maciel, B. C., and Gallo-Junior, 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.* 35[6], 741-752. 2002a.  
Ref Type: Magazine Article
- Chacon-Mikahil, M. P., Forti, V. A., Catai, A. M., Szrajter, J. S., Golfetti, R., Martins, L. E., Lima-Filho, E. C., Wanderley, J. S., Marin Neto, J. A., Maciel, B. C., and Gallo-Junior, 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.* 31[5], 705-712. 1998.  
Ref Type: Magazine Article
- Clifford, G. D. and Tarassenko, L. Quantifying errors in spectral estimates of HRV due to beat replacement and resampling. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 52[4], 630-638. 2005.  
Ref Type: Magazine Article
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P. G., Droghetti, P., and Codeca, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol* 52[4], 869-873. 1982a.  
Ref Type: Magazine Article
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P. G., Droghetti, P., and Codeca, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol* 52[4], 869-873. 1982b.  
Ref Type: Magazine Article
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P. G., Droghetti, P., and Codeca, L. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol* 52[4], 869-873. 1982c.  
Ref Type: Magazine Article

- Copie, X., Hnatkova, K., Staunton, A., Camm, A. J., and Malik, M. Spectral turbulence versus time-domain analysis of signal-averaged ECG used for the prediction of different arrhythmic events in survivors of acute myocardial infarction. *J Cardiovasc. Electrophysiol.* 7[7], 583-593. 1996a.  
Ref Type: Magazine Article
- Copie, X., Hnatkova, K., Staunton, A., Fei, L., Camm, A. J., and Malik, M. Predictive power of increased heart rate versus depressed left ventricular ejection fraction and heart rate variability for risk stratification after myocardial infarction. Results of a two-year follow-up study. *J Am. Coll. Cardiol* 27[2], 270-276. 1996b.  
Ref Type: Magazine Article
- Crescêncio, J. C. (2002). Determinação do limiar de anaerobiose ventilatório no exercício físico dinâmico em indivíduos saudáveis. Comparação entre métodos obtidos por análise visual e modelos matemáticos. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Duvillard, S. P. Exercise lactate levels: simulation and reality of aerobic and anaerobic metabolism. *Eur. J. Appl. Physiol* 86[1], 3-5. 2001.  
Ref Type: Magazine Article
- Eldridge, F. L. Maintenance of respiration by central neural feedback mechanisms. *Fed. Proc.* 36[10], 2400-2404. 1977.  
Ref Type: Magazine Article
- Fei, L., Copie, X., Malik, M., and Camm, A. J. Short- and long-term assessment of heart rate variability for risk stratification after acute myocardial infarction. *Am. J. Cardiol* 77[9], 681-684. 1-4-1996a.  
Ref Type: Magazine Article
- Fei, L., Keeling, P. J., Sadoul, N., Copie, X., Malik, M., McKenna, W. J., and Camm, A. J. Decreased heart rate variability in patients with congestive heart failure and chronotropic incompetence. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 19[4 Pt 1], 477-483. 1996b.  
Ref Type: Magazine Article
- Francis, K. T., McClatchey, P. R., Sumsion, J. R., and Hansen, D. E. The relationship between anaerobic threshold and heart rate linearity during cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup. Physiol* 59[4], 273-277. 1989.  
Ref Type: Magazine Article
- Freitas, J., Azevedo, E., Teixeira, J., Carvalho, M. J., Costa, O., and Falcao, F. A. Heart rate variability as an assessment of brain death. *Transplant. Proc.* 32[8], 2584-2585. 2000.  
Ref Type: Magazine Article

Gaisl, G. and Wiesspeiner, G. A noninvasive method of determining the anaerobic in children. *Int J Sports Med* 8, 41-44. 1987.

Ref Type: Magazine Article

Gallo, Jr. L. and Maciel, C. B. Quando o coração bate mais forte. *Esporte Ciência* 21[121], 40-47. 1996.

Ref Type: Magazine Article

Gallo, L., Jr., Maciel, B. C., Marin-Neto, J. A., Martins, L. E., Lima-Filho, E. C., Golfetti, R., Chacon, M. P., and Forti, V. A. (1995). Control of heart rate during exercise in health and disease. *Braz.J.Med.Biol.Res.* 28(11-12):1179-1184.

Galvêncio, J. D., Salviano, F. A. S., and Sousa, I. F. USO DE MODELOS AUTO-REGRESSIVO E MÉDIAS-MÓVEIS PARA GERAÇÃO DE VAZÕES MÉDIAS MENSAIS NA BACIA HIDROGRÁFICA DO ALTO SÃO FRANCISCO. XII Congresso Brasileiro de Meteorologia , 1852-1857. 2002. Foz de Iguaçu-PR.

Ref Type: Magazine Article

Gautama, T., Mandic, D. P., and Van Hulle, M. M. A novel method for determining the nature of time series. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 51[5], 728-736. 2004.

Ref Type: Magazine Article

Gomes, E. D. M. (2001). Técnicas de Sistemas Dinâmicos Não-Lineares na Análise da Modulação Autônômica da Variabilidade da Frequência Cardíaca. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais.

Ref Type: Thesis/Dissertation

Grupi, C. J., Moffa, P. J., Sanches, P. C., Barbosa, S. A., Bellotti, G. M., and Pileggi, F. J. Heart rate variability: significance and clinic application.

*Rev.Assoc.Med.Bras.* 40[2], 129-136. 1994a.

Ref Type: Magazine Article

Grupi, C. J., Moffa, P. J., Sanches, P. C., Barbosa, S. A., Bellotti, G. M., and Pileggi, F. J. Heart rate variability: significance and clinic application.

*Rev.Assoc.Med.Bras.* 40[2], 129-136. 1994b.

Ref Type: Magazine Article

Guimarães, I. J. Normatização de Técnicas e Equipamentos para Realização de Exames em Ergometria e Ergoespirometria. *Arq Bras Cardiol* 80, 458-464. 2003.

Ref Type: Magazine Article

Hainsworth, R. Cardiovascular reflexes from ventricular and coronary receptors. *Adv.Exp.Med.Biol.* 381, 157-174. 1995.

Ref Type: Magazine Article

- Hansen, J. E., Sue, D. Y., and Wasserman, K. (1984). Predicted values for clinical exercise testing. *Am.Rev Respir.Dis.* 129(2 Pt 2):S49-S55.
- Hansen, J. E., Ulubay, G., Chow, B. F., Sun, X. G., and Wasserman, K. (2007). Mixed-expired and end-tidal CO<sub>2</sub> distinguish between ventilation and perfusion defects during exercise testing in patients with lung and heart diseases. *Chest* 132(3):977-983.
- Heck, H., Beckers, K., Lammerschmidt, W., Purin, E., Hess, G., and Hollmann, W. Identification, objectivity and validity of Conconi threshold by cycle stress tests. *Dtsch Z Sportmed* 40, 388-412. 1989.  
Ref Type: Magazine Article
- Hill, A. V. and Lupton, H. Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. *Q.J.Med.* 16, 135-171. 1925.  
Ref Type: Magazine Article
- Hinkley, D. V. Inference about the change-point from cumulative sum tests. *Biometrika* 58[3], 509-523. 1971. London.  
Ref Type: Magazine Article
- Hoffman, P., Bunc., V., Leitner, H., Pokan, R., and Gaisl, G. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 69, 132-139. 1994.  
Ref Type: Generic
- Holloszy, J. O. and Coyle, E. F. Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise and their metabolic consequences. *J.Appl.Physiol* 56[4], 831-838. 1984a.  
Ref Type: Magazine Article
- Holloszy, J. O. and Coyle, E. F. Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise and their metabolic consequences. *J.Appl.Physiol* 56[4], 831-838. 1984b.  
Ref Type: Magazine Article
- Holloszy, J. O. and Coyle, E. F. Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise and their metabolic consequences. *J.Appl.Physiol* 56[4], 831-838. 1984c.  
Ref Type: Magazine Article
- Jammes, Y., Caquelard, F., and Badier, M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. *Respir.Physiol* 112[2], 167-174. 1998.  
Ref Type: Magazine Article
- Jensen-Urstad, K., Storck, N., Bouvier, F., Ericson, M., Lindblad, L. E., and Jensen-Urstad, M. Heart rate variability in healthy subjects is related to age and gender. *Acta Physiol Scand.* 160[3], 235-241. 1997c.  
Ref Type: Magazine Article

- Jensen-Urstad, K., Storck, N., Bouvier, F., Ericson, M., Lindblad, L. E., and Jensen-Urstad, M. Heart rate variability in healthy subjects is related to age and gender. *Acta Physiol Scand.* 160[3], 235-241. 1997b.  
Ref Type: Magazine Article
- Jensen-Urstad, K., Storck, N., Bouvier, F., Ericson, M., Lindblad, L. E., and Jensen-Urstad, M. Heart rate variability in healthy subjects is related to age and gender. *Acta Physiol Scand.* 160[3], 235-241. 1997a.  
Ref Type: Magazine Article
- Kamath, M. V. and Fallen, E. L. (1995). Correction of the Heart Rate Variability Signal for Ectopics and Missing Beats. In Armonk (ed.), *Heart Rate Variability*. NY: Futura Publishing Company, 75-85.
- Kamath, M. V. and Fallen, E. L. Correction of the Heart Rate Variability Signal for Ectopics and Missing Beats. Futura Publishing Company . 2005.  
Ref Type: Magazine Article
- Karvonen, M. J., Kentala, E., and Mustala, O. The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann.Med Exp.Biol.Fenn.* 35[3], 307-315. 1957.  
Ref Type: Magazine Article
- Kim, J. A., Park, Y. G., Cho, K. H., Hong, M. H., Han, H. C., Choi, Y. S., and Yoon, D. Heart rate variability and obesity indices: emphasis on the response to noise and standing. *J Am.Board Fam.Pract.* 18[2], 97-103. 2005.  
Ref Type: Magazine Article
- Kleiger, R. E. Heart rate variability and mortality and sudden death post infarction. *J.Cardiovasc.Electrophysiol.* 6[5], 365-367. 1995a.  
Ref Type: Magazine Article
- Kleiger, R. E. Heart rate variability and mortality and sudden death post infarction. *J.Cardiovasc.Electrophysiol.* 6[5], 365-367. 1995b.  
Ref Type: Magazine Article
- Lehmann, G., Schmid, S., Ammer, R., Schomig, A., and Alt, E. Evaluation of a new treadmill exercise protocol. *Chest* 112[1], 98-106. 1997.  
Ref Type: Magazine Article
- Leon, D. F., Shaver, J. A., and Leonard, J. J. Reflex heart rate control in man. *Am.Heart J.* 80[6], 729-739. 1970.  
Ref Type: Magazine Article
- Levy, W. C., Cerqueira, M. D., Harp, G. D., Johannessen, K. A., Abrass, I. B., Schwartz, R. S., and Stratton, J. R. Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *Am.J Cardiol*

82[10], 1236-1241. 15-11-1998b.  
Ref Type: Magazine Article

Levy, W. C., Cerqueira, M. D., Harp, G. D., Johannessen, K. A., Abrass, I. B., Schwartz, R. S., and Stratton, J. R. Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *Am.J Cardiol* 82[10], 1236-1241. 15-11-1998a.  
Ref Type: Magazine Article

Liao, D., Carnethon, M., Evans, G. W., Cascio, W. E., and Heiss, G. Lower heart rate variability is associated with the development of coronary heart disease in individuals with diabetes: the atherosclerosis risk in communities (ARIC) study. *Diabetes* 51[12], 3524-3531. 2002.  
Ref Type: Magazine Article

Lima, J. R. P. and Kiss, M. A. P. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. *Rev.Bras.Ativ.Fis.Saúde* 9, 29-38. 1999.  
Ref Type: Magazine Article

Lopes, L. F, Gomes, E. D. M., Criollo, C. J. T., Britto, R. R., Zampa, C. C., Vaz, L. de O., Pereira, N.C., Rezende, and N.R. Protocolo de Rampa em Esteira Ergométrica: Velocidade e Inclinação Ideais. Programa XXIII Reunião Anual Federação de Sociedade de Biologia Experimental . 2008a. Águas de Lindóia.  
Ref Type: Magazine Article

Lopes, L. F, Gomes, E. D. M., Tierra-Criollo, C. J, Britto, R. R., Lemos, P. A., Azeredo, O. C. G, and Pereira, N. C. Detecção do limiar de anaerobiose a partir da variabilidade da frequência cardíaca pela estimação da densidade espectral. 21 Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica . 2008b.  
Ref Type: Magazine Article

Maciel, B. C., Gallo, L., Jr., Marin Neto, J. A., Lima Filho, E. C., and Martins, L. E. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. *Clin.Sci.(Lond)* 71[4], 457-460. 1986b.  
Ref Type: Magazine Article

Maciel, B. C., Gallo, L., Jr., Marin Neto, J. A., Lima Filho, E. C., and Martins, L. E. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. *Clin.Sci.(Lond)* 71[4], 457-460. 1986a.  
Ref Type: Magazine Article

Mahon, A. D. and Vaccaro, P. Can the point of deflection from linearity of heart rate determine ventilatory threshold in children? *Pediatr Exerc Sci* 3, 256-262. 1991.  
Ref Type: Magazine Article

- Malik, M. Graphical representation of circadian patterns of heart rate variability components. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 18[8], 1575-1580. 1995.  
Ref Type: Magazine Article
- Malik, M., Kautzner, J., Hnatkova, K., and Camm, A. J. Identification of electrocardiographic patterns. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 19[2], 245-251. 1996.  
Ref Type: Magazine Article
- Malpas, S. C., Whiteside, E. A., and Maling, T. J. Heart rate variability and cardiac autonomic function in men with chronic alcohol dependence. *Br. Heart J* 65[2], 84-88. 1991.  
Ref Type: Magazine Article
- Marães, V. R. F. S. (1999). Estudo da variabilidade da frequência cardíaca durante exercício físico dinâmico em voluntários saudáveis.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Marães, V. R. F. S. Determinação do limiar de anaerobiose a partir de métodos de análise da frequência cardíaca e de sua variabilidade. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 13[Supl A], 1-16. 2003.  
Ref Type: Magazine Article
- Marães, V. R. F. S. (2004). Determinação do limiar de anaerobiose a partir da análise da frequência cardíaca, da eletromiografia de superfície e das variáveis ventilatórias e metabólicas durante o exercício físico dinâmico. Universidade Federal de São Carlos.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Marães, V. R. F. S., Santos, M. D. B., Catai, A. M., Moraes, F. R., Oliveira, L., Gallo, Jr. L., and Silva, E. Modulação do sistema nervoso autônomo na resposta da frequência cardíaca em repouso e à manobra de Valsalva com o incremento da idade. *Rev. bras. fisioter.* 8[2], 97-103. 2004.  
Ref Type: Magazine Article
- Marães, V. R. F. S., Silva, E., Catai, A. M., L.D., Moura, M. A. S., Oliveira, L., and Gallo, L. Jr. Identification of anaerobic threshold using heart response during dynamic exercise. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 38, 731-735. 2005. Ribeirão preto, L. Gallo Jr. 9-3-2005.  
Ref Type: Magazine Article
- Matsumura, N., Nishijima, H., Kojima, S., Hashimoto, F., Minami, M., and Yasuda, H. Determination of anaerobic threshold for assessment of functional state in patients with chronic heart failure. *Circulation* 68[2], 360-367. 1983.  
Ref Type: Magazine Article

- McCardle, W. D., Katch, F. I., and Katch, V. L. (1998). Diferenças Individuais e mensurações das capacidades energéticas. In Guanabara Koogan (ed.), *Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. Rio de Janeiro: 148-159.
- Mercier, J., Gallais, D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J. P., and Prfaut, C. Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *Eur J Appl Physiol* 69, 525-529. 1994.  
Ref Type: Magazine Article
- Meyer, T., Gorge, G., Schwaab, B., Hildebrandt, K., Walldorf, J., Schafer, C., Kindermann, I., Scharhag, J., and Kindermann, W. An alternative approach for exercise prescription and efficacy testing in patients with chronic heart failure: a randomized controlled training study. *Am.Heart J* 149[5], e1-e7. 2005.  
Ref Type: Magazine Article
- Mitchell JH. Neural control of the circulation during exercise. *Med Sci SportsExer* 22, 141-154. 1990.  
Ref Type: Magazine Article
- Myers, J. Applications of cardiopulmonary exercise testing in the management of cardiovascular and pulmonary disease1. *Int.J.Sports Med.* 26 Suppl 1, S49-S55. 2005.  
Ref Type: Magazine Article
- Neder, J. A. and Nery, L. E. (2003). *Fisiologia clínica do exercício: teoria e prática*. São Paulo.
- Nilsson, J., Tesch, P., and Thorstensson, A. Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. *Acta Physiol Scand.* 101[2], 194-198. 1977b.  
Ref Type: Magazine Article
- Nilsson, J., Tesch, P., and Thorstensson, A. Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. *Acta Physiol Scand.* 101[2], 194-198. 1977a.  
Ref Type: Magazine Article
- Noakes, T. D. Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints: a rebuttal. *Med.Sci.Sports Exerc.* 30[9], 1381-1398. 1998b.  
Ref Type: Magazine Article
- Noakes, T. D. Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints: a rebuttal. *Med.Sci.Sports Exerc.* 30[9], 1381-1398. 1998a.  
Ref Type: Magazine Article
- Novais, L. D. (2006). Avaliação da Variabilidade da Frequência Cardíaca em Repouso e Identificação do Limiar de Anaerobiose Durante Exercício Físico

- Dinâmico de Homens Saudáveis e Pós-Infarto Agudo do Miocárdio.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Page, E., Cohen-Solal, A., Jondeau, G., Douard, H., Roul, G., Kantelip, J. P., and Bussiere, J. L. Comparison of treadmill and bicycle exercise in patients with chronic heart failure. *Chest* 106[4], 1002-1006. 1994.  
Ref Type: Magazine Article
- Paschoal, M. A., Volanti, V. M., Pires, C. S., and Fernandes, F. C. Variabilidade da frequência cardíaca em diferentes faixas etárias. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 10[4], 413-419. 2006.  
Ref Type: Magazine Article
- 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. 12-4-1979.  
Ref Type: Magazine Article
- Pimentel, A. E., Gentile, C. L., Tanaka, H., Seals, D. R., and Gates, P. E. Greater rate of decline in maximal aerobic capacity with age in endurance-trained than in sedentary men. *J Appl.Physiol* 94[6], 2406-2413. 2003.  
Ref Type: Magazine Article
- Pinheiro, D. A. (1997). Estudo do limiar de anaerobiose e de outros parâmetros cardiorrespiratórios frente a testes de avaliação em atletas e em sedentários. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Pokan, R., Hofmann, P., Preidler, K., Leitner, H., Dusleag, J., Eber, B., Schwabberger, G., Fuger, G. F., and Klein, W. Correlation between inflection of heart rate/work performance curve and myocardial function in exhausting cycle ergometer exercise. *Eur J Appl Physiol Occup.Physiol* 67[5], 385-388. 1993.  
Ref Type: Magazine Article
- Pozzi, L. G. (2006). Comparação de Diferentes Métodos para Determinar o Limiar de Anaerobiose de Idosos Saudáveis.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Pozzi, L. G., Melo, R. C., Quitério, R. J., Milan, L. A., Diniz, C. A. R., Dias, T. C. M., Oliveira, L., Silva, E., and Catai, A. M. Determinação do Limiar de Anaerobiose de Idosos Saudáveis: Comparação Entre Diferentes Métodos. *Rev.bras.fisioter.* 10[3], 333-338. 1-6-2006d. São Carlos. 1-6-2006d.  
Ref Type: Magazine Article
- Pozzi, L. G., Melo, R. C., Quitério, R. J., Milan, L. A., Diniz, C. A. R., Dias, T. C. M., Oliveira, L., Silva, E., and Catai, A. M. Determinação do Limiar de Anaerobiose de Idosos Saudáveis: Comparação Entre Diferentes Métodos.

Rev.bras.fisioter. 10[3], 333-338. 1-6-2006c. São Carlos. 1-6-2006c.  
Ref Type: Magazine Article

Pozzi, L. G., Melo, R. C., Quitério, R. J., Milan, L. A., Diniz, C. A. R., Dias, T. C. M., Oliveira, L., Silva, E., and Catai, A. M. Determinação do Limiar de Anaerobiose de Idosos Saudáveis: Comparação Entre Diferentes Métodos. Rev.bras.fisioter. 10[3], 333-338. 1-6-2006b. São Carlos. 1-6-2006b.  
Ref Type: Magazine Article

Pozzi, L. G., Melo, R. C., Quitério, R. J., Milan, L. A., Diniz, C. A. R., Dias, T. C. M., Oliveira, L., Silva, E., and Catai, A. M. Determinação do Limiar de Anaerobiose de Idosos Saudáveis: Comparação Entre Diferentes Métodos. Rev.bras.fisioter. 10[3], 333-338. 1-6-2006a. São Carlos. 1-6-2006a.  
Ref Type: Magazine Article

Rausch, S. M., Whipp, B. J., Wasserman, K., and Huszczuk, A. Role of the carotid bodies in the respiratory compensation for the metabolic acidosis of exercise in humans. J Physiol 444, 567-578. 1991.  
Ref Type: Magazine Article

Reardon, M. and Malik, M. Changes in heart rate variability with age. Pacing Clin.Electrophysiol. 19[11 Pt 2], 1863-1866. 1996.  
Ref Type: Magazine Article

Resnick, B. A seven step approach to starting an exercise program for older adults. Patient.Educ.Couns. 39[2-3], 243-252. 2000.  
Ref Type: Magazine Article

Ribeiro, J. P., Fielding, R. A., Hughes, V., Black, A., Bochese, M. A., and Knuttgen, H. G. Heart rate break point may coincide with the anaerobic and not the aerobic threshold. Int J Sports Med 6[4], 220-224. 1985.  
Ref Type: Magazine Article

Ribeiro, T. F. (2001). Avaliação da modulação autonômica da atividade eferente do coração pela variabilidade da frequência cardíaca em mulheres sedentárias. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos.  
Ref Type: Thesis/Dissertation

Rowell, L. B. Human circulation: regulation during physical stress. Oxford University Press , 416p. 1986.  
Ref Type: Magazine Article

Sacilotto, M. C. B. (2005). Relação entre o Controle Autonômico da Frequência Cardíaca em Repouso e no Nível da Potência do Limiar de Anaerobiose em Homens de Meia Idade Saudáveis e de Hipertensão.  
Ref Type: Thesis/Dissertation

- Sakabe, D. I. (2004). Quantificação do Limiar de anaerobiose durante exercício físico dinâmico em homens de meia idade: Análise da resposta de variáveis cardiorrespiratórias e musculares. Universidade Federal de São Carlos-UFSCar.  
Ref Type: Thesis/Dissertation
- Schroeder, E. B., Liao, D., Chambless, L. E., Prineas, R. J., Evans, G. W., and Heiss, G. Hypertension, blood pressure, and heart rate variability: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study. *Hypertension* 42[6], 1106-1111. 2003.  
Ref Type: Magazine Article
- Silva, B. O. and Sobral, C. D. F. A new proposal to guide velocity and inclination in the ramp protocol for the treadmill ergometer. *Arq Bras Cardiol* 81, 48-53. 2003.  
Ref Type: Magazine Article
- Singh, J. P., Larson, M. G., Tsuji, H., Evans, J. C., O'Donnell, C. J., and Levy, D. Reduced heart rate variability and new-onset hypertension: insights into pathogenesis of hypertension: the Framingham Heart Study. *Hypertension* 32[2], 293-297. 1998.  
Ref Type: Magazine Article
- Sociedade Brasileira de Hipertensão, Sociedade Brasileira de Cardiologia, and Sociedade Brasileira de Nefrologia. IV Diretrizes Brasileiras de Hipertensão Arterial. *Rev Bras Hipertens* 4. 2006.  
Ref Type: Magazine Article
- Stys, A. and Stys, T. Current clinical applications of heart rate variability. *Clin.Cardiol* 21[10], 719-724. 1998.  
Ref Type: Magazine Article
- Thornton, J. M., Guz, A., Murphy, K., Griffith, A. R., Pedersen, D. L., Kardos, A., Leff, A., Adams, L., Casadei, B., and Paterson, D. J. Identification of higher brain centres that may encode the cardiorespiratory response to exercise in humans. *J Physiol* 533[Pt 3], 823-836. 15-6-2001.  
Ref Type: Magazine Article
- Tokmakidis, S. P. and Leger, L. A. Comparison of mathematically determined blood lactate and heart rate "threshold" points and relationship with performance. *Eur J Appl Physiol Occup.Physiol* 64[4], 309-317. 1992.  
Ref Type: Magazine Article
- Tulppo, M. P., Makikallio, T. H., Takala, T. E., Seppanen, T., and Huikuri, H. V. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am.J Physiol* 271[1 Pt 2], H244-H252. 1996.  
Ref Type: Magazine Article

- Waddington, J. L., Macculloch, M. J., and Sambrooks, J. E. Resting heart rate variability in man declines with age. *Experientia* 35[9], 1197-1198. 15-9-1979a.  
Ref Type: Magazine Article
- Waddington, J. L., Macculloch, M. J., and Sambrooks, J. E. Resting heart rate variability in man declines with age. *Experientia* 35[9], 1197-1198. 15-9-1979b.  
Ref Type: Magazine Article
- Ward, S. A. Peripheral and central chemoreceptor control of ventilation during exercise in humans. *Can.J Appl.Physiol* 19[3], 305-333. 1994.  
Ref Type: Magazine Article
- Ward, S. A. Control of the exercise hyperpnoea in humans: a modeling perspective. *Respir.Physiol* 122[2-3], 149-166. 2000.  
Ref Type: Magazine Article
- Wasserman. Principles of exercise testing & interpretation: including pathophysiology and clinical applications. Lippincott Williams & Wilkins. 3, 556. 1999. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.  
Ref Type: Serial (Book,Monograph)
- Wasserman, K. Principles of exercise testing & interpretation. Lippincott Williams & Wilkins. 4, 556. 2005. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.  
Ref Type: Serial (Book,Monograph)
- Wasserman, K. The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance. *Am.Rev.Respir.Dis.* 129[2 Pt 2], S35-S40. 1984d.  
Ref Type: Magazine Article
- Wasserman, K. The anaerobic threshold measurement in exercise testing. *Clin.Chest Med.* 5[1], 77-88. 1984a.  
Ref Type: Magazine Article
- Wasserman, K. The anaerobic threshold measurement in exercise testing. *Clin.Chest Med.* 5[1], 77-88. 1984b.  
Ref Type: Magazine Article
- Wasserman, K. The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance. *Am.Rev.Respir.Dis.* 129[2 Pt 2], S35-S40. 1984c.  
Ref Type: Magazine Article
- Wasserman, K. and McIlroy, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am.J.Cardiol.* 14, 844-852. 1964d.  
Ref Type: Magazine Article

Wasserman, K. and McIlroy, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am.J.Cardiol.* 14, 844-852. 1964c.  
Ref Type: Magazine Article

Wasserman, K. and McIlroy, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am.J.Cardiol.* 14, 844-852. 1964b.  
Ref Type: Magazine Article

Wasserman, K. and McIlroy, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am.J.Cardiol.* 14, 844-852. 1964a.  
Ref Type: Magazine Article

Wasserman, K., Tringer, W., Sen, J. E., Su, D. Y., and Hipp, B. J. (2005). Clinical exercise testing.

Wasserman, K., Whipp, B. J., Koysl, S. N., and Beaver, W. L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J.Appl.Physiol* 35[2], 236-243. 1973.  
Ref Type: Magazine Article

Whipp, B. J. and Ward, S. A. Determinants and control of breathing during muscular exercise. *Br.J Sports Med.* 32[3], 199-211. 1998b.  
Ref Type: Magazine Article

Whipp, B. J. and Ward, S. A. Determinants and control of breathing during muscular exercise. *Br.J Sports Med.* 32[3], 199-211. 1998a.  
Ref Type: Magazine Article

Whipp, B. J. and Ward, S. A. Determinants and control of breathing during muscular exercise. *Br.J Sports Med.* 32[3], 199-211. 1998c.  
Ref Type: Magazine Article

Yeh, M. P., Gardner, R. M., Adams, T. D., Yanowitz, F. G., and Crapo, R. O. "Anaerobic threshold": problems of determination and validation. *J.Appl.Physiol* 55[4], 1178-1186. 1983a.  
Ref Type: Magazine Article

Yeh, M. P., Gardner, R. M., Adams, T. D., Yanowitz, F. G., and Crapo, R. O. "Anaerobic threshold": problems of determination and validation. *J.Appl.Physiol* 55[4], 1178-1186. 1983b.  
Ref Type: Magazine Article

Yeh, M. P., Gardner, R. M., Adams, T. D., Yanowitz, F. G., and Crapo, R. O. "Anaerobic threshold": problems of determination and validation. *J.Appl.Physiol* 55[4], 1178-1186. 1983c.  
Ref Type: Magazine Article

- Yi, G., Keeling, P. J., Goldman, J. H., Hnatkova, K., Malik, M., and McKenna, W. J. Comparison of time domain and spectral turbulence analysis of the signal-averaged electrocardiogram for the prediction of prognosis in idiopathic dilated cardiomyopathy. *Clin.Cardiol* 19[10], 800-808. 1996.  
Ref Type: Magazine Article



---

---

## Comitê de ética

---

### A.1 Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP
------	--

**Parecer nº. ETIC 092/05**


**Interessada: Profa. Dra. Raquel Rodrigues Britto**  
**Departamento de Fisioterapia**  
**EEFFTO/UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, apreciou e aprovou no dia 26 de setembro de 2007, o adendo do projeto de pesquisa intitulado “**Avaliação de parâmetros ergoespirométricos, eletromiográficos e pletismográficos de pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica, durante o repouso e a atividade física**” no que se refere:

1. Adição do procedimento para identificação do limiar de anaerobiose pelo eroespirômetro (padrão ouro) com o limiar identificado pelo método de análise da variabilidade da frequência cardíaca.
2. Inclusão de grupos saudáveis.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

  
PI **Prof. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia**  
**Coordenadora do COEP/UFMG**

Av. Antonio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 - 31270-901 – BH - MG  
(31) 3499-4592 - FAX: (31) 3499-4516 - [coep@prpq.ufmg.br](mailto:coep@prpq.ufmg.br)

## A.2 Parecer do comitê de ética em pesquisa do adendo do projeto anterior

ANEXO 01

PARECER DA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFMG

Universidade Federal de Minas Gerais  
*Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP*

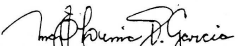
**Parecer nº. ETIC 092/05**

**Interessada; Profa. Dra. Raquel Rodrigues Britto**  
**Depto. de Fisioterapia - EEFFTO/UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 25 de maio de 2005, depois de atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado « **Avaliação de parâmetros ergoespirométricos, eletromiográficos e pletismográficos de pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica, durante o repouso e a atividade física** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

  
**Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia**  
**Presidente do COEP/UFMG**

## **A.3 Consentimento formal**

### **CONSENTIMENTO FORMAL**

#### **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

LABORATÓRIO DE AVALIAÇÃO E PESQUISA EM DESEMPENHO  
CARDIORRESPIRATÓRIO DO DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA DA  
EEFFTO/UFMG.

Pesquisa: “Detecção do limiar anaeróbico através da variabilidade da frequência cardíaca durante o exercício físico progressivo sub-máximo em indivíduos jovens saudáveis”

Responsável pelo projeto: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Raquel Rodrigues Britto.

Prof Dr. Murilo Eugênio Duarte Gomes

Mestranda: Fernanda Lima Lopes

Convido-o a participar desta pesquisa que tem por finalidade avaliar as respostas da frequência cardíaca durante o exercício físico progressivo máximo e detectar o limiar anaeróbico por meio da variabilidade da frequência cardíaca e dos gases exalados em indivíduos jovens saudáveis e sedentários.

Antes do início do teste em questão, serei submetido a uma avaliação constando de anamnese, exame físico e avaliação eletrocardiográfica (ECG) de repouso com o objetivo de detectar possíveis alterações cardiovasculares, musculares ou articulares que contra-indiquem a participação na pesquisa.

Antes do início do teste, serei instruído sobre os sinais e sintomas que devem me alertar a parar a seqüência deste. Durante a realização do mesmo, serei observado

por uma equipe treinada que estará alerta a qualquer alteração que possa sugerir a interrupção do esforço exigido.

Em seguida darei início ao teste cardiopulmonar na esteira ergométrica. Durante todo o teste, utilizarei uma máscara não muito confortável para coleta dos gases exalados. Porém esta será posicionada da melhor forma possível, a fim de causar o menor desconforto.

Os benefícios que terei com tais procedimentos, incluem a verificação de possíveis alterações eletrocardiográficas associadas com análise dos dados vitais, observando assim, clinicamente, minha situação física.

As informações obtidas durante as avaliações e os exames laboratoriais serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultados por pessoas leigas sem minha expressa autorização por escrito. As informações assim obtidas poderão ser usadas para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando minha privacidade.

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

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

Eu, \_\_\_\_\_ nascido em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_, portador do RG Nº \_\_\_\_\_ residente à Rua (Av). \_\_\_\_\_, Bairro: \_\_\_\_\_, Estado: \_\_\_\_\_ Cidade: \_\_\_\_\_, concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, que será realizado no Laboratório de Avaliação e Pesquisa em Desempenho Cardiorrespiratório do Departamento de Fisioterapia da EEFPTO/UFMG

Voluntário \_\_\_\_\_ Fone: \_\_\_\_\_

Belo Horizonte,.....de.....de 2008.

---

Mestranda: Fernanda Lima Lopes

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Raquel Rodrigues Britto

Fone: 031-21270126 – Fone: 031 91570819

COEP: Comitê de Ética em Pesquisa

Endereço: Av. Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II – 2º andar

Campus Pampulha, Belo Horizonte, MG – Brasil

EP: 31270-901

Telefone: (31) 3499-4592 ou (31) 3499-4027.



---

---

## Anamnese e Avaliação Fisioterápica

---

---

### FICHA DE AVALIAÇÃO

Fisioterapeuta: \_\_\_\_\_ Avaliação número: \_\_\_\_\_  
Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Horário: \_\_\_\_: \_\_\_\_h Temperatura: \_\_\_\_\_°C  
Umidade ar: \_\_\_\_\_% Última refeição há: \_\_\_\_: \_\_\_\_h

#### 11) Identificação:

Nome: \_\_\_\_\_  
Data de nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Raça: \_\_\_\_\_  
Endereço: \_\_\_\_\_  
Bairro: \_\_\_\_\_ Telefone(s): \_\_\_\_\_  
Profissão: \_\_\_\_\_ Grau de instrução: \_\_\_\_\_  
E-mail: \_\_\_\_\_

#### 2) Hábitos de Vida

Sono: ( ) Reparador ( ) Não Reparador  
( ) Não fumante ( ) Fumante \_\_\_\_ maços/dia  
( ) Ex – fumante. Há quanto tempo parou de fumar? \_\_\_\_\_

Etilista: ( ) Sim ( ) Não

- Você consome bebida alcoólica?

- Sente necessidade de parar de beber?

- Fica chateado quando alguém fala para você parar de beber?

- Sente culpa por beber?

- Bebe para encarar o dia?

CAGE:

Bebe café ou chá: \_\_\_\_\_ xícaras /dia

Já praticou atividade física antes? ( ) Sim ( ) Não Qual?: \_\_\_\_\_

Frequência semanal: \_\_\_\_\_ Durante quanto tempo?: \_\_\_\_\_

Há quanto tempo não pratica atividade física de forma regular? \_\_\_\_\_

### 3) Fatores de Risco para Doença Aterosclerótica Coronariana

HAS: Sim ( ) Não ( ) Há quanto tempo foi diagnosticado? \_\_\_\_\_

Como controla: \_\_\_\_\_

Diabetes: Sim ( ) Não ( ) Insulino – Dependente: Sim ( ) Não ( )

Obesidade: Peso: \_\_\_\_\_Kg Altura: \_\_\_\_\_m IMC: \_\_\_\_\_ Kg/m<sup>2</sup>

Dislipidemia: Sim ( ) Não ( ) Possui exame? ( ) Sim ( ) Não

Data: \_\_\_\_\_ Resultados:

CT: \_\_\_\_\_mg/dl HDL: \_\_\_\_\_mg/dl LDL: \_\_\_\_\_mg/dl TG: \_\_\_\_\_mg/dl

Estresse: Sim ( ) Não ( )

### 4) Sinais e Sintomas Relacionados com Alterações do Sistema Cardiovascular

Lipotímia: ( ) Sim ( ) Não Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Síncope: ( ) Sim ( ) Não Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Palpitação: ( ) Sim ( ) Não Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Dor Precordial: ( ) Sim ( ) Não Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Dispnéia: ( ) Sim ( ) Não Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

### 5) Alguma Doença do Sistema Cardiovascular: ( ) Sim ( ) Não

Qual (is) \_\_\_\_\_

6) HPP: \_\_\_\_\_

### 7) Medicação

Nome	Concentração	Posologia

**8) Avaliação Global**

( ) Dor Localização: \_\_\_\_\_

( ) ADM diminuída Articulação: \_\_\_\_\_

( ) Encurtamento muscular Musculatura: \_\_\_\_\_

**9) Sinais Vitais**

FC: \_\_\_\_\_ bpm

PA: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ mmHg

Ausculta pulmonar: \_\_\_\_\_

Ausculta cardíaca: \_\_\_\_\_

**10) Monitorização Eletrocardiográfica** \_\_\_\_\_

Qualidade do traçado: ( ) ótima ( ) boa ( ) regular ( ) ruim

Considerações: \_\_\_\_\_

**11) O voluntário está apto para participar do estudo? ( ) Sim ( ) Não**

Justificativa: \_\_\_\_\_

---

Mestranda

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Murilo Eugênio Duarte Gomes

\_\_\_\_\_  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Raquel Rodrigues Britto



---

---

## Teste Cardiopulmonar

---

### FICHA ERGOESPIROMETRIA

Data da Avaliação: \_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Sexo:           ( ) Feminino       ( ) Masculino

Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_anos Fcmáx: \_\_\_\_\_

Temperatura: \_\_\_\_\_ Umidade: \_\_\_\_\_ Pressão: \_\_\_\_\_

Tempo em 90% da FC máx (fase incremental): \_\_\_\_\_

Tempo total (fase incremental): \_\_\_\_\_

% da FC máx atingida: \_\_\_\_\_

Motivo da interrupção do teste:

( ) Predominantemente falta de ar

( ) Predominantemente esforço/cansaço nas pernas

( ) Uma combinação aproximadamente igual dos 2 acima

( ) Outros sintomas: \_\_\_\_\_

---

<b>Fase</b>	<b>PA</b>	<b>SpO<sub>2</sub></b>	<b>FC Polar</b>	<b>FC ECG</b>	<b>Borg dispnéia</b>	<b>Borg fadiga em mmii</b>
Repouso (3min)						
Aquecimento (6min)						
Incremental (2min)						
Incremental (4min)						
Incremental (6min)						
Incremental (8min)						
Incremental (10min)						
Incremental (12 <sup>o</sup> min)						
Incremental (14 <sup>o</sup> min)						
Recuperação (2 <sup>o</sup> min)						
Recuperação (4 <sup>o</sup> min)						

**Repouso:**

Início: \_\_\_\_\_

Término: \_\_\_\_\_

Total cronometrado: \_\_\_\_\_

**Aquecimento:**

Início: \_\_\_\_\_

Término: \_\_\_\_\_

Total cronometrado: \_\_\_\_\_

**Teste Incremental:**

Início: \_\_\_\_\_

Término: \_\_\_\_\_

Total cronometrado: \_\_\_\_\_

**Recuperação Ativa:**

Início: \_\_\_\_\_

Término: \_\_\_\_\_

Total cronometrado: \_\_\_\_\_



---

---

## Avaliação da Qualidade do Teste Ergoespirométrico

---

### DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ANAEROBIOSE

Analizador:

Data:

Avaliação:

Data do teste:

Nome do voluntário:

#### Análise qualitativa do teste

1. Houve a ocorrência ou não de artefatos na VE, VO<sub>2</sub> e VCO<sub>2</sub>?  
( ) sim            ( ) não
2. O voluntário atingiu o steady-state antes do início da rampa?  
( ) sim            ( ) não
3. O início da rampa das variáveis ventilatórias e da FC coincidiu com o início da rampa de potência?            ( ) sim            ( ) não
4. O teste mostra resposta linear do VO<sub>2</sub>, VE e/ou VCO<sub>2</sub> no início da rampa de potência?            ( ) sim            ( ) não
5. A qualidade do teste foi: ( ) boa            ( ) regular            ( ) inadequada

#### Análise quantitativa do teste

1. Em que instante (t<sub>1</sub>) as variáveis ventilatórias e a FC responderam ao incremento de potência? Tempo:
2. O voluntário atingiu o PCR (t<sub>2</sub>)?            ( ) sim            ( ) não
3. Em que instante?  
t<sub>2</sub> = \_\_\_\_\_, VE/ VCO<sub>2</sub>: \_\_\_\_\_, Pet CO<sub>2</sub>: \_\_\_\_\_

**Determinação do LA visual, considerando o trecho entre t1 e t2:**

Em que instante ocorreu o LA, segundo:

Perda do paralelismo entre o  $\text{VO}_2$  e o  $\text{VCO}_2$ :

$\text{VE} / \text{VCO}_2$ :

$\text{VE} / \text{VCO}_2$  (RER):

Pet  $\text{O}_2$ :

Apêndice E

---

---

## Características Antropométricas dos Voluntários

---

**Tabela D.1** – Idade e características antropométricas dos voluntários adultos jovens (n=46).

Voluntários	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )
1	29	79,10	1,73	26,40
2	20	61,40	1,77	19,61
3	21	65,10	1,75	21,27
4	22	104,30	1,88	30,00
5	21	51,30	1,70	17,75
6	25	60,20	1,76	19,48
7	21	58,40	1,74	19,27
8	27	81,10	1,70	28,06
9	30	67,00	1,64	25,00
10	26	69,30	1,81	21,12
11	21	61,30	1,71,4	20,44
12	26	69,70	1,74	23,00
13	34	76,30	1,77	24,37
14	25	65,00	1,87	18,62
15	20	70,80	1,70	24,49

<b>Voluntários</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>
16	23	65,60	1,77	20,96
17	30	71,70	1,77	22,91
18	25	78,00	1,80	24,07
19	22	79,20	1,92	21,46
20	22	61,00	1,72	20,61
21	25	81,50	1,73	27,26
22	25	63,80	1,78	20,13
23	29	77,20	1,82	23,32
24	33	71,60	1,77	22,87
25	29	71,90	1,75	23,26
26	23	79,70	1,90	22,07
27	22	81,10	1,69	28,40
28	21	59,40	1,75	19,41
29	22	86,00	1,79	26,87
30	20	78,00	1,74	25,74
31	25	59,40	1,83	17,78
32	22	80,80	1,77	26,10
33	21	81,80	1,92	21,17
34	25	70,00	1,81	21,34
35	20	88,00	1,88	24,92
36	25	52,50	1,71	17,92

<b>Voluntários</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>
37	20	68,00	1,76	22,00
38	26	88,70	1,76	28,70
39	23	64,00	1,64	23,80
40	21	70,70	1,86	22,54
41	23	61,50	1,76	19,84
42	24	65,10	1,72	21,99
43	39	83,90	1,81	25,58
44	25	69,95	1,80	21,60
45	27	76,50	1,83	22,57
46	39	92,30	1,85	26,90

**Tabela D.2** – Estatística da idade e características antropométricas dos voluntários adultos jovens.

	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>
<b>Média</b>	24,87	72,15	1,77	22,89
<b>Mínimo</b>	20	51,30	1,64	17,75
<b>DP</b>	4,60	10,90	0,07	3,12
<b>Q1</b>	21	63,95	1,73	20,56
<b>Q3</b>	26	79,97	1,81	25,14
<b>Mediana</b>	24,50	70,75	1,77	22,55
<b>Máximo</b>	39	104,3	1,92	30

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