

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB  
FACULDADE EDUCAÇÃO FÍSICA - FE**

**IDENTIFICAÇÃO DOS LIMIARES DE LACTATO,  
VENTILATÓRIOS E ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE  
EM EXERCÍCIO RESISTIDO**

**Suellen Vaz Nasser**

**Orientadora: Keila Elizabeth Fontana**

**BRASÍLIA – DF  
2010**

**SUELLEN VAZ NASSER**

**IDENTIFICAÇÃO DOS LIMIARES DE LACTATO,  
VENTILATÓRIOS E ELETROMIOGRÁFICOS EM EXERCÍCIO  
RESISTIDO**

**Dissertação apresentada à  
Faculdade de Educação Física da  
Universidade de Brasília, como  
requisito parcial para a obtenção do  
grau de Mestre em Educação Física.**

**ORIENTADORA: KEILA ELIZABETH FONTANA**

**BRASÍLIA – DF  
2010**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de  
Brasília  
Número de acervo 983633

N267i Nasser, Suellen Vaz  
Identificação dos limiares de lactato, ventilatórios  
e eletromiográficos de superfície em exercício resistido  
/ Suellen Vaz Nasser.-- 2010.  
120 f.: il.; 30 cm

Orientação: Keila Elizabeth Fontana

Dissertação (mestrado) - Universidade de Brasília,  
Faculdade de Educação Física, 2010.

Inclui bibliografia

1. Exercícios físicos. 2. Aptidão física. 3. Batimento  
cardíaco. I. Fontana, Keila Elizabeth. II. Título.

CDU 796.4

**SUELLEN VAZ NASSER**

**IDENTIFICAÇÃO DOS LIMIARES DE LACTATO, VENTILATÓRIOS E  
ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE EM EXERCÍCIO RESISTIDO**

**Dissertação aprovada no Programa de Pós-Graduação da Faculdade de  
Educação Física da Universidade de Brasília, pela Banca Examinadora formada  
pelos professores:**

**Presidente da Banca:**

**Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Keila Elizabeth Fontana**

**Membro Interno:**

**Prof Dr. Wilson Henrique  
Veneziano**

**Membro Externo:**

**Prof Dr. Vilmar Baldissera**

**Membro Suplente**

**Prof Dr. Alexandre Luiz  
Gonçalves de Rezende**

**Brasília, 20 de setembro de 2010.**

## **AGRADECIMENTOS**

**Dedico esse trabalho a Deus, Aquele que me fortalece. A minha família, em especial minha mãe, Estela Vaz dos Santos, pela presença e apoio em todos os momentos, a meu irmão, Vitor Augusto Nasser e meu avô, Osman Vaz, pelo incentivo.**

**Agradeço a minha orientadora, professora doutora Keila Elizabeth Fontana, pela cautela e dedicação apresentada quanto à construção e ao desenvolvimento dos meus conhecimentos acadêmicos.**

**Agradeço aos amigos colaboradores, professores doutores Ricardo Queiroz e Marcelino Andrade, professor mestre Fabiano Araújo Soares, Jefferson Pimentel Júnior, Edgard Soares, Vinícius Amaral, Kaio Ferreira e Marcelo Barroso, sem os quais esse trabalho não teria existido.**

## SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS.....	v
LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE GRÁFICOS.....	viii
RESUMO.....	x
<i>ABSTRACT</i> .....	xi
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
2.1 - Limiares Metabólicos – Lactacidemia.....	5
2.2 - Limiares Ventilatórios – Ergoespirometria.....	8
2.3 - Limiares EMGS – Eletromiografia de Superfície.....	12
2.3.1 - Função motora.....	12
2.3.2 - Sistema Nervoso Central (SNC) e as contrações musculares.....	12
2.3.3 - Especificidades morfofuncionais das UM's.....	13
2.3.4 - Sinápsse excitatória- Potencial de Ação (PA).....	14
2.3.5 - Mecanismos da contração muscular.....	15
2.4 - Contextualização - Limiares nos exercícios resistidos .....	23
2.5 - Objetivos do estudo.....	25
CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA.....	26
3.1- Aspectos Éticos.....	26
3.2 - Local de Realização dos Testes.....	26
3.3 – Amostra.....	26
3.3.1- Critérios de Inclusão.....	26
3.3.2- Critérios de Exclusão.....	27
3.3.3- Perda amostral.....	27
3.4 - Procedimentos para a coleta de dados.....	28
3.4.1- 1ª Parte: Laboratório de Cineantropometria.....	28
3.4.2 - 2ª Parte: Determinação da carga de teste.....	28
3.4.3 - 3ª Parte: Protocolo de Carga Crescente.....	31
3.4.4 - Coleta sanguínea.....	32
3.4.5 - Análise Sanguínea – Lactacidemia.....	32
3.4.6 – Ergoespirometria.....	33
3.4.7 - Eletromiografia de Superfície.....	35
3.4.8 - Integração dos três protocolos.....	41
3.5 - Processamento dos dados e determinação dos limiares.....	42
3.5.1 - Lactacidemia- Limiares de Lactato.....	42
3.5.2 – Ergoespirometria.....	44
3.5.3 – Eletromiografia.....	45
3.6 - Análise de dados.....	47
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS.....	49
CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO.....	62
5.1.0 - Panorama da pesquisa.....	62
5.1.1 - Contextualização com os exercícios aeróbios.....	62
5.1.2 - Contextualização com os exercícios resistidos.....	63
5.2 - Comportamento dos limiares nos diferentes métodos aplicados.....	67
5.3 - Análise de concordância entre os métodos.....	68
5.4 - Validação das metodologias.....	72
5.5 - Considerações acerca dos limiares em termos de FC e VO <sub>2</sub> relativo.....	73
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO.....	75

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	77
ANEXOS.....	93
APENDICES.....	96

## LISTA DE TABELAS

	Página
<b>Tabela 1</b> - Caracterização da amostra.....	28
<b>Tabela 2</b> - Representação do modelo adotado para expressar os limiares de lactato em função do tempo.....	44
<b>Tabela 3</b> - Descrição do primeiro limiar (L1) nas variáveis estudadas	49
<b>Tabela 4</b> - Descrição de L2 nas variáveis estudadas.....	49
<b>Tabela 5</b> - Resultados da Anova (Teste de Mauchly) para L1.....	50
<b>Tabela 6</b> - Resultados da Anova (Teste de Mauchly) para L2.....	51
<b>Tabela 7</b> - Análise comparativa de L1 entre os métodos, para cada variável estudada por meio do <i>post hoc</i> de Bonferroni .....	51
<b>Tabela 8</b> - Análise comparativa de L2 entre os métodos, para cada variável estudada por meio do pareamento de Bonferroni	52



## LISTA DE FIGURAS

	Página
<b>Figura 01</b> - Engrenagens: integração entre sistemas muscular, pulmonar e cardiovascular.....	8
<b>Figura 02</b> - Correlação entre limiares metabólicos e ventilatórios.....	11
<b>Figura 03</b> - Representação esquemática dos mecanismos básicos envolvidos no controle motor e seus componentes.....	13
<b>Figura 04</b> - Organização esquemática da interação Sistema Nervoso Central (SNC) e muscular junção neuromuscular, sinapse química.....	14
<b>Figura 05</b> - Estruturas responsáveis pela contração muscular.....	16
<b>Figura 06</b> - Mecanismos da contração muscular.....	16
<b>Figura 07</b> - Diagrama esquemático dos fatores que afetam o sinal em eletromiografia de superfície.....	20
<b>Figura 08</b> - Possíveis consequências metabólicas e eletrofisiológicas induzidas pela fadiga muscular.....	21
<b>Figura 09</b> - Movimento rosca bíceps barra reta. Amplitude máxima de 180º, mínima de 40º e ângulo de recorte eletromiográfico de 89,99º a 90,01º.....	30
<b>Figura 10</b> - Coleta sanguínea no lobo da orelha.....	32
<b>Figura 11</b> - Equipamento de análise das concentrações de lactado sanguíneo.....	33
<b>Figura 12</b> - Ergoespirometria: Córtex, máscara e eletrodos.....	33
<b>Figura 13</b> - Dados ergoespirométricos e eletromiográficos.....	34
<b>Figura 14</b> - Eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).....	35
<b>Figura 15</b> - Eletrodo de mapeamento rígido com barras de prata clorada com 1 mm de largura por 5 mm de comprimento e distância inter-eletrodica de 5 mm (Ottino Bioelettronica, Torino, Itália).....	36
<b>Figura 16</b> - Mapeamento com eletrodo rígido.....	36
<b>Figura 17</b> - Mapeamento captado pelo arranjo rígido de 16 canais pelo software EmgAcq - LISIN e padrão de propagação do sinal EMGS.....	37
<b>Figura 18</b> - Indicadores fornecidos pelo software (EmgAcq/ LISiN –	38

	Ot Bioelettronica– Torino, Itália) e utilizados na análise quantitativa do mapeamento muscular.....	
<b>Figura 19</b>	- Colocação do eletrodo flexível na zona mapeada.....	38
<b>Figura 20</b>	- Representação esquemática do eletrodo de arranjo linear semi-flexível com oito canais e dos procedimentos de colocação do mesmo.....	39
<b>Figura 21</b>	- Placa conversora analógico-digital de aquisição de dados PCMCIA.....	40
<b>Figura 22</b>	- <b>A</b> - Sinal do eletrogoniômetro e <b>B</b> – Sinal recortado pelo eletrogoniômetro.....	40
<b>Figura 23</b>	- Eletrogoniômetro acoplado ao microprocessador.....	41
<b>Figura 24</b>	- Disposição esquemática de todos os equipamentos utilizados na coleta.....	41

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 01</b> - Curva de lactato em função do tempo, identificação dos LL pelo método da inspeção visual com QL.....	43
<b>Gráfico 02</b> - Curva da ventilação e dos equivalentes ventilatórios em função do tempo, identificação dos limiares ventilatórios pelo método da inspeção visual.....	45
<b>Gráfico 03</b> - Determinação dos limiares eletromiográficos pelo método da inspeção visual gráfica pelos valores do coeficiente angular obtidos pela VC.....	47
<b>Gráfico 04</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e coeficiente de correlação de Pearson para L1 em função do tempo.....	54
<b>Gráfico 05</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e coeficiente de correlação de Pearson para L1 em função da $VO_2$ ( $mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ).....	55
<b>Gráfico 06</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson para L1 em função da frequência cardíaca (bpm).....	56
<b>Gráfico 07</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson para L1 em função da carga de trabalho (kg).....	57
<b>Gráfico 08</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e correlação de Pearson para L2 em função do tempo (s).....	58
<b>Gráfico 09</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e correlação de Pearson para a determinação de L2 em função do $VO_2$ ( $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ ).....	59
<b>Gráfico 10</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson na determinação de L2 em função da FC (bpm).....	60
<b>Gráfico 11</b> - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson para L2 em função da CT (kg).....	61

## LISTAS DE SIGLAS, ABREVIações E SÍMBOLOS

ADP – Difosfato de adenosina  
ATP – Trifosfato de adenosina  
Ca<sup>++</sup> – Íons de cálcio  
CO<sub>2</sub> – Dióxido de carbono  
CP – Creatina fosfato  
CT – Carga de Trabalho  
EMGS – Eletromiografia de superfície  
ER – Exercícios Resistidos  
FC – Frequência cardíaca  
FM – Frequência Média  
FMD – Frequência Mediana  
H<sup>+</sup> – Íons de hidrogênio  
K<sup>+</sup> – Íons de potássio  
L1 – Primeiro limiar  
L2 – Segundo limiar  
LL1 – Primeiro limiar de lactato  
LL2 – Segundo limiar de lactato  
LEMG1 – Primeiro limiar eletromiográfico  
LEMG2 – Segundo limiar eletromiográfico  
LVC1 – Primeiro limiar de velocidade de condução  
LVC2 – Segundo limiar de velocidade de condução  
LV1 – Primeiro limiar ventilatório  
LV2 – Segundo limiar ventilatório  
NADH<sup>+</sup> – Nicotinamida dinucleotídeo  
O<sub>2</sub> – Oxigênio  
Pi – Fosfato inorgânico  
1RM – Uma repetição máxima  
RMS – *Root Mean Square* (raiz quadrática média)  
V – Ventilação  
VC – Velocidade de condução  
VCO<sub>2</sub> – Produção dióxido de carbono  
V/VCO<sub>2</sub> – Equivalente ventilatório de gás carbônico  
VO<sub>2</sub> – Consumo de oxigênio  
V/VO<sub>2</sub> – Equivalente ventilatório de oxigênio

## RESUMO

O treinamento resistido (TR) tem sido alvo de muitos estudos científicos, pois o que antes era praticado tão somente para fins estéticos, agora se destaca pela abrangente contribuição na promoção da saúde e no âmbito esportivo. Para compreender os fatores determinantes do desempenho físico é necessário analisar os fenômenos bioquímicos, biomecânicos e fisiológicos desencadeados em decorrência de cada atividade física proposta. Tendo em vista a pequena quantidade de estudos publicados a esse respeito, o objetivo desta pesquisa foi Identificação dos limiares de lactato, ventilatórios e eletromiográficos em exercícios resistidos de rosca bíceps. Três métodos, (lactacidemia, ergoespirometria e eletromiografia) foram simultaneamente empregados na identificação dos limiares. A coincidência entre os métodos foi analisada por ANOVA de medidas repetidas e Bland-Altman, na perspectiva de validação da eletromiografia de superfície (EMGS) como método adequado. Treze jovens com idade de  $21,3 \pm 2,6$  anos e estatura  $174,4 \pm 6,0$  cm realizaram um protocolo dinâmico incremental escalonado em frações de 1RM. Foram coletadas amostras sanguíneas, dados ventilatórios, de frequência cardíaca e eletromiográficos. Os limiares foram determinados por inspeção visual da curva de lactato, ventilação, equivalentes ventilatórios de  $O_2$  e  $CO_2$  e velocidade de condução (VC) do impulso nervoso em função do tempo. Ao final, os índices foram expressos e comparados em termos de  $VO_2$ , FC, carga de trabalho relativo (%1RM) e absoluto (kg). Foi possível identificar dois pontos de mudança de comportamento da curva nos três métodos (L1 e L2). A EMGS foi considerada válida na determinação de L1 para todas as variáveis em análise considerando a lactacidemia como o padrão ouro. No entanto, para L2 a ergoespirometria mostrou-se confiável em relação ao padrão ouro. Mais estudos precisam ser desenvolvidos para a padronização dos procedimentos envolvidos na determinação e análise dos limiares 1 e 2.

Palavras chave: treinamento de força, limiar anaeróbio, rosca bíceps, arranjos lineares, velocidade de condução, consumo de oxigênio e frequência cardíaca.

## ABSTRACT

Resistance training (RT) has been subject of several scientific studies, since its application not only for aesthetic purposes, but in health promotion and sports activities. To understand the determinants of physical performance is necessary to analyze biochemical, biomechanical and physiological phenomena triggered as a result of each physical activity proposed. Due to the small number of published studies in this regard the main of this study was the identification of lactate threshold, ventilatory and electromyographic, in resistance exercise on biceps curl. Three methods (blood lactate concentration, ergospirometry and electromyography suitable) were simultaneously used to determine the thresholds. The coincidence between the methods was analyzed by repeated measures ANOVA and Bland-Altman, aiming the validation of surface electromyography (EMGS) as a suitable instrumentation. Thirteen youths aged  $21.3 \pm 2.6$  years and height  $174.4 \pm 6.0$  cm performed a dynamic incremental protocol spread over parts of 1RM's workloads. Blood samples, ventilatory, heart rate and electromyographic suitable data were collected. The thresholds were determined by visual inspection of the curve of lactate, ventilation, oxygen and carbon dioxide equivalents and speed conduction of the nerve impulse over the time. At the end, the rates were expressed and compared in terms of  $VO_2$ , HR, relative (%1RM) and absolute (kg) workload. Two points of change in the pattern of the curve in the three methods (L1 and L2) were identified. The EMGS was considered valid in determining L1 for all variables analyzed, considering lactate curve as the gold standard. However, for L2, the ergospirometry was reliable compared to the gold standard. More studies are necessary to develop a standard procedures involved in the determination and analysis of anaerobic thresholds.

Key-words: strength training, anaerobic threshold, biceps curl, lineal arrangements, speed conduction, oxygen consumption and heart rate.

## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O treinamento resistido (TR), popularmente conhecido por musculação, consiste em exercícios que impõem aos músculos movimentos contra uma força de oposição, normalmente representada por algum tipo de equipamento ou objeto (FLECK & KRAEMER, 1999). Essa atraente modalidade esportiva tem sido alvo de muitos estudos científicos, pois o que antes era praticado tão somente para fins estéticos, atualmente se destaca pela abrangente contribuição na promoção da saúde e no âmbito esportivo.

O Colégio Americano de Medicina do Esporte – ACSM (2009) recomenda a inclusão dos exercícios resistidos (ER) nos programas de atividade física. Isto se deve aos efeitos positivos gerados nas funções metabólicas, neuromusculares, cardiovasculares, pulmonares e na constituição corporal, tanto em grupos normais quanto especiais. Além disso, os ER podem prevenir lesões e proporcionar bem estar psico-social (JORGE *et al.*, 2009). O ACSM também afirma que capacidades físicas influentes no desempenho esportivo, tais como velocidade, agilidade, equilíbrio, coordenação, potência e flexibilidade podem ser melhoradas por meio de um programa de ER. Portanto o TR tem a peculiaridade de aprimorar o rendimento de atletas com alto nível nas mais diversas modalidades (LYNCH *et al.*, 2000).

Para compreender os fatores determinantes do desempenho físico, em qualquer atividade, é necessário analisar os fenômenos bioquímicos, biomecânicos e fisiológicos desencadeados em decorrência de cada atividade proposta (GLEESON *et al.*, 2000; McGINNIS *et al.*, 2002, McARDLE, 2003; OKANO, 2004). Nesse contexto está inserida a importância de se investigar os padrões comportamentais característicos de cada etapa do exercício, tais como as vias metabólicas, os substratos energéticos e tipos de fibras musculares predominantes, alterações de pH, temperatura e estado iônico celular, além das variações nos padrões de recrutamentos neuromotores. Estes fenômenos fornecem subsídios para o estabelecimento dos chamados “parâmetros de desempenho”, ao mesmo tempo em que fornecem embasamento para as interpretações dos mesmos.

Dois parâmetros de desempenho amplamente empregados no âmbito desportivo são os Limiares Metabólicos (LM) também conhecidos por Limiares de Lactato (LL). Esses pontos são considerados indicadores do estresse fisiológico, pois retratam os mecanismos associados à fadiga em função do acúmulo de íons H<sup>+</sup>

ocasionado pela hipóxia tecidual (RIBEIRO, 1995; DENADAI, 2000; MARQUEZI, 2006).

Devido à natureza invasiva da determinação dos LM, Wasserman *et al.* (1973) desenvolveram um novo método de identificação dos limiares, validado e não invasivo utilizando parâmetros ventilatórios. Desde então, essa metodologia tem sido amplamente adotada e empregada por meio da ergoespirometria. Nesse contexto os limiares recebem o nome de Limiares Ventilatórios (LV1 e LV2), demonstrando haver relação de causa e efeito com os LM discutidos anteriormente (RIBEIRO, 1995). Os ajustes ventilatórios ocorrem como mecanismo de proteção do organismo em resposta ao acúmulo de lactato e CO<sub>2</sub> no sangue. Esses, por sua vez, são viabilizados pela ação integrada dos sistemas muscular, cardiovascular e pulmonar (engrenagens de Wasserman) (MCARDLE, *et al.*, 2003; Wasserman *et al.*, 1973).

Segundo Merletti & Parker (2004), a eletromiografia de superfície (EMGS) é o registro das atividades elétricas geradas por um conjunto de unidades motoras ativas que proporciona o entendimento dos mecanismos relacionados às contrações musculares e ao controle motor. Esta tecnologia é normalmente empregada no estudo da fadiga muscular devido à sua relação com a redução da capacidade em gerar força (SIIVA & GONÇALVES, 2003; DIMITROV *et al.*, 2006).

Estudos relatam haver alterações nos parâmetros EMGS de amplitude (RMS), frequência de disparo das fibras musculares (FPMd) e velocidade de condução (VC) à medida em que a fadiga se desenvolve (ANDRADE, 2006). Por isso, uma nova abordagem aponta para a possibilidade de utilização da EMGS como método alternativo na determinação dos limiares referidos. Em 1982 DeVries e colaboradores não encontraram diferenças significativas entre o LV1 e o Limiar eletromiográfico 1 (LEMGS1) dado pelo ponto de primeira quebra na linearidade dos parâmetros EMGS, ou seja, intensidade máxima na qual não se iniciam os processos fatigantes. Além disso, os fatores de correlação foram altos ( $r=0,90$ ). O mesmo ocorreu no estudo de Matsumoto, em 1991, onde a correlação foi de 0,82 (DENADAI, 2000). Por outro lado, Lúcia *et al.* (1999) identificaram, por meio da análise do RMS, dois limiares EMGS coincidentes com os metabólicos e ventilatórios concluindo que a EMGS pode ser utilizada como instrumento de determinação dos limiares. Moritani *et al.* (1993) e Merletti *et al.* (2004) demonstraram haver relações entre as concentrações de O<sub>2</sub> e de lactato com as alterações das variáveis eletromiográficas uma vez que o padrão de comportamento neuromotor varia em conformidade com os tipos de vias metabólicas e



fibras musculares solicitadas. Pozzi *et al.* (2006) detectaram a possibilidade de identificar o L1 por EMGS comparando o LV1 com o LEMGS1.

A eletromiografia de superfície vem sendo considerada como instrumentação válida na avaliação direta e não invasiva do L1 (HÄNNINEN *et al.*, 1989; BIJKER *et al.*, 2002; KENDALL *et al.*, 2010). Essas vantagens tornam a EMGS um tanto quanto atraente, visto que a lactacidemia aplica-se de forma invasiva e a ergoespirometria utiliza-se de equipamentos sofisticados e de alto custo. É importante ressaltar que os equipamentos da EMGS oneram menores custos operacionais do que a ergoespirometria, são menores e mais leves, o que facilita o transporte, e não causam desconforto aos voluntários durante a aplicação dos testes, como é o caso da máscara coletora fixada à face para a captação dos gases inspirados e expirados (PESSOTTI, 2005; FONTES, 2008).

Nos estudos citados até o presente momento, os limiares metabólicos, ventilatórios e eletromiográficos têm sido empregados como parâmetros de “avaliação da capacidade funcional” e utilizados na prescrição segura dos exercícios considerados aeróbios. No entanto, o estudo dos limiares em ER vem dando seus primeiros passos no âmbito científico. Por isso ainda é um tema polêmico, causador de questionamentos quanto à consistência dos resultados e das suas implicações práticas (TAKEHARA & LIBERATORE, 2009).

Essa questão merece maior atenção dada as suas implicações práticas, pois parâmetros fisiológicos que permitem prolongar os esforços como LL1, LV1 ou de frequência cardíaca (FC), parecem ter maior relação com a qualidade de vida do que valores elevados de potência aeróbia, fundamental ao desempenho esportivo Santarém *et al.* (1999). Dessa maneira, o L1 tornou-se ferramenta de prescrição segura dos exercícios físicos, permitindo uma boa avaliação do estado físico atual do indivíduo ou grupo, tanto para tarefas aeróbias como para anaeróbias, como é o caso dos exercícios resistidos (WEINECK, 1999).

Alguns estudos relatam a existência dos limiares em ER. No estudo desenvolvido por Barros *et al.* (2004), o LL1 ocorreu entre 28% e 32% de 1RM. Azevedo *et al.* (2005) encontraram o LL1 aos 28% de 1RM em dois movimentos diferentes, um envolvendo membros superiores (rosca bíceps) e outro membros inferiores (mesa flexora). Oliveira *et al.* (2006) concluíram que é possível identificar o limiar de lactato e glicêmico em ER incremental encontrando correlação entre estes de  $r=0,80$ . Lamonier *et al.* (2006) estudaram o comportamento do LL1 enquanto os

voluntários executavam o exercício supino reto. Os autores encontraram melhoras nesta variável ao relacioná-la à suplementação com creatina.

Oliveira (2006) desenvolveu um estudo com utilização do LEMGS1, baseado no conceito de L1, na prescrição da intensidade do treinamento resistido ao longo de oito semanas. Após a intervenção houve redução nos valores de RMS para o mesmo ponto, além de ganhos de força e resistência muscular localizada. O autor pôde concluir que o LEMGS1, baseado nos valores do RMS, pode ser um parâmetro de prescrição para o TR.

Como pode ser visto, o estudo dos limiares em ER vem dando seus primeiros passos no âmbito científico. Por isso o presente estudo foi elaborado na perspectiva de contribuir para o desenvolvimento do TR, apresentando informações a respeito dos efeitos biológicos agudos dos ER. A constatação de poucas evidências sobre procedimentos que validassem metodologias de determinação de limiares em ER foi o outro fator preponderante.

## CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 - Limiares Metabólicos – Lactacidemia

O exercício físico impõe ao organismo o aumento na demanda energética ocasionando uma série de alterações sistêmicas e bioquímicas inter-relacionadas. Essas adaptações variam de acordo com a dificuldade imposta pela atividade em questão. Se a intensidade for de baixa a moderada (40%  $VO_{2max}$ ) o suprimento de energia (formação de ATP) será proveniente prioritariamente da via aeróbia, na presença de  $O_2$  (WASSERMAN *et al.*, 2005). Neste caso, considerando-se somente o estado energético, se o combustível não esgotasse (carboidratos, lipídeos e proteínas) a atividade poderia ser mantida infinitamente, ou seja, a atividade seria mantida em estado estável (McARDLE, 2000).

O mesmo não acontece em atividades mais extenuantes (80 a 85%  $VO_{2max}$ ) nas quais a distribuição de  $O_2$  para os músculos ativos parece não ser eficiente, comprometendo a produção de ATP e, portanto, a continuidade da tarefa (KNECHTLE *et al.*, 2004 e WASSERMAN *et al.*, 2005). Assim, ainda que a oferta ambiente de  $O_2$  esteja adequada, o quadro de hipóxia tecidual se instala tendo em vista a rápida passagem do sangue pelos pulmões e músculos ativos. Acredita-se que nestas condições o organismo priorize o sistema glicolítico láctico para suprir a demanda de ATP, por se tratar de uma via metabólica rápida e que independe de  $O_2$  (HILL & LUPTON apud BERTUZZI, 2004).

A literatura classicamente defende que o quadro de hipóxia apresenta relação direta com o acúmulo de  $H^+$  e, conseqüente, redução do pH no meio celular e sanguíneo (WASSERMAN *et al.*, 2005). Neste caso a hipóxia funciona como um “gatilho” acelerador da atividade glicolítica anaeróbia ocasionando perda na eficiência da lançadeira glicerol-fosfato (responsável pelo transporte de íons  $H^+$  do citosol para a mitocôndria) e das enzimas mitocondriais envolvidas nos processos oxidativos (STAINSBY, 1986 e GRASSI *et al.*, 1998). Este mecanismo incide no esgotamento das coenzimas NAD's, que são responsáveis pela captação e transporte dos  $H^+$  do citosol à mitocôndria, formando  $NADH^+$ . Na busca de reverter este quadro gerador de acidose as moléculas de piruvato aceitam os  $H^+$  produzidos em excesso, quando então são liberados na corrente sanguínea na forma de lactato (GOLLNICK *et al.*, 1986).

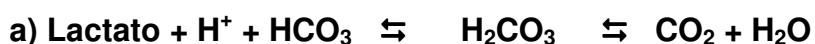
A redução no desempenho físico é tradicionalmente associada ao aumento das concentrações celulares de  $H^+$  e, conseqüentemente, da concentração sanguínea de lactato. Uma das explicações mais difundidas baseia-se no fato do  $H^+$  concorrer com o

$\text{Ca}^{++}$  na ligação com o sítio TNC da troponina, mecanismo fundamental para a efetiva ligação acto-miosínica, ou seja, ao processo contrátil (CAIRNS, *et al.*, 2006; DUARTE *et al.*, 2008 e ALLEN *et al.*, 2008). Outra hipótese seria que a redução no pH celular induz a inibição das enzimas reguladoras da glicólise (fosforilase e fosfofrutoquinase) comprometendo a capacidade em gerar tensão muscular e de produzir energia (MARQUEZI, 2006).

Alguns estudiosos defendem que a hipóxia não é a única causa do aumento de lactato no sangue, sugerindo que este é vinculado à presença de sinalizadores sanguíneos hormonais, tal como a epinefrina, ou ainda a quimiorreceptores III e IV das vias aferentes (BROOKS, 2001; WESTERBLAD *et al.*, 2002). Apesar de haver discordâncias acerca dos fenômenos relacionados à formação do ácido láctico e das suas implicações frente ao exercício, a literatura concorda com a existência de relação entre fadiga muscular e variação nas concentrações do lactato sanguíneo. Por isso tais mecanismos vêm justificando a continuidade da utilização da lactacidemia sanguínea como metodologia clássica de análise direta do stress metabólico.

Analisar a curva de lactato durante exercícios dinâmicos progressivos incorre na possibilidade de estudar momentos transicionais entre as vias energéticas (SIMÕES *et al.*, 1999). No repouso, a concentração de lactato sanguíneo e muscular é de aproximadamente 1 mmol/L. Quando o corpo entra em atividade progressiva a demanda energética é satisfatoriamente suprida pelos mecanismos oxidativos até o momento em que a via glicolítica láctica passa a ter importante participação. No entanto ainda não há acúmulo efetivo de lactato no sangue (redução do pH) devido à ação tamponante do bicarbonato e da utilização deste por parte de músculos vizinhos e coração, nestas condições existe um equilíbrio entre a formação e remoção de lactato (BERTUZZI, *et al.*, 2004; SIMÕES *et al.*, 2005). Neste ponto as concentrações de  $\text{HCO}_3^-$  plasmático diminuem proporcionalmente ao aumento nas concentrações de lactato liberando  $\text{H}_2\text{O}$  e  $\text{CO}_2$ . A equação 1 descreve o processo de ação do tampão bicarbonato.

#### Equação 1



**b)  $\uparrow [\text{H}^+]$  e  $\uparrow [\text{CO}_2]$  no sangue  $\rightarrow$  ajustes ventilatórios**

Em 1964, Wasserman *et al.* nomearam o referido ponto de Limiar Anaeróbio (L1) caracterizando-o como parametro de avaliação da capacidade aeróbia, indicando

a máxima produção energética eminentemente oxidativa. Outras nomenclaturas sinônimas podem ser encontradas tais como Primeiro Limiar de Lactato (LL1) e Limiar Ventilatório 1 (LV1).

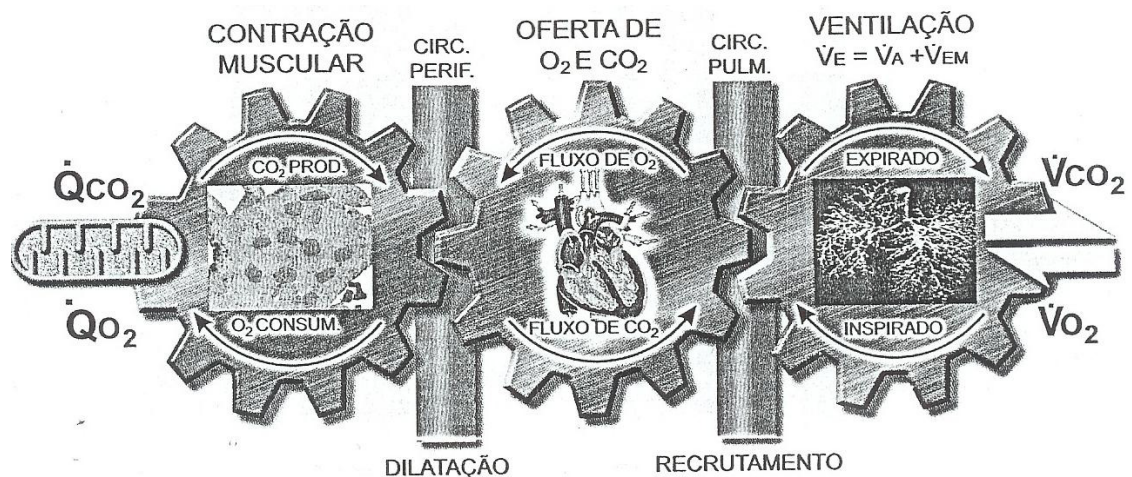
À medida que o exercício torna-se mais intenso as concentrações celulares de ATP vão reduzindo e, conseqüentemente, as de ADP, AMP, PI aumentando. Essas moléculas funcionam como moduladores positivos da atividade de enzimas reguladoras da glicólise, a fosfofrutoquinase e a fosforilase (BERTUZZI *et al.*, 2009). Além disso, fibras musculares do Tipo IIa e IIb (anaeróbias) vão sendo cada vez mais requisitadas e a secreção de hormônios que aceleram a glicogenólise e glicólise é aumentada. A associação desses fatores implica no acréscimo progressivo da atividade glicolítica láctica afetando o equilíbrio entre a produção e remoção do lactato, culminando no aumento não linear das suas concentrações e conseqüente redução no pH sanguíneo (ROGNMO, 2008). Este ponto é considerado como Segundo Limiar de Lactato (LL2) ou Ponto de Compensação Respiratória (PCR) (WASSERMAN *et al.*, 2005). Segundo Binder *et al.* (2008) a diversidade de nomenclaturas relacionadas a esses dois pontos (LL1 e LL2) é uma problemática causadora de muita confusão. Com o propósito de facilitar a identificação e as interpretações referentes aos limiares, o presente estudo adotou a padronização estabelecida por Wasserman *et al.* (2005).

As metodologias de determinação dos limiares de lactato baseiam-se no comportamento da curva do lactato sanguíneo em relação à intensidade do esforço. Este, por sua vez, pode ser descrito em função da carga de trabalho, do tempo de esforço, da frequência cardíaca, do consumo de O<sub>2</sub>, dentre outros. O método tradicionalmente empregado é o da identificação dos pontos de quebra pela análise visual (WASSERMAN *et al.*, 1979). Outros modelos, tais como concentrações fixas de lactato, método “log log”, modelos matemáticos 45° tangente com a regressão exponencial, D<sub>máx</sub> (maximal distance) também são empregados (CONCONI *et al.*, 1982; BEAVER *et al.*, 1985; HECK *et al.*, 1985; CHENG *et al.*, 1995). De modo geral os estudos demonstram haver correlações significantes entre os métodos ao mesmo tempo em que sugerem que novos estudos precisam ser realizados. Por isso, ainda que exista o fator subjetividade interferindo no método da inspeção visual, ele continua sendo considerado “padrão ouro” (HOFFMAN *et al.*, 2006; BUNC *et al.*, 2006; POZZI *et al.*, 2006).

## 2.2 - Limiares Ventilatórios – Ergoespirometria

A determinação da resposta do lactato sanguíneo é o mecanismo direto que vem sendo considerado padrão ouro na identificação dos limiares metabólicos. Todavia, essa metodologia requer que uma série de coletas sanguíneas programadas seja realizada, portanto sua característica invasiva ocasiona desconforto aos avaliados. Por isso, o meio científico vem investindo no desenvolvimento de métodos alternativos e eficazes para a determinação dos limiares (SILVA & SANTOS, 2004).

O subproduto gerado pela ação tamponante do bicarbonato para reduzir a acidose láctica é  $H_2O$  e  $CO_2$ . Portanto, as concentrações de  $CO_2$  sanguíneo aumentam para além daquelas formadas no metabolismo oxidativo e em proporção direta à atividade glicolítica láctica (COSO *et al.*, 2009). No entanto, o  $CO_2$  produzido em excesso também é considerado nocivo ao organismo humano, pois ele pode reagir facilmente com a água para formar ácido carbônico gerando novo aumento nas concentrações de  $H^+$  arterial. Para compensar a acidose metabólica, o organismo desenvolve uma alcalose ventilatória essa, de acordo com Wasserman *et al.* (2005), é possibilitada pela ação integrada de três sistemas: muscular, cardiovascular e pulmonar. O autor sugere o termo “engrenagens” para destacar a influência que cada um desses sistemas tem no desempenho físico, demonstrando, por exemplo, que a efetiva ação tamponante ocorre quando estes estão em bom funcionamento e atuando de maneira integrada.



**Figura 01** - Engrenagens: integração entre sistemas muscular, pulmonar e cardiovascular [Fonte: Neder & Nery, (2003)].

Neder & Nery, (2003) e Wasserman *et al.* (2005) concordam na afirmativa de que os sistemas respiratório e cardiovascular tem como função primordial realizar

manutenção da troca gasosa celular, da demanda energético-metabólica e do equilíbrio ácido-base. A Figura 1 ilustra a interdependência entre os 3 sistemas referidos. O sistema de ação reflexa é responsável por sinalizar qualquer variação físico-química que houver no corpo levando as informações ao sistema nervoso central para então serem processadas. Assim uma resposta central coordenativa é emitida às engrenagens a fim de regular o desequilíbrio homeostático ocasionado pela atividade física. Uma das adaptações evidenciadas é o aumento na ventilação em resposta a elevação na  $PCO_2$  (COSO *et al.*, 2009). Contudo, os mecanismos atrelados a esse sistema ainda são alvo de muitas discussões (TURNER *et al.*, 1997). De acordo com Wasserman *et al.* (2005) os únicos quimiorreceptores correlacionados com aumentos na ventilação por exercício, são os corpos carotídeos sensíveis aos aumentos nas concentrações de  $PCO_2$ ,  $K^+$ ,  $H^+$ , catecolaminas, osmolaridade e adenosina. Todavia a evidência desse mecanismo ocorre em intensidade acima do L1, o que não poderia explicar o primeiro aumento na ventilação. Há evidências de que parte do aumento na ventilação em função principalmente do início do exercício pode ser atribuída ao reflexo condicionado, ou seja, ocorre um controle superior (córtex cerebral) sem mediação periférica (FINK *et al.*, 1995; DENADAI *et al.*, 2000). Kaufman *et al.* (1984) citado por Wasserman *et al.* (2005) demonstraram haver relação entre a ativação da ventilação por ação de mecanorreceptores (fusos musculares - aferentes III e IV), no entanto, FERNANDES *et al.* (1990), BRICE *et al.* (1988) e ADAMS *et al.* (1984) demonstraram que o rompimento total dessas vias não alteram consideravelmente a resposta ventilatória.

Em 1930, Owles *et al.* verificaram a relação entre o aumento da concentração de lactato sanguíneo e aumentos exponencial da ventilação e do volume expirado de  $CO_2$ . Em contrapartida, Hagberg *et al.* (1982), citados por Molina, (2006) demonstraram que portadores da Síndrome de McArdle (pacientes com ausência da enzima fosforilase responsável por catalisar glicogênio a glicose e conseqüentemente a lactato) apresentam as mesmas respostas ventilatórias que pessoas normais. Outros fatores podem estar gerando informações aos centros respiratórios quanto às alterações relativas ao exercício.

Em 1964, Wasserman *et al.* desenvolveram a metodologia de determinação dos limiares metabólicos através da análise gasosa (ergoespirometria). Esta passou por refinamentos nas décadas de 1970 e 1980 e até os dias atuais é classicamente empregada. Wasserman *et al.* (1973) modificaram o conceito de LL1 para a intensidade de exercício acima da qual há um início no aumento da concentração

sanguínea de lactato e a ventilação pulmonar se intensifica também de maneira não linear ao oxigênio consumido. O LL1, assim obtido, ficou padronizado como Limiar Ventilatório 1 (LV1). Com a continuidade do exercício percebe-se ainda outro limiar definido pelo momento em que ocorre o acúmulo na concentração sanguínea de lactato (LL2), gerando uma adaptação fisiológica pulmonar conhecida por hiperventilação onde se constata o PCR (WASSERMAN *et al.*, 2005). A determinação dos limiares por análise gasosa e pela lactacidemia tem sido altamente correlacionada (DAVIS *et al.*, 1976; YOSHIDA *et al.*, 1981; CAIOZZO *et al.*, 1982; JONES & DOUST, 1998 apud DENADAI *et al.*, 2000; KINDERMANN *et al.*, 1979; REINHARD *et al.*, 1979; McLELLAN 1980; WALSH *et al.*, 1988; WESTON *et al.*, 2002 apud MARQUEZI, 2006).

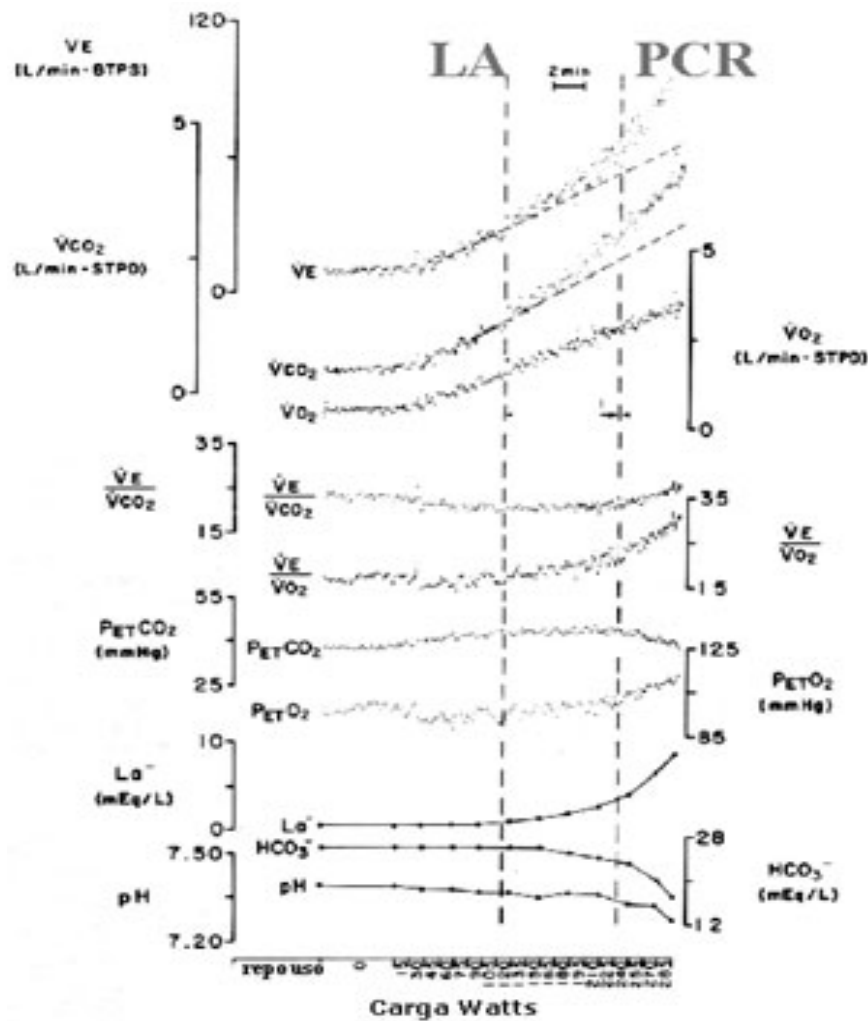
Simon *et al.* (1986) propuseram que a relação de causa-efeito entre lactato e o aumento da ventilação pode estar voltada para o nível de treinamento dos sujeitos. Em seu estudo eles identificaram coincidência entre os limiares metabólicos e ventilatórios em ciclistas treinados o que não ocorreu no grupo dos não treinados em que o ventilatório antecedeu ao metabólico. Entretanto, Chicharro *et al.* (1997) obtiveram o resultado oposto, ou seja, em ciclistas treinados o LV1 antecedeu ao primeiro limiar metabólico. Okano *et al.* (2006), em estudo realizado com ciclistas, não encontraram diferenças significativas entre o Limiar anaeróbio Individual (IAT) e o Limiar Ventilatório 2. Nesse estudo os valores foram apresentados em termos de consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), potência (W) e frequência cardíaca (FC) com correlações significantes de  $r = 0,90$ ,  $r = 0,84$  e  $r = 0,97$  respectivamente.

Os protocolos de determinação dos limiares ventilatórios utilizam variáveis respiratórias adquiridas durante o teste ergoespirométrico em função da carga de trabalho e ou do consumo de oxigênio. Considerando a ventilação, quociente respiratório, pressão parcial de  $O_2$  e  $CO_2$ , fração expirada de  $O_2$  e  $CO_2$  e  $VO_2$  e de  $VCO_2$ , o LV1 e LV2 é definido pelo ponto de primeira e segunda quebra na linearidade da curva respectivamente. Os equivalentes ventilatórios do  $O_2$  e  $CO_2$  ( $VE/VO_2$  e  $VE/VCO_2$ ) também podem ser utilizados, sendo que para LV1 considera-se o aumento da  $VE/VO_2$  sem aumento concomitante de  $VE/VCO_2$ , e para LV2 considera-se o aumento concomitante de  $VE/VO_2$  bem como de  $VE/VCO_2$  (WASSERMAN & KOIKE, 1992; YAZBEK *et al.*, 1998). O presente estudo considerou a variável ventilação bem como os equivalentes respiratórios na determinação dos limiares ventilatórios, tanto em função da intensidade (%1RM) como do  $VO_2$  (L/min).

O modelo da inspeção visual é o método de identificação dos limiares ventilatórios mais empregado, todavia devido a existência do fator limitante



“subjetividade” modelos matemáticos vem sendo desenvolvidos (BEAVER *et al.*, 1986; ORR *et al.*, 1982 apud PIRES *et al.*, 2005). Em estudo realizado por Santos e Giannella (2004) foi demonstrado não haver diferenças significativas ( $p < 0,01$ ) nos limiares ventilatórios determinados pela inspeção visual e pelo método informatizado quando considerado os equivalentes respiratórios, ventilação, pressões parciais  $O_2$  e  $CO_2$  e o V-Slope. Neste caso o índice de confiabilidade foi de  $r = 0,86$  e o de correlação de  $r = 0,93$ , em média. Além disso, Dickstein *et al.* (1990) apud Marquezi, (2006) relataram que o método computadorizado de regressão múltipla linear (V-Slope para  $VO_2$  e  $VCO_2$ ), Log-Log para lactato e  $VO_2$ , valores fixo de QR e de lactato ( $L = 2\text{mmol/L}$ ) não se mostraram diferentes da segmentação das curvas dos parâmetros ventilatórios. A relação entre os limiares metabólicos e ventilatórios está descrita na Figura 2.



**Figura 02** - Correlação entre limiares metabólicos e ventilatórios [Fonte: Wasserman *et al.* (2005)].

## **2.3 - Limiares EMGS – Eletromiografia de Superfície**

### **2.3.1 - Função motora**

No processo da contração muscular ocorre um conjunto de atividades bioquímicas complexas e integradas que incorporam o controle central, a condução do impulso nervoso, a ativação elétrica das unidades motoras e a transmissão destas atividades às fibras musculares, por intermédio das junções neuromusculares. Quando esse estímulo é amplo o suficiente para causar uma despolarização, o potencial de ação (PA) é conduzido ao longo da membrana até atingir o interior das células e gerar contração muscular. Para que a contração seja mantida, esse processo deve ocorrer repetidas vezes resultando numa sequência (“trem”) de potenciais de ação (MERLETTI & PARKER, 2004).

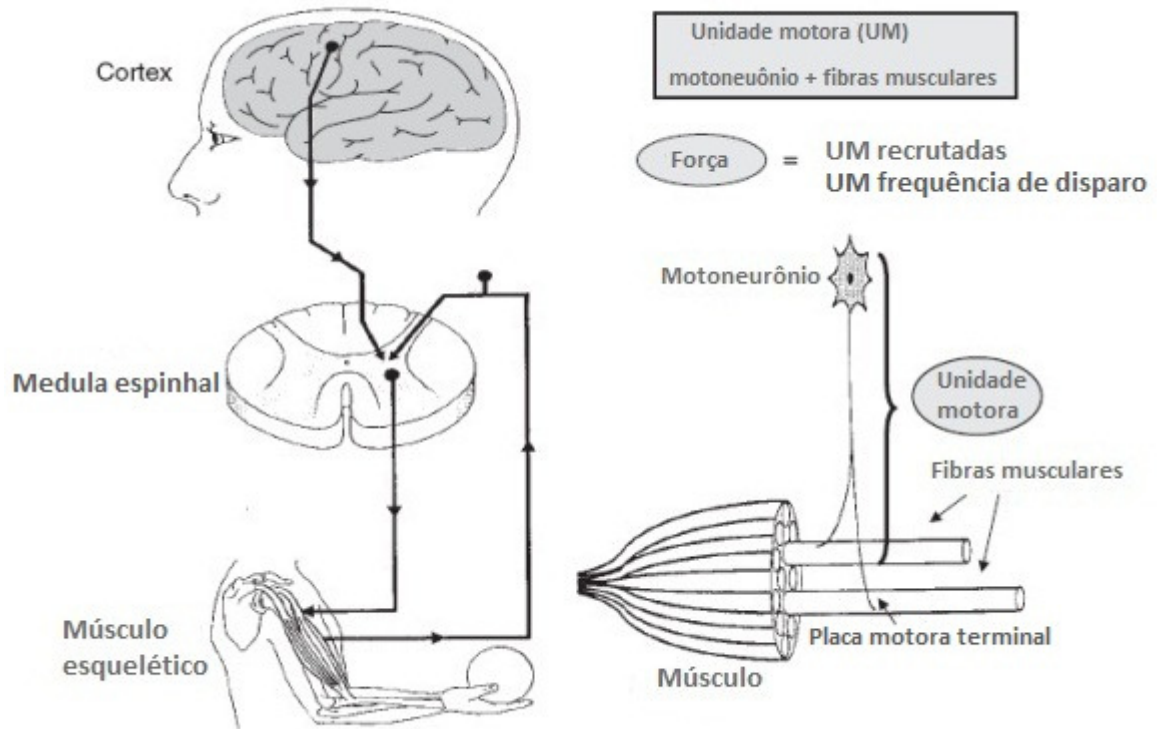
### **2.3.2 - Sistema Nervoso Central (SNC) e as contrações musculares**

O controle do SNC sobre as funções musculares ocorre pela ação hierárquica e integrada de subunidades que o constitui. Assim, os movimentos são coordenados pelo córtex motor contando com o envolvimento do cerebelo, gânglios da base, mesencéfalo, ponte, substância reticular do bulbo e da medula espinhal. Estruturas periféricas (receptores) emitem informações referentes ao estado das fibras musculares para o SNC pelas vias aferentes. Dessa maneira, o SNC poderá elaborar o comando adequado e enviá-lo aos músculos através das vias motoras eferentes (GUYTON & HALL, 1998). Os dois principais receptores envolvidos no controle neuromuscular são:

1. Fuso neuromuscular - são receptores de tensão localizados em paralelo com as fibras musculares tendo suas extremidades fixadas ao endomísio. Eles sinalizam tanto o comprimento quanto a velocidade de alteração dos músculos.
2. Órgão tendinoso de golgi (OTG) - são receptores distribuídos em série com os músculos e se localizam em torno dos feixes das fibras colágenas tendinosa. Devido a essa localização, os OTG são sensíveis ao estiramento e ao encurtamento muscular o que lhes confere a capacidade de sinalizar as variações dos níveis de força.

A unidade motora (UM) é a estrutura integradora que realiza a mediação entre o SNC e as fibras musculares. Conceitualmente, UM é o conjunto de fibras musculares inervadas por um motoneurônio  $\alpha$ . É importante ressaltar que esse motoneurônio fica localizado na medula espinhal, onde recebe inervações tanto dos receptores

musculares (fuso muscular e OTG) quanto dos órgãos neuronais superiores (BERNE & LEVY, 1996). A Figura 3 ilustra os mecanismos de controle do SNC sobre as ações musculares. As setas descendentes representam as vias eferentes e as ascendentes são as informações captadas pelos receptores do sistema muscular.



**Figura 03** - Representação esquemática dos mecanismos básicos envolvidos no controle motor e seus componentes [Fonte: Merletti & Parker (2004)].

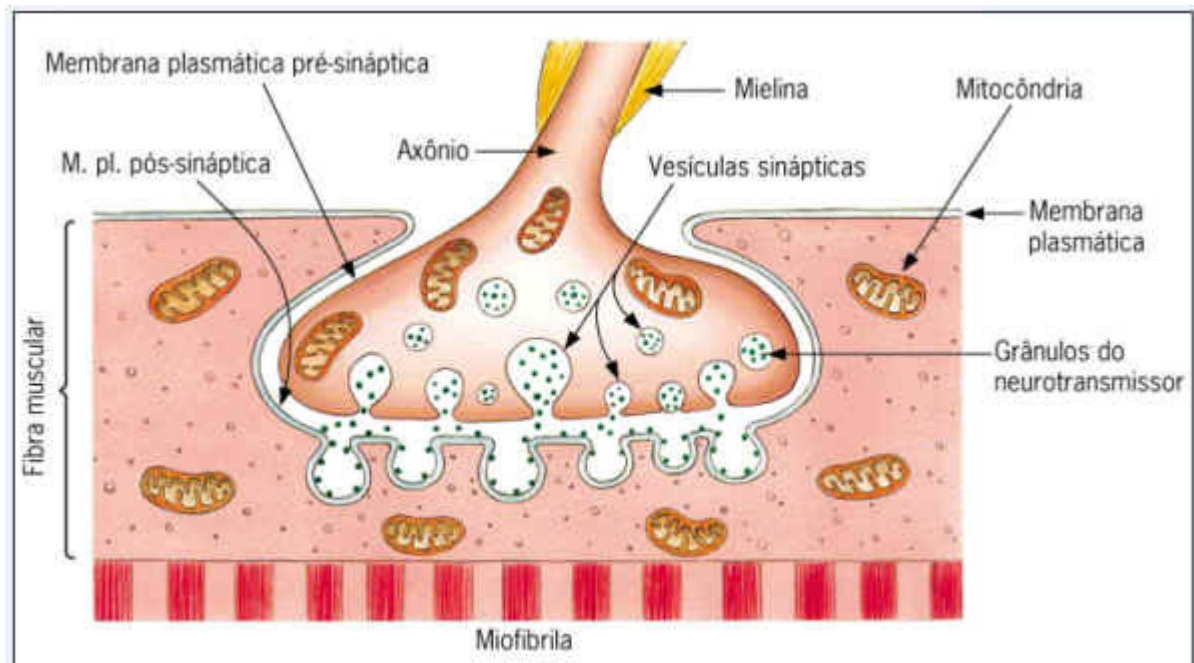
### 2.3.3 - Especificidades morfofuncionais das UM's

Literariamente as UMs podem ser classificadas de acordo com as diferenças morfofisiológicas, sendo que os motoneurônios  $\alpha$  e as fibras que eles inervam apresentam características correspondentes. Esse sistema está diretamente relacionado às vias de fornecimento energético (MCARDLE *et al.*, 2003). Merletti & Parker (2004), propõem a existência de três tipos de UM. O sistema de contração lenta é formado por motoneurônios com diâmetro menor, onde a velocidade de condução também é menor e as fibras que eles inervam são de contração lenta (tipo I). Essas fibras são muito resistentes à fadiga, têm baixa atividade ATPásica, são altamente capilarizadas, com altas concentrações de mioglobinas e mitocôndrias e o fornecimento de energia é aeróbio. O mesmo não ocorre com o sistema de contração rápida em que motoneurônios com diâmetro maior, conduzem mais rapidamente o

impulso nervoso até as fibras de contração rápida (tipo IIa e IIb ). As fibras do tipo IIa diferem das IIb somente no fato de serem resistentes à fadiga, visto que as IIb são fatigáveis. No mais, ambas têm alta atividade ATPásica, são menos capilarizadas, com baixas concentrações de mioglobinas e mitocôndrias e o fornecimento energético ocorre anaerobiamente. Dimitrov *et al.* (2006) classificaram as UM em quatro tipos, as de contrações lentas e resistente à fadiga e as de contrações rápidas com três subcategorias: a) resistente à fadiga, b) rápidas intermediárias e c) rápidas fatigáveis.

### 2.3.4 - Sinapse excitatória- Potencial de Ação (PA)

O neurônio motor apresenta uma região capsular (placa terminal) na sua porção distal, a qual irá interagir com a membrana das células musculares (pós-sinápticas). A esse fenômeno dá-se o nome de sinapse química, conforme ilustrado na Figura 4.



**Figura 04** - Organização esquemática da interação Sistema Nervoso Central (SNC) e muscular junção neuromuscular, sinapse química [Fonte: CÉSAR & CEZAR, (2002)].

A chegada do potencial de ação na placa terminal estimula a abertura dos Canais de Cálcio Voltagem Dependente onde ocorre a difusão de  $Ca^{++}$  para o interior do terminal. Isso estimulará a exocitose dos neurotransmissores (acetilcolina) contidos nas vesículas para a fenda sináptica (zona de interação composta de material amorfo rico em carboidratos). Então, a acetilcolina se liga reversivelmente a receptores

específicos da membrana pós-sináptica gerando a sinalização. Em seguida ela sofre hidrólise, pela ação da acetilcolinesterase, para que a estimulação seja finalizada. Os neurotransmissores e o  $\text{Ca}^{++}$  são rapidamente reestocados nas vesículas pré-sinápticas. Esse processo é realizado por transporte ativo com atuação de proteína plasmática (provavelmente com ação oxidativa, tendo em vista a presença de mitocôndrias na cápsula pré-sináptica) (BERNE & LEVY, 1996).

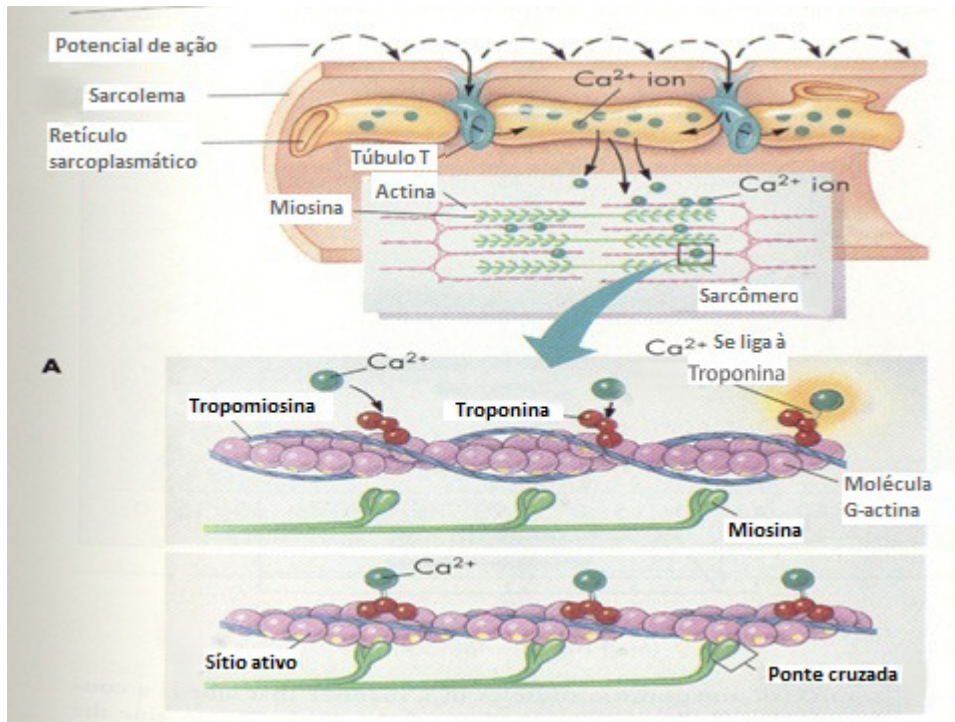
### **2.3.5 - Mecanismos da contração muscular**

A informação excitatória gerada na membrana pós-sináptica promove a abertura dos canais de  $\text{Na}^+$  (influxo) e  $\text{K}^+$  (efluxo) causando alterações eletroquímicas, deflagrando no PA que, por diferença de potencial se propaga ao longo das fibras em todas as direções. Rapidamente entra em ação a bomba de sódio e potássio que por transporte ativo viabiliza o retorno dos íons aos locais de estabilidade celular (condição importante para a ocorrência de um novo PA) (GUYTON & HALL, 1998).

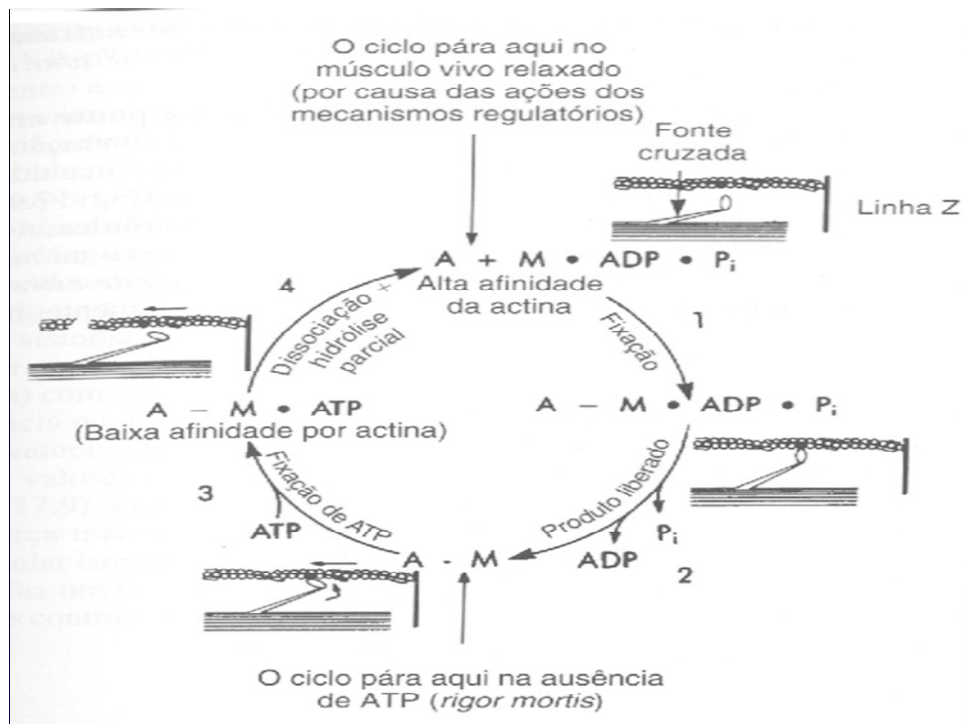
Com a passagem do PA pelo retículo sarcoplasmático e através dos túbulos "T", ocorrem alterações iônicas que estimulam a liberação do  $\text{Ca}^{++}$  contido nas cisternas terminais para o interior das células. O  $\text{Ca}^{++}$  irá fazer ligação com a actina através do sítio de interação com cálcio (TNC), provocando alteração na conformação dessa estrutura molecular, permitindo a interação acto-miosínica e, conseqüentemente, a contração muscular (McARDLE *et al.*, 2003).

As Figuras 5 e 6 ilustram os mecanismos da contração muscular. O processo envolve a hidrólise de moléculas de ATP configurando numa transdução químico-mecânica na qual a energia química advinda dos nutrientes é convertida em mecânica pelos músculos. As principais estruturas musculares responsáveis pela contração são a actina e a miosina. A miosina apresenta ADP + Pi unidos às suas cabeças o que lhe confere alta afinidade pela actina. Quando a miosina e a actina se unem, esses ADP e Pi são liberados formando ATP. O ATP por sua vez será hidrolisado, pois o complexo actomiosina é uma ATPase muito ativa nos músculos. Então, a afinidade entre miosina actina reduz grandemente o que resulta na dissociação entre actina e miosina retomando o estado anterior (ADP Pi ligados à miosina), reiniciando o ciclo. O esgotamento de ATP poderia provocar a interrupção desse ciclo, contudo essa condição é considerada anormal nas células musculares visto que isto resultaria na rigidez muscular. Por isso, o mecanismo de interrupção do ciclo (relaxamento muscular) dá-se pelo bombeamento do  $\text{Ca}^{++}$  mioplasmático de volta para as cisternas

terminais pela ação da calsequestrina. Ou seja, tanto a contração quanto o relaxamento muscular requerem gasto energético (BERNE & LEVY, 1996).



**Figura 05** - Estruturas responsáveis pela contração muscular [adaptado de McArdle *et al.* (2003)].



**Figura 06** - Mecanismos da contração muscular [Fonte: Berne & Levy *et al.* (1996)].

A eletromiografia de superfície (EMGS) é um instrumento que fornece informação acerca do controle motor do movimento pela captação dos potenciais de ação na superfície da pele (MERLETTI & PARKER, 2004; CAMATA *et al.*, 2008). Konrad, (2005) explica que os potenciais de ação provenientes do músculo podem fornecer informações que contribuem para o entendimento da ação muscular. Assim, é possível estudar a atividade neuromuscular relacionada a comportamentos específicos, segundo as tarefas musculares requeridas para determinadas cargas de trabalho por período de tempo (DENADAI *et al.*, 2000). Por isso a EMGS é considerada ferramenta extremamente importante no estudo da fisiologia neuromuscular (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

Segundo Bijker *et al.* (2002) e Merletti & Parker *et al.* (2004), a eletromiografia de superfície é um método de avaliação direta e não invasiva da fadiga muscular (CAMATA *et al.*, 2008). Este método pode ser inovador na determinação dos limiares aeróbio e anaeróbio, visto que apresentam características que definem a instalação da fadiga (GONÇALVES, 2006). Segundo Basmajian *et al.* (1985), este tipo de análise tem importante contribuição no estudo dos limiares porque expressa o fenômeno sob um ponto de vista ainda pouco conhecido, a integração neuromotora, ou seja, o controle do sistema nervoso frente à atividade imposta ao organismo. Os autores destacam que fadiga neural parece estar intimamente ligada à metabólica, demonstrando assim que estudar os limiares por meio da EMGS implica num entendimento diferenciado sobre os processos relativos ao desempenho físico.

Fontana (2003) e Walkeling *et al.* (2007) discorrem que a ativação das UM's ocorre seguindo o "princípio do tamanho". Isso significa que quanto maior for a UM maior será a capacidade de produzir força, ao mesmo tempo em que maior será o seu limiar de ativação. Isso implica em dizer que, para essas UM's serem ativadas (formação do PA) é necessário que o estímulo neural tenha magnitude maior. Considerando um exercício incremental, como no caso dos testes exigidos na determinação dos limiares, as UM's inicialmente recrutadas são as menores (limiares de ativação mais baixo, as do tipo I). A continuidade da tarefa exige que novas UM venham a ser ativadas, pois a fadiga começa a se instalar ao mesmo tempo em que é exigido aumento da capacidade em gerar força. Sendo assim, cada vez mais UM's de calibre maior (limiares de ativação mais altos, as do tipo IIa e IIb) vão sendo

recrutadas, portanto a magnitude do PA segue crescente até que a exaustão impeça a continuidade da tarefa. Walkeling *et al* (2007) complementam que este padrão de recrutamento pode sofrer modulação de interneurônios localizados na medula espinal.

A mesma relação foi considerada por Dimitrov *et al.* (2006), contudo os autores avaliaram quanto aos níveis de atividades capazes de gerar fadiga nos diferentes tipos de UM's. Segundo as colocações, é esperado que cada tipo de UM requer um tempo diferente para ser fatigada e que enquanto uma está esgotando em fadiga outra está apenas iniciando o processo.

Essas variações são captadas pela EMGS e, após serem processadas com a aplicação de estimadores matemáticos sensíveis a eventos fisiológicos, podem ser analisadas (MERLETTI & PARKER, 2004). Uma das possibilidades de estudo da condição do sistema neuromuscular é por meio da Velocidade de Condução (VC). Ela pode ser estimada com base nos sinais captados por dois ou mais eletrodos, refletindo assim, as propriedades das membranas das fibras musculares (SALOMONI *et al.*, 2007).

No exercício progressivo espera-se que a VC aumente à medida que o recrutamento adicional de UM's maiores aumenta. Merletti & Parker (2004) apontam a relação existente entre UM's maiores, diâmetro dos axônios maiores, fibras de contração rápida, aumento na força e da VC. O Quadro 1 relaciona as propriedades morfofisiológicas das UM's e a variável VC.

<b>Tipo de Unidade Motora</b>	<b>Propriedades histoquímicas e metabólicas</b>	<b>Propriedades mecânicas</b>	<b>Propriedades elétricas</b>	<b>Outras</b>
Tipo I	Oxidativa e não trabalha em condições isquêmicas	Fibras de contração lenta e com diâmetro pequeno, pouca força e resistente fadiga	Baixo nível de velocidade de condução	Baixos níveis de força
Tipo IIa	Oxidativa e glicolítica	Contração rápida e resistente a fadiga	Nível intermediário de velocidade de condução	Nível de força moderado
Tipo IIb	Glicolítica e trabalha em condições isquêmicas	Fibras de contração rápida e com diâmetro grande, muito forte, fatigável.	Alto nível de velocidade de condução	Alto nível de força

**Quadro 1** - Sumário das diferentes UM's e suas propriedades morfofisiológicas [Fonte: adaptado de Merletti & Parker, (2004)].



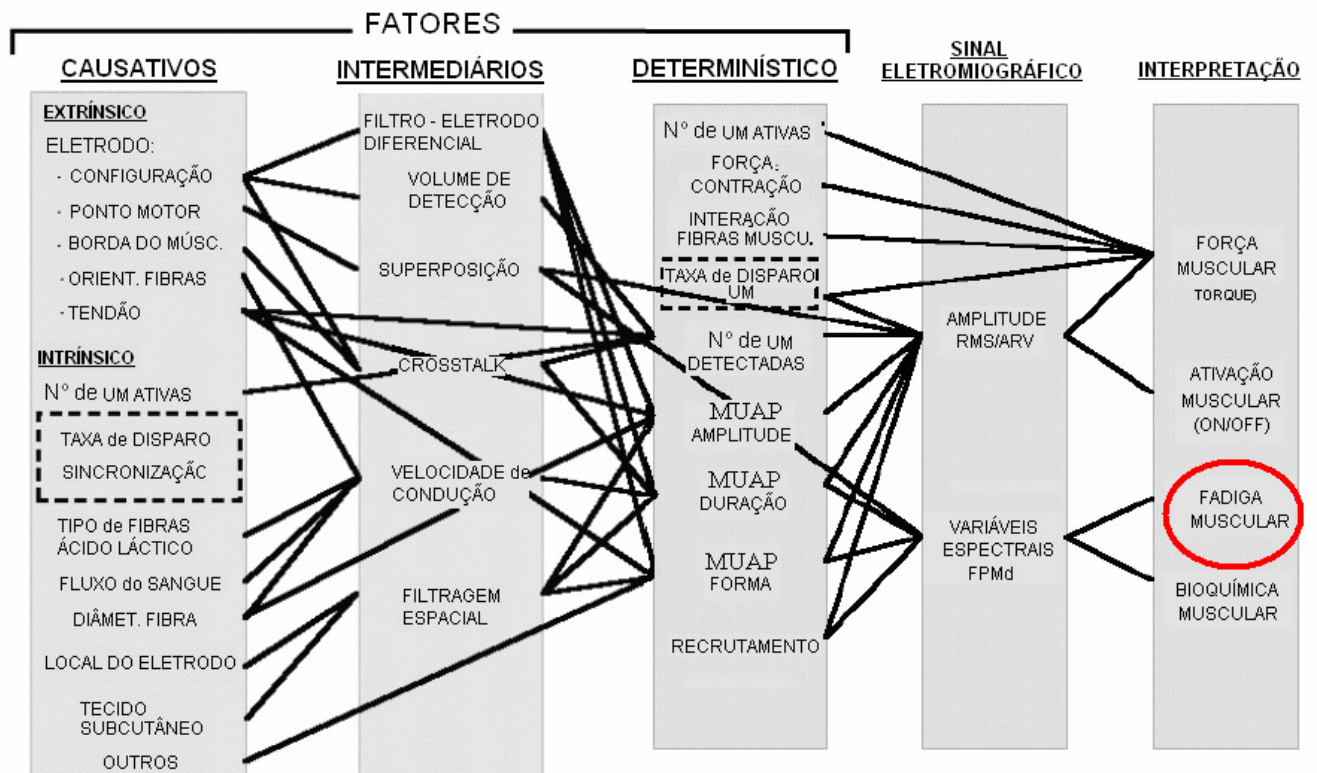
No entanto, essa relação não pode ser feita isoladamente uma vez que com a progressão da atividade ocorre, além dos eventos anteriormente relacionados, a progressão da fadiga muscular. O exercício progressivo com quadro de fadiga muscular pode causar alterações bioelétricas na membrana miocelular em decorrência de aumentos nas concentrações dos produtos metabólicos intracelular. No estudo de Veneziano (2006) foram consideradas condições de contração dinâmica (flexão e extensão de cotovelo) em ambiente subaquático e terrestre. Em ambas as condições o autor encontrou redução na VC em função do tempo, em conformidade com o desenvolvimento da fadiga. Brody *et al.* (1991) e Bonato *et al.* (2001) citam que a VC reduz à medida em que ocorre aumento nas concentrações de ácido láctico. Além disso, outros fatores associados à fadiga tais como acúmulo de fosfato inorgânico (Pi) e amônia (NH<sub>4</sub><sup>+</sup>), variações na temperatura muscular e a taxa de disparo das UM's, podem estar associados a esse declínio. Salomoni *et al.* (2008) discutiram que a VC pode representar o estimador mais confiável na análise da fadiga muscular, porque ela fornece informações tanto sobre amplitude quanto frequência. Assim o diferencial está na capacidade de representar em um só estimador (VC) dois comportamentos diferentes, normalmente abordados somente através de um estimador matemático ou RMS (amplitude) ou FM e FMD (frequência). Os autores, ao citarem DeLuca (1984) e Solomonow *et al.* (1990), relatam que o comportamento decrescente da VC se correlaciona com a diminuição da FM e aumento do RMS em função da fadiga.

Dimitrov *et al.* (2006) discutem que a fadiga pode estar atrelada às condições de hipóxia tecidual desenvolvida progressivamente nos testes incrementais. É válido lembrar que essas mesmas condições levaram Wasserman *et al.* (1964) a fundamentarem a compatibilidade entre os limiares metabólicos e ventilatórios.

Tradicionalmente a análise da fadiga muscular por EMGS de superfície é feita por meio de procedimentos matemáticos classicamente empregados para contração do tipo isométrica. Dois modelos amplamente aplicados são a amplitude (RMS, com comportamento normalmente crescente) e a frequência. Esta última podendo ser mediana ou média (FMd ou FM com comportamento normalmente decrescente) (MERLETTI & PARKER, 2004; ANDRADE, 2006; CAMIC *et al.*, 2010).

O aumento da amplitude RMS parece estar associado a um recrutamento adicional das unidades motoras e/ou maior sincronização entre elas. Tal mecanismo é explicado como sendo a uma forma de compensar a perda da força dada pela fadiga das UM (CAMATA *et al.*, 2008; CAMIC *et al.*, 2010). A redução nas frequências tem

seja relacionada a uma diminuição na taxa de disparo, mudanças na sincronização e diminuição da velocidade de condução (ERFANIAN *et al.*, 1994; CHRISTENSEN *et al.*,



1995; CAMIC *et al.*, 2010). A Figura 7 esquematiza os fatores causativos, intermediários e determinísticos relacionados às variáveis eletromiográficas.

**Figura 07** - Diagrama esquemático dos fatores que afetam o sinal em eletromiografia de superfície [Fonte: De Luca (1997)].

As características morfofisiológicas do sistema neuromotor e suas relações com os sistemas de fornecimento de energia remetem à possibilidade de relacionar os limiares EMGS com os tradicionais (metabólicos e ventilatórios). Eles parecem estar diretamente ligados aos processos bioquímicos de formação do ATP, aos físico-químicos da contração muscular e, portanto, ao desenvolvimento da atividade física. Com isso espera-se que as transições metabólicas identificáveis pela análise sanguínea e gasosa durante um exercício incremental (limiares) também possam ser definidas eletromiograficamente. A Figura 8, proposta por Merletti & Parker (2004), faz relações referentes a essa temática.

ALTA ATIVIDADE MUSCULAR

ACÚMULO DE PRODUTOS  
 $\uparrow$ [LACTATO],  $\uparrow$ [H<sup>+</sup>],  $\uparrow$ [Pi],  $\uparrow$ [NH<sub>3</sub>] e  $\downarrow$ [NH<sub>3</sub>]

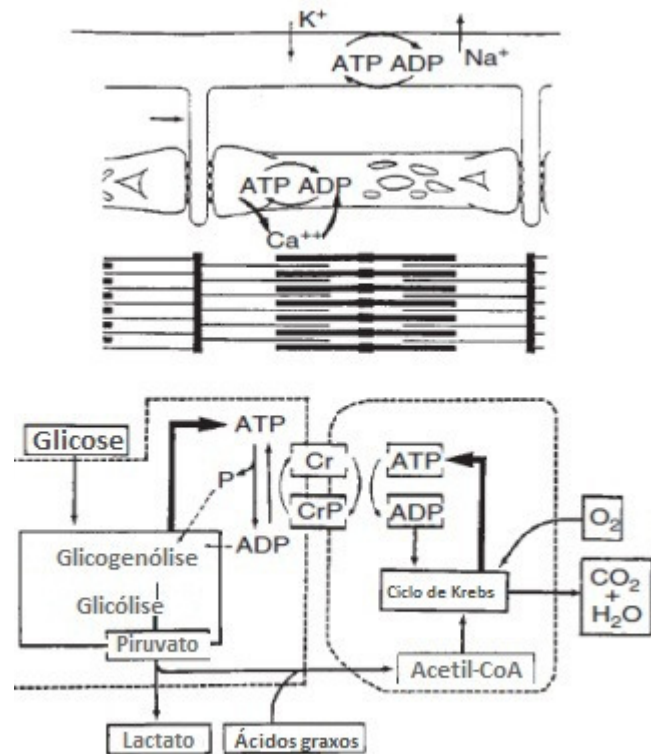
REDUCAO DA EXITABILIDADE DA MEMBRANA

Na: K<sup>+</sup> ↓, extracelular K<sup>+</sup> ↑  
 Geração do PA ↓

PAR DE ACOPLAMENTO

Potencial de Propagação Túbulos-T ↓  
 Ca<sup>++</sup> Difusão e pico de quebra ↓  
 Ca<sup>++</sup> Interação actomiosinica ↓  
 Velocidade de contração e relaxamento ↓

DECRÉSCIMO DA CONTRATILIDADE (FADIGA MUSCLAR)



**Figura 08** - Possíveis consequências metabólicas e eletrofisiológicas induzidas pela fadiga muscular [Fonte: Merletti & Parker (2004)]

Correlações entre variáveis eletromiográficas, limiares de lactato e ventilatórios têm sido verificadas em protocolos de testes incrementais no cicloergômetro. Lucia *et al* (1999) demonstraram haver validade e confiabilidade na determinação destes parâmetros pela EMGS em ciclistas de elite. Miyashita *et al.* (1981) verificaram que a atividade EMGS aumenta linearmente com a carga de trabalho até o L1, quando então, a relação passa a ser curvilínea. DeVries (1982) não encontrou diferenças significativas entre o LV1 e o limiar de fadiga eletromiográfico (Vslop), além de constatar valores altos de correlação ( $r = 0,90$ ). TYKA *et al.* (2009) em seu estudo encontraram alta correlação ( $r = 0,91-0,97$ ) entre o LL1 e o LEMGS1 e puderam concluir que a EMGS pode ser usada como um método prático, confiável e não invasivo para a avaliação do L1.

Em estudo realizado por Kendal *et al.* (2010) com homens universitários os LEMGS1 e LV1 foram determinados durante um protocolo de rampa em cicloergometro em três momentos. Antes da intervenção, após três semanas e após seis semanas de treinamento intervalado. Os autores não encontraram diferenças

significativas entre os limiares determinados nos dois primeiros casos, mas somente após seis semanas de intervenção. Os resultados sugerem que essas variáveis tornam-se menos compatíveis à medida que os sujeitos tornam-se mais treinados.

A utilização dos estimadores matemáticos citados no processamento de sinais referentes a contrações dinâmicas ainda é alvo de muitas discussões. Isso porque essas ferramentas são adequadas para avaliar movimentos estacionários (estocásticos) sendo que os exercícios isométricos são os que mais se aproximam desta condição. Em todos os casos, Merletti & Parker (2004) recomendam a realização de recortes em torno de um segundo para que a condição de estacionaridade possa ser aceita. Os mesmos autores encontraram resultados semelhantes quanto a variância e viés de estimação para ambas as condições (dinâmico-isométrico) para FM e FMd. Mesmo assim, as técnicas têm sido aplicadas aos movimentos isotônicos.

Vollestad (1997) observou aumento gradativo do RMS nos esforços dinâmicos com contrações submáximas. Clark *et al.* (2003) consideram que a fadiga muscular pode ser estudada pela análise dos valores de amplitude (RMS) do sinal eletromiográfico em contrações isométricas e isotônicas. Oliveira e Gonçalves (2007), em estudo sobre L1, utilizaram as técnicas RMS e FM para identificar carga de treino durante um teste progressivo dinâmico. Pozzi *et al.* (2006), em estudo realizado com idosos, utilizaram o RMS para avaliar o L1 numa perspectiva mioelétrica mediante um teste contínuo do tipo rampa. Kendal *et al.* (2010) realizaram estudo com universitários onde propuseram a determinação do LEMGS1 e LV1 durante um exercício progressivo máximo.

Andrade (2006), ao questionar a utilização das referidas ferramentas em exercícios isotônicos, propôs analisá-las em diferentes protocolos (isométrico e dinâmico), na expectativa de desenvolver métodos que melhor se adequassem aos exercícios dinâmicos. O estudo relacionou dois novos métodos (RACEA - Raiz da área da curva de energia acumulada e MdCEA - Mediana da curva de energia acumulada) com os tradicionais. O padrão de comportamento apresentado pelos modelos tradicionais se manteve nos dois tipos de exercícios, ou seja, inclinações médias positivas para o RMS e negativas FMd. Ainda assim, o autor indicou a necessidade de maiores investigações. Apesar das indagações apresentadas, o contexto atual revela que os modelos apresentados continuam sendo ferramentas aplicáveis aos dois tipos de exercícios. Mediante a atual aceitação de que a VC pode representar o estimador mais confiável na análise da fadiga muscular (Salomoni *et al.*, 2008), o presente estudo

optou por adotar a mesmo para elucidar o comportamento motor durante um protocolo dinâmico escalonado.

#### **2.4 - Contextualização - Limiares nos exercícios resistidos**

Existem inúmeras pesquisas relativas aos limiares de lactato (LL) durante atividades de corrida, ciclismo, natação e outras, mas poucas são as informações sobre estes parâmetros durante exercícios resistidos. Logo, há importância o desenvolvimento de estudos sobre tais fenômenos nestas atividades (BARROS 2004; OLIVEIRA, 2006; MOREIRA *et al.*, 2008).

Alguns estudos abordam os efeitos que o treinamento de força pode proporcionar à potência e à resistência aeróbia que se traduzem na melhoria do  $VO_2$ máx e limiares. MARCINICK *et al.* (1991) observaram que o treinamento de força em homens saudáveis não treinados gerou aumento significativo no LL1. No estudo de Santa-Clara *et al.* (2002), a adição do ER aos exercícios aeróbios proporcionou melhoras somente no limiar aeróbio sem prover alterações significativas no  $VO_2$ máx. Contudo, Chtara *et al.* (2005), ao submeterem sujeitos a quatro tipos de treinamentos diferentes, aeróbio, força, força mais aeróbio e aeróbio mais força, encontraram melhoras em ambas as variáveis. Ferrara *et al.* (2005) compararam um grupo que treinava aeróbio somado a 4 meses de ER com outro grupo que praticava somente exercícios aeróbios, não encontrando diferenças entre eles quanto ao  $VO_2$ máx. Greco & Denadai (2006) avaliaram o LL1 após 8 semanas de treinamento combinado de endurance, ER e pliométrico, em jogadores de basquetebol, não encontrando mudanças significativas.

É notável que nos estudos citados a abordagem deu-se com a intenção de avaliar o efeito dos ER, associados ou não aos aeróbios, sobre o  $VO_2$ máx e limiares. Contudo, a avaliação foi realizada com a aplicação de testes compostos de exercícios somente do tipo aeróbio. Existe a necessidade em promover um ajuste metodológico no protocolo de teste quando se deseja estudar os limiares nos ER, haja vista que estas atividades apresentam comportamentos fisiológicos, bioquímicos e biomecânicos distintos.

Nesta perspectiva, Agostini desenvolveu em 2000 um protocolo de teste de ER progressivo escalonado pelo fracionamento das cargas em função de 1RM, viabilizando o estudo dos limiares em concordância com o princípio da especificidade. Oliveira (2002), ao adotar o mesmo protocolo de Agostini (2000), concordou em afirmar que, devido à semelhança no padrão do comportamento da cinética do lactato

entre o ER crescente (musculação) e os exercícios dinâmicos cíclicos crescentes (natação, ciclismo, corrida...), o tratamento utilizado na verificação dos limiares em função da intensidade de esforço pode ser o mesmo.

Desde então, estudos com a aplicação desse tipo de protocolo vêm sendo desenvolvidos. Fontana (2003) concluiu que é possível determinar o LL1 e LV1 durante o protocolo de teste proposto por Agostini (2000), encontrando-os entre 23,0 e 32,0% da 1RM, com valor médio de 28,1% no exercício *leg press* e de 26,7% na rosca direta. Nas mesmas circunstâncias Azevedo *et al.* (2005) e Barros *et al.* (2004) encontraram o LL1 e o LV1 entre 28% e 36% de 1RM, independente do exercício e da massa muscular total envolvida. Os autores fundamentam que esses valores podem estar atrelados à hipóxia tecidual causada pelo colapamento dos vasos sanguíneos em função da pressão intramuscular ser maior que a do capilar.

Em estudo realizado com sujeitos portadores de poliomielite, o LL1 foi determinado segundo a metodologia proposta por Wasserman *et al.* (1986). O protocolo incremental ocorreu durante a execução do exercício supino reto com barra. Os autores identificaram o LL1 aos 30% de 1RM (LAMONIER *et al.*, 2006). Rafo *et al.* (2008) realizaram o mesmo tipo de protocolo em sujeitos saudáveis e encontraram o LL1 aos 40% de 1RM (mesmo quando expresso em função da frequência cardíaca – FC).

Moreira *et al.* (2008) realizaram um estudo para identificar o LL1 além do limiar glicêmico em portadores de diabetes do tipo 2 durante o protocolo incremental de ER adaptado de Agostini (2000). O LL1 ocorreu em média entre 30% e 31% de 1RM para *leg press* e supino reto. Os autores encontraram correlações significativas ao relacionar os limiares determinados em ER (membros inferiores e superiores) com os limiares determinados em exercício aeróbio tradicional (cicloergômetro).

Em 2007 Oliveira e Gonçalves realizaram um estudo para avaliar se o LEMGS1 poderia ser utilizado como parâmetro de prescrição em ER. Nesta pesquisa o protocolo de teste foi com ER do tipo incremental escalonado semelhante ao de Agostini (2000). Antes da intervenção, o LEMGS1 em função do RMS ocorreu aos 27,5%1RM para o bíceps braquial e 29,3%1RM para o braquiorradial. Após a intervenção, reduções significativas em ambos os exercícios foram encontradas (32,1%1RM e 31,3%1RM respectivamente). Esta resposta pode ser um indicativo de adaptação em termos da economia do esforço, ou seja, diminuição do número de unidades motoras ativadas para a realização de um maior trabalho motor. Além disso, os autores encontraram significativos aumentos na força (1RM – para rosca bíceps) após a intervenção, demonstrando a possibilidade de haver relevância deste

parâmetro na prescrição de ER bem como na avaliação da aptidão específica da modalidade.

## **2.5 - Objetivos do estudo**

Mediante a importância dos fenômenos mencionados, pretende-se com este estudo proporcionar a esta categoria de atividade física recursos fisiológicos, bioquímicos e biomecânicos que ampliem o entendimento acerca do desempenho dos praticantes de musculação e de sua influência nos outros esportes, bem como na melhoria da qualidade de vida da população em geral. Para tanto, destacam-se os objetivos descritos a seguir.

### **Objetivo Geral:**

Identificar os Limiares de Lactato, Ventilatórios e Eletromiográficos em exercícios resistidos.

### **Objetivos Específicos:**

Identificar os LL, LV e os LEMGS durante a execução do exercício de rosca bíceps com barra reta.

Analisar se os LL1, LV1 e o LEMGS1 apresentam concordância estatisticamente significativa, bem como os LL2, LV2 e o LEMGS2, ou seja, se os três métodos identificam os mesmos fenômenos.

Se a identificação dos LEMGS em exercícios resistidos se mostrar possível, pretende-se ainda investigar a possibilidade de sua validação.

## CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA

### 3.1- Aspectos Éticos

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB, registro: 03/09 (Anexo 1).

Os voluntários foram informados sobre os procedimentos experimentais do estudo, ficando esclarecidos sobre o caráter invasivo da coleta sanguínea bem como do sigilo das informações coletadas. Feito isso, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE – Apêndice B), apresentaram um atestado médico básico de liberação para a prática de atividades físicas e não assinalaram nenhuma alternativa ao responderem o Questionário de Prontidão para Atividade Física (*Physical Activity Readiness Questionnaire* – PAR-Q) da Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício (Anexo 01).

### 3.2 - Local de Realização dos Testes

Os testes experimentais foram realizados no Laboratório de Fisiologia do Exercício e Cineantropometria da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, UnB. Alguns testes de 1RM foram realizados nas academias onde os voluntários treinavam para evitar mais deslocamentos até os laboratórios, porém, a metodologia do teste foi rigidamente obedecida, evitando viés.

### 3.3– Amostra

A amostra inicial foi composta por 28 voluntários segundo os critérios descritos a seguir:

#### 3.3.1- Critérios de Inclusão:

Para participar desta pesquisa os sujeitos deveriam:

1. Ser do sexo masculino com idade entre 18 e 30 anos;
2. Ser praticante de musculação (com experiência mínima de três meses e frequência semanal de duas sessões, no mínimo);
3. Apresentar atestado médico atualizado (válido por seis meses) declarando estar apto a prática de exercícios físicos e
4. Responder negativamente a todas perguntas do Questionário de Prontidão para Atividade Física (*Physical Activity Readiness Questionnaire* – PAR-Q) desenvolvido pela Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício (Anexo 2).



### 3.3.2- Critérios de Exclusão:

Não puderam participar da pesquisa os sujeitos que:

1. Tiveram uma ou mais respostas afirmativas no PAR-Q;
2. Estavam resfriados nos dias das aplicações dos testes ou
3. Fizeram uso de substâncias estimulantes até quarenta e oito horas antecedentes aos testes. Exemplos: cafeína, guaraná, ervas, suplementos e outros. Esse controle foi realizado por comunicado prévio oral e via email (Anexo 02).

### 3.3.3- Perda amostral:

O estudo contou com a participação efetiva de 13 sujeitos. Os fatores que geraram a perda amostral estão relacionados a seguir:

1. Desistências por parte dos voluntários após terem iniciado os procedimentos laboratoriais:

- a) Não comparecimento à segunda visita conforme agendamento prévio;
- b) Intolerância à coleta sanguínea com relato de mal estar;
- c) Impossibilidade de permanecerem no laboratório durante o período necessário (em torno de duas horas). Mesmo tendo recebido orientações sobre esses procedimentos na primeira visita.

2. Impossibilidade de se prosseguir com a EMGS em decorrência de sensibilidade a interferência eletromagnética por parte do equipamento. Tais interferências ocorriam de forma esporádica (aleatória) no instituto onde eram feitas as coletas;

3. Impossibilidade de se prosseguir com a EMGS após a constatação de que os padrões iniciais de qualidade do sinal não foram atingidos (correlação  $\geq 0,70$  e VC entre 2 e 7m/s). Provavelmente devido ao tecido adiposo nos músculos a serem estudados.

4. Impossibilidade de se prosseguir com a ergoespirometria devido a não estabilização das variáveis ventilatórias segundo os padrões de normalidade (YAZBEK *et al.*, 1998) como: consumo de  $O_2$  de repouso próximo a  $3,6 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ , QR entre 0,75 e 0,85, ventilação entre 8 e 15 L/min, equivalente de  $O_2$  entre 23 a 26 L/min e de  $CO_2$  por volta de 30 L/min;

5. Perda de amostras sanguíneas em função de problemas técnicos durante as coletas e análise;

6. Deslocamento indevido do eletrodo semi-flexível de EMGS durante o período da coleta;

7. Durante o processamento dos sinais também houve um novo descarte dos sujeitos cujos sinais eletromiográficos estavam contaminados por ruído elétrico;

8. Quando o sinal do eletrogoniômetro não apresentou comportamento fisiológico os sinais eletromiográficos foram descartados;

9. Houve perdas em virtude de problemas técnicos apresentados pela ergoespirometria durante a coleta.

### 3.4 - Procedimentos para a coleta de dados:

#### 3.4.1- 1ª Parte: Laboratório de Cineantropometria.

Realizou-se a aplicação prévia de questionário contendo dados pessoais e antropométricos dos sujeitos (Apêndice 01) do PAR-Q e TCLE.

Foram realizadas medidas de massa corporal e estatura para descrever as proporções corporais dos sujeitos e avaliar as possíveis interferências das mesmas nos resultados. A massa corporal (MC) foi medida através de uma balança digital (Tolledo do Brasil) com 50 g de precisão e a estatura foi medida por um estadiômetro de parede (Sanny, American Medical do Brasil, Brasil) com 0,5 cm de precisão.

A Tabela 1 apresenta as características antropométricas e de força máxima da amostra.

**Tabela 1** - Caracterização da amostra (n=13)

Idade (anos)	MC (kg)	Estatura (cm)	CMB	1RM (kg)
21,3 ± 2,6	75,7 ± 6,7	174,4 ± 6,0	33,6 ± 2,9	46,9 ± 7,2

Valores: média e desvio padrão, MC: massa corporal, CMB: circunferência muscular do braço, 1RM: carga máxima ou força máxima individual definida por 1 repetição máxima.

Para estimar a circunferência muscular do braço (CMB) conforme Equação 2, segundo proposto por Ferreira (2008) *apud* Silva & Naves (1999) foram utilizadas as medidas de dobra cutânea tricipital (DCT) que indica a espessura adiposa do braço direito, medida por meio de um adipômetro (Harpenden Skinfold Caliper, Baly International, England), com 0,2 mm de precisão e a circunferência do mesmo braço tenso (CBT) determinada por fita antropométrica (Sanny, American Medical do Brasil, Brasil) com precisão de 1 mm.

$$\text{CMB} = \text{CBT} - (0,314 \times \text{DCT})$$

**Equação 2**

#### 3.4.2 - 2ª Parte: Determinação da carga de teste:

Tendo em vista que poucos estudos foram realizados sobre a determinação dos limiares anaeróbios em exercícios resistidos, a proposta desse estudo foi a de avaliá-los em exercício de rosca bíceps, visto que já foi protocolado por Azevedo (2005).

Trata-se de um movimento uni-articular envolvendo um grupo muscular, portanto, com melhor aplicabilidade sob o ponto de vista da EMGS de superfície.

O primeiro teste físico realizado pelos sujeitos foi na determinação da força máxima individual, diagnosticada pelo teste de uma repetição máxima (1RM). Este consiste em determinar a carga máxima concêntrica em uma, e somente uma repetição completa. Tal método é amplamente adotado nos estudos científicos por se tratar de uma medida de fácil acesso, com utilidade diagnóstica e de monitoramento da força, além de proporcionar a prescrição individualizada do treinamento (SIMÃO *et. al.*, 2004). Nesse estudo o exercício selecionado foi rosca bíceps (RB) com a barra reta. Para isso, foram utilizadas uma barra reta cromada com 6,2 kg, anilhas aos pares de (0,25, 0,50, 1, 2, 3, 4, 5, e 10 kg) e duas presilhas fixadoras de peso.

Esse índice foi utilizado posteriormente como base para o fracionamento das cargas utilizadas no teste incremental, em termos percentuais, respeitando o princípio da individualidade biológica.

Para evitar possíveis interferências nos resultados, os sujeitos foram previamente orientados a não realizarem treinamento de musculação que envolvesse a ativação primária dos flexores do cotovelo nas 48 horas precedentes ao teste. Além disso, eles não puderam ingerir café, chocolate, mate, guaraná, refrigerante cola ou guaraná (estimulantes) e bebidas alcoólicas nas últimas 24 horas.

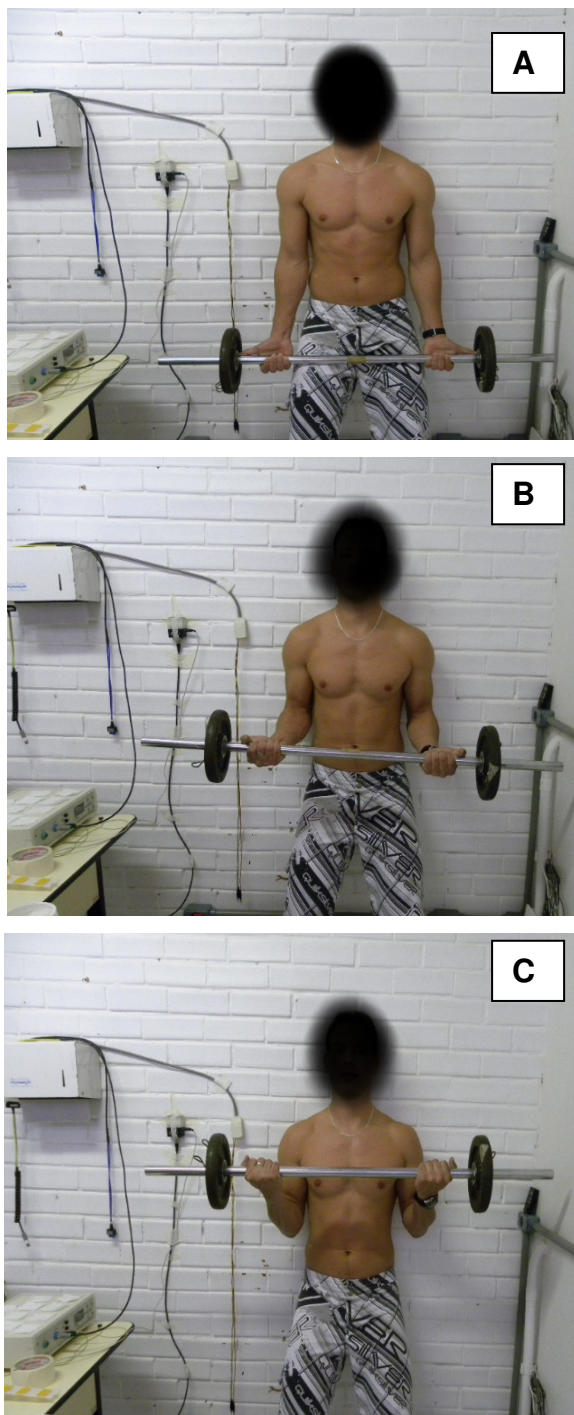
#### **Descrição do teste de 1RM proposto por Fleck & Kraemer, (1999).**

1. Antecedência do teste de 1RM em relação ao teste incremental de 24 a 48 horas;
2. Aquecimento músculo-específico com 20 repetições completas, somente com o peso da barra (6,2 kg) observando a técnica correta de execução;
3. Aplicação da carga supostamente próxima à capacidade máxima do indivíduo, que teve que realizar uma repetição completa do exercício, sem conseguir executar a segunda repetição do movimento, desta forma foi considerada como carga máxima. Nos casos em que o avaliado conseguia executar mais de uma repetição completa, a carga foi aumentada e, após intervalo de 5 minutos, fazia nova tentativa (recuperação do grupo muscular). Foram permitidas somente 3 tentativas (*American College of Sports Medicine*, 2006).

#### **Movimento selecionado:**

Rosca Bíceps Barra Reta: exercício monoarticular envolvendo a articulação do cotovelo, com a ação coordenada do bíceps braquial e braquiorradial. Os indivíduos

iniciavam na posição de pé, semi-flexão do joelho e costas apoiadas na parede. A barra partia abaixo da linha do quadril, e com os cotovelos totalmente estendidos (Figura 9 - A). A flexão dos cotovelos foi completa por meio da ação concêntrica do bíceps, sem que o indivíduo pudesse retirar as costas do apoio e, em seguida, retornava à posição inicial excentricamente (AZEVEDO, 2005).



**Figura 09** - Movimento rosca bíceps barra reta. Amplitude máxima de  $180^\circ$  (A), mínimo de  $40^\circ$  (B) e ângulo de recorte eletromiográfico de  $89,99^\circ$  a  $90,01^\circ$  (C).

### 3.4.3 - 3ª Parte: Protocolo de Carga Crescente:

Devido à escassez de estudos desta natureza nos exercícios resistidos, o presente protocolo foi desenvolvido com o propósito de apresentar característica aeróbia. Para tanto, as intensidades foram crescentes, de forma escalonada, às semelhanças do padrão de comportamento dos exercícios dinâmicos cíclicos, também crescentes (natação, ciclismo, corrida...), os quais se desenvolvem até a instalação da fadiga. Essa semelhança comportamental fisiológica entre os exercícios indagam a possibilidade de identificação dos limiares em exercícios resistidos, já que ocorrem em função da intensidade e ao longo do tempo.

Segundo Azevedo (2005), em estudos piloto, o LL1 ocorreu entre 28 e 35% de 1 RM. Nestes, os protocolos eram com 20 repetições em 1 minuto. Cada repetição durava 3 segundos, e o intervalo de recuperação entre um estágio e outro era de 2 minutos. O protocolo utilizado no presente estudo foi adaptado de Fontana (2003), Azevedo (2005) e Oliveira (2006) conforme descrito a seguir:

1. As cargas de execução foram fracionadas para 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60, 70, 80, 90% de 1 RM;
2. Cada repetição teve duração de 3 segundos (1 para a fase concêntrica e 2 para a excêntrica). O controle da velocidade foi realizado por um metrônomo digital da marca Seiko modelo DM50.
3. Cada estágio durou um minuto, completando vinte repetições;
4. O intervalo entre os estágios foi de 2 minutos. Esse intervalo foi utilizado para a realização da coleta sanguínea e do ajuste da carga para o estágio seguinte;
5. Os testes foram interrompidos quando se caracterizava a incapacidade em realizar o movimento dentro da mecânica correta do exercício, pela incapacidade em realizar o número de repetições completas (falha concêntrica) no tempo referido para o estágio ou ainda por vontade do avaliado.

Novamente os sujeitos foram previamente orientados a não realizarem treinamento de musculação com ativação dos músculos envolvidos na flexão do cotovelo como motores primários nas 48 horas precedentes ao teste.

Para evitar possíveis interferências quanto à força muscular (período de recuperação e/ou ganhos de força pós-treinos), o intervalo mínimo adotado entre o

teste de 1RM e o Protocolo de Cargas Crescentes foi de 24 horas e o máximo foi de 72 horas.

A aplicação do teste de cargas crescentes ocorreu com a utilização simultânea das três metodologias, a coleta sanguínea, a ergoespirometria e a eletromiografia de superfície. O controle desses procedimentos favorece-se da atuação de uma equipe de avaliadores auxiliares que se revezavam durante as coletas. Em cada coleta havia três avaliadores controlando os equipamentos, um na ergoespirometria, outro na troca das cargas na barra e outro na eletromiografia de superfície e coleta sanguínea.

#### **3.4.4 - Coleta sanguínea:**

As coletas sanguíneas (Figura 10) foram realizadas em repouso (antes do teste) e a cada intervalo de recuperação gerando um total aproximado de 6 coletas, cada uma com 25  $\mu$ l ( $\pm$  1,5 ml no total). O avaliador utilizou luvas descartáveis, fez a assepsia local e realizou a punção no lóbulo da orelha com lanceta picadora de inox estéril. O sangue foi coletado por capilares heparinizados e armazenado nos Eppendorff com 50  $\mu$ l de fluoreto de sódio (NaF) a 1%. As amostras foram conservadas em congelador para posterior análise.



**Figura 10** - Coleta sanguínea no lobo da orelha.

#### **3.4.5 - Análise Sanguínea – Lactacidemia:**

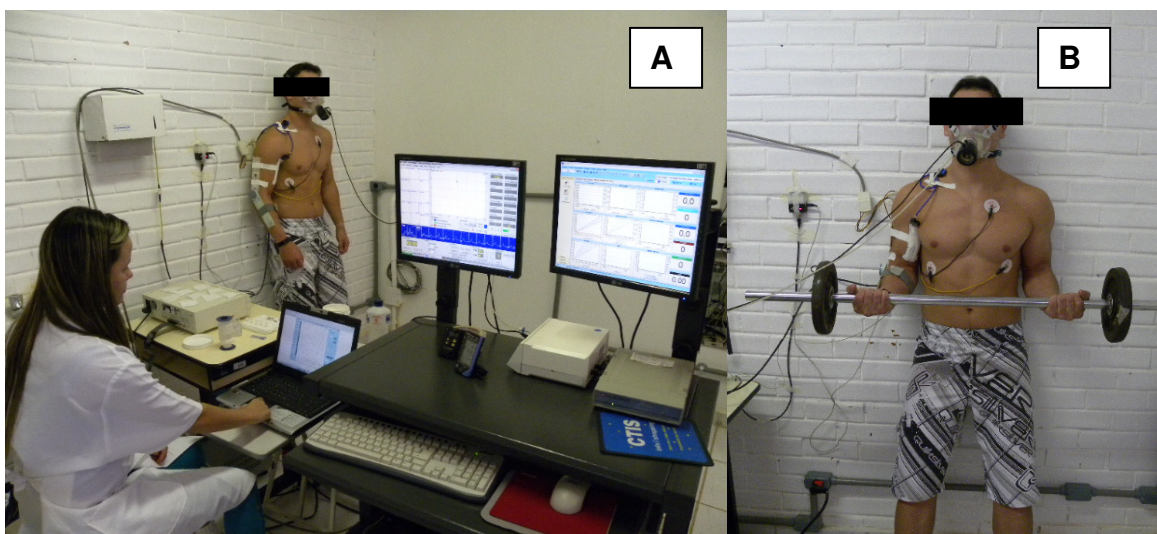
As dosagens do lactato sanguíneo foram realizadas com o analisador eletroenzimático YSI Sport 1500; Yellow Springs Instruments, OH, USA (Figura 11).



**Figura 11** - Equipamento de análise das concentrações de lactado sanguíneo.

### 3.4.6 - Ergoespirometria:

Para os testes ergoespirométricos foram utilizadas máscaras coletoras de tamanhos variados em “p”, “m” e “g” de acordo com as dimensões faciais de cada sujeito. Após a higienização devida, elas eram adaptadas ao rosto envolvendo a boca e o nariz de modo a evitar qualquer escape de ar. Um tubo coletor fazia a ligação entre essa máscara e o analisador metabólico (espirômetro) MetaLyzer 3B (Córtex Biophysik, Alemanha) (Figuras 12 e 13). Este equipamento analisa os gases expirados (respiração após respiração) por um sistema de circuito aberto de calorimetria indireta, e repassa-os, a um microprocessador onde ficam armazenados. O mesmo equipamento foi responsável pela aquisição dos sinais eletrocardiográficos.



**Figura 12** - Ergoespirometria: (A) CórteX; (B) máscara e eletrodos fixos.

De acordo com os padrões exigidos pelo fabricante realizou-se a calibração do equipamento antes de coleta. A calibração do gás era feita com base nas amostras do

gás ambiente e de um gás com concentração conhecida de O<sub>2</sub> (12%) e de CO<sub>2</sub> (5%), sucessivamente. Uma turbina contendo três litros de gases era utilizada para calibrar o volume ventilatório. A pressão atmosférica era calibrada mensalmente no próprio equipamento.

O espirômetro MetaLyzer 3B é composto por uma célula de combustão galvânica sensível ao oxigênio de rendimento linear com linha de identidade extraída do ambiente a 20,93% de O<sub>2</sub>. A mensuração do CO<sub>2</sub> é feita por análise infravermelha não dispersiva e o ar ambiente é usado na calibração do sensor é de 0,03% de CO<sub>2</sub>.

Todas as coletas foram transferidas automaticamente do CórteX a um sistema computadorizado que registrava os parâmetros ventilatórios, metabólicos e eletrocardiográficos (Figura 13). Esse sistema é composto por dois monitores integrados que permitiram a visualização dos dados em tempo real. Cada um deles contém um software o Ergo PC Elite (Micromed Biotecnologia, Brasil) e o MetaSoft (CórteX Biophysik, Alemanha). Foram feitos registros de temperatura e umidade relativa do ar atmosférico com a utilização de relógio termo-higrômetro digital (Minipa MT-241). Essas informações foram repassadas pelo avaliador ao sistema Ergo PC Elite.



**Figura 13** - Dados ergoespirométricos e eletromiográficos.

#### **3.4.7 - Eletromiografia de Superfície:**

Os sinais mioelétricos foram registrados por um sistema de aquisição eletromiográfico de superfície com 16 canais (Prima Biomedical and Sport) (Figura 14)



desenvolvido pelo Centro de Bioengenharia LISiN – Ottino Bioelettronica (Torino, Itália). O Equipamento é equipado com aparelhagem para filtragem do tipo passa-banda com largura de frequência entre 20 Hz e 500 Hz. Foram utilizadas taxa de amostragem de 2.048 Hz e ganho de 2.000 vezes. Além disso, aplicou-se filtro espacial com duplo diferencial (modo comum rejeição de 90 dB) de forma que dois sinais são obtidos de dois pares de eletrodos consecutivos (1;2 e 3;4) e com isso um terceiro sinal é calculado (tripletas). Esse sistema permite que sinais advindos de fontes mais distantes sejam filtrados o que reduz a interferência do *crosstalk* (De LUCA, 1997).

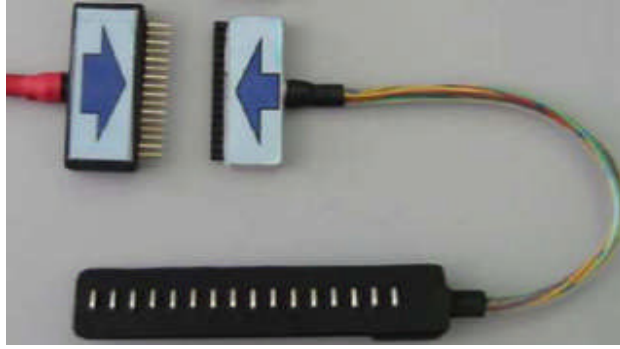


**Figura 14** - Eletromiógrafo EMGS-16 (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).

Na perspectiva de reduzir a interferência da rede elétrica evitando ruídos que pudessem contaminar as amostras, todos os equipamentos envolvidos na EMGS foram isolados da rede elétrica com o auxílio do no-break com potência de 3000 VA. Além disso, as luzes do laboratório e dos recintos localizados num raio de 16 metros permaneceram desligadas.

Para iniciar os procedimentos com o eletromiógrafo os sujeitos ficavam sentados. Após assepsia e tricotomia da porção anterior do braço direito realizou-se mapeamento de zona de inervação com a utilização do eletrodo rígido de arranjo linear de 16 canais (Figura 15).

Antes da fixação do eletrodo de mapeamento à pele, ele foi umedecido em água, bem como a região a ser fixado, aumentando a condutibilidade do sinal. Em seguida o eletrodo foi envolvido por uma banda elástica e os cabos foram fixados ao corpo do sujeito com esparadrapo. O eletrodo de referência, previamente umidificado, foi colocado sobre o punho direito a fim de reduzir ainda mais o nível de ruído do sinal. A captura do sinal eletromiográfico durou dez segundos, enquanto os sujeitos realizavam uma contração isométrica com o cotovelo posicionado a 90° (maior tensão muscular), ângulo de recorte do sinal em exercício dinâmico (HAY & REID, 1985).

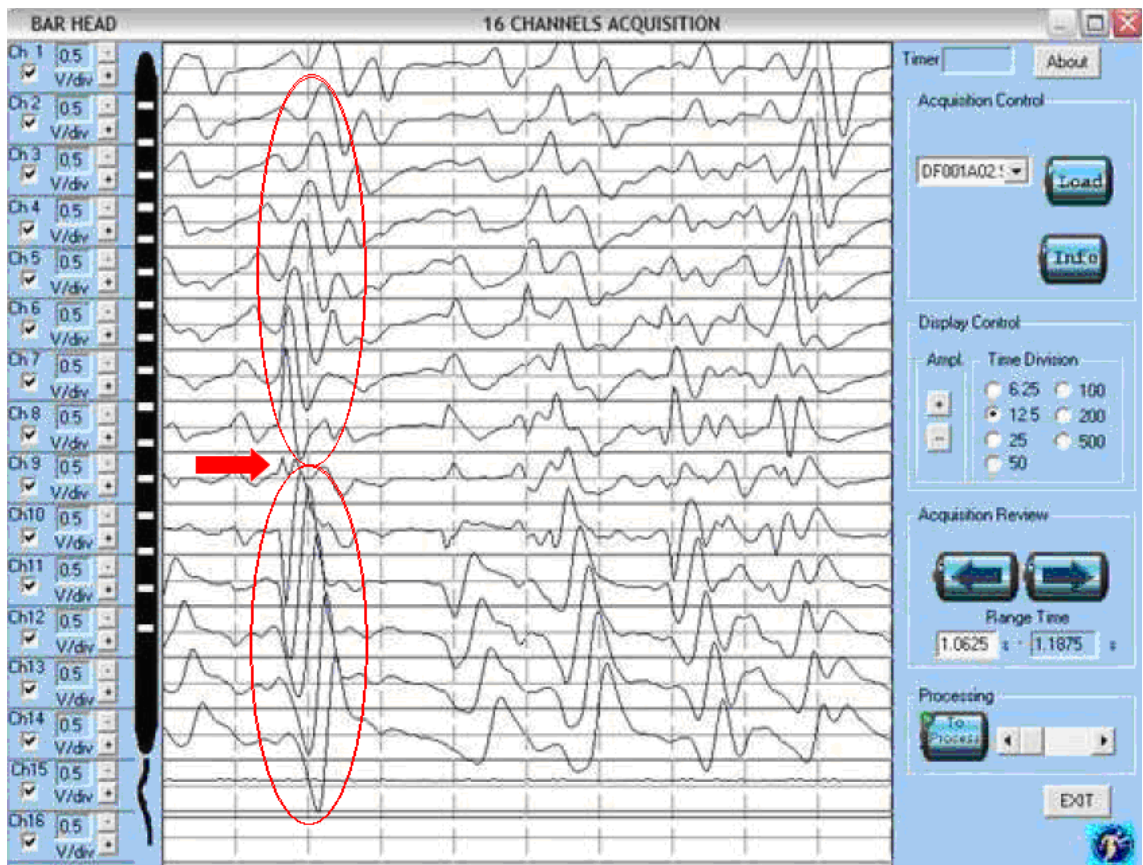


**Figura 15** - Eletrodo de mapeamento rígido com barras de prata clorada com 1 mm de largura por 5 mm de comprimento e distância inter-eletrodica de 5 mm (Ottino Bioelettronica, Torino, Itália).



**Figura 16** - Mapeamento com eletrodo rígido.

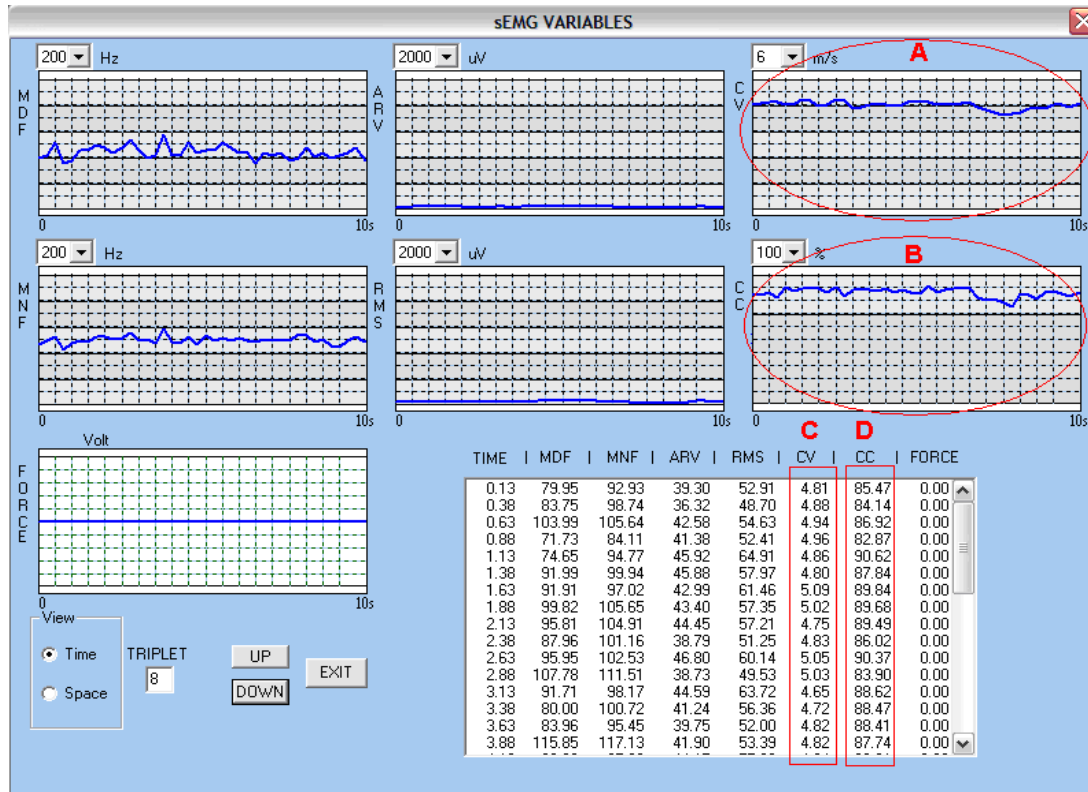
O mapeamento permitiu a localização das zonas de propagação do potencial de ação evitando, assim, a aquisição de sinais em zonas de inervação (Figura 17) (FARINA *et al.*, 2004).



**Figura 17** - Mapeamento captado pelo arranjo rígido de 16 canais pelo software EMGSAcq - LISIN e padrão de propagação do sinal eletromiográfico.

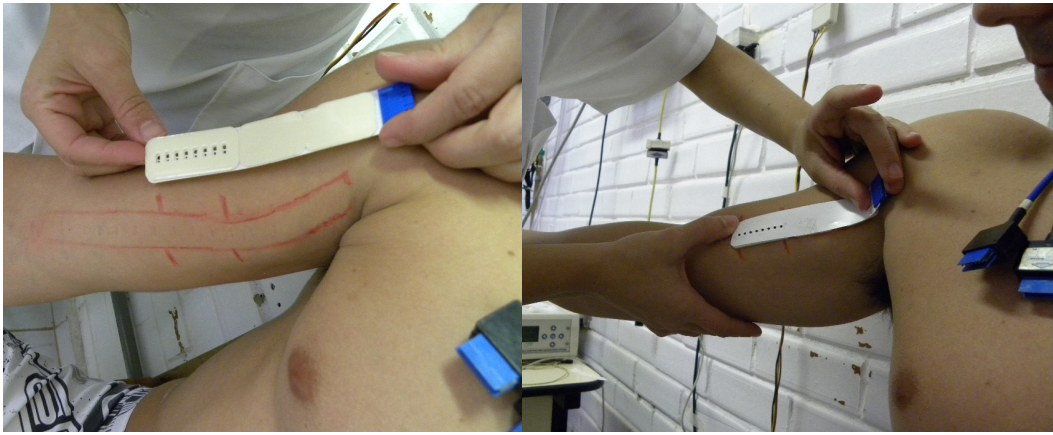
A seta vermelha indica uma zona de inervação caracterizada pelo ponto onde há inversão das fases no sinal. As marcações ovais indicam regiões com boa propagação do potencial de ação. Assim, as regiões com zonas de inervação configuradas foram descartadas a fim de impedir esse tipo de contaminação do sinal mioelétrico a ser coletado. Tal recurso é o grande diferencial desse equipamento em relação aos modelos tradicionais (bipolar), uma vez que proporciona a identificação dos reais sinais musculares. Dessa forma, torna-se possível a não generalização das diferentes características morfoestruturais existentes entre os indivíduos por se tratar de uma tecnologia que a localiza de forma individualizada de pontos motores e regiões tendíneo-articulares.

Os critérios de análise quantitativa adotados, tanto no mapeamento do sinal quanto na coleta real, seguiram padronizações de correlação cruzada entre os sinais dos diferentes canais ( $\geq 70\%$ ) e os valores da velocidade de condução dentro dos padrões biológicos (2 e 7 m/s) (Figura 18). O critério qualitativo foi realizado por meio da inspeção visual do sinal, identificado pelo padrão de comportamento esperado na



propagação do sinal conforme ilustrado anteriormente na Figura 17. Tais critérios foram calculados e exibidos automaticamente pelo equipamento (Figura 14).

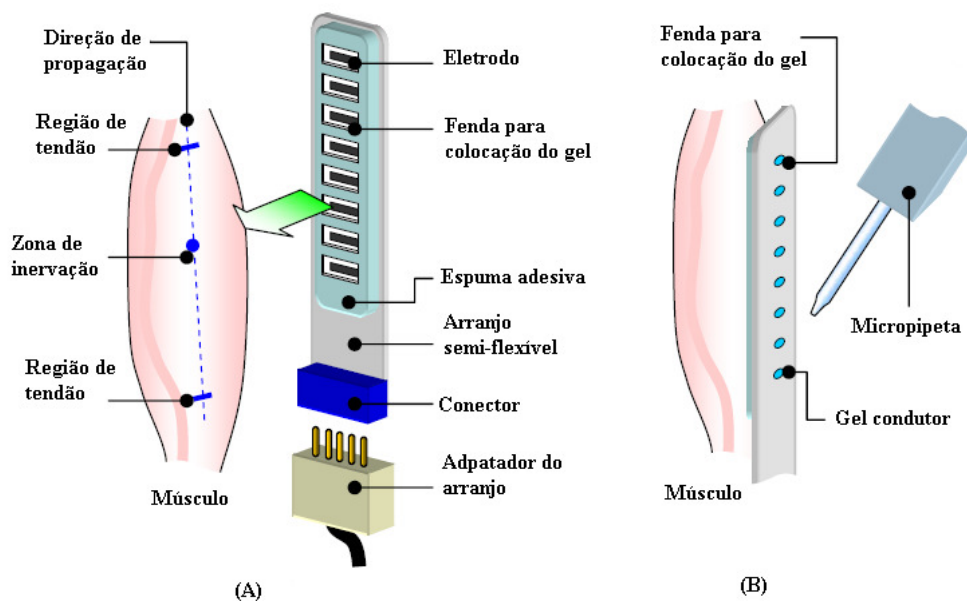
**Figura 18** - Indicadores fornecidos pelo software (EMGSAcq/ LISiN – Ot Bioelettronica– Torino, Itália) utilizados na análise quantitativa do mapeamento. (A) corresponde à velocidade de condução, (B) à correlação cruzada, (C) demonstra os valores de velocidade de condução e (D) os valores de correlação cruzada.



**Figura 19** - Colocação do eletrodo flexível na zona mapeada.

Finalmente, seguindo as indicações do mapeamento (Figura 19), o eletrodo de coleta semi-flexível com oito canais foi colocado na região demarcada com caneta de alta fixação da (Pilot 2.0 mm Az).

Os eletrodos semi-flexíveis constituídos de barras impressas sobre uma fita flexível onde existem orifícios para colocação do gel condutor, foram fixados a pele, na mesma direção das fibras do músculo bíceps braquial (cabeça curta), com a colocação de uma espuma adesiva de dupla face (Figura 20). Quarenta  $\mu\text{L}$  de gel condutor eram injetados em cada orifício com auxílio de uma micropipeta. Os eletrodos e o cabo conector eram fixados à pele com esparadrapo para evitar perda de contato com a pele durante o exercício. Os procedimentos foram adotados na tentativa de reduzir os artefatos provenientes do movimento.



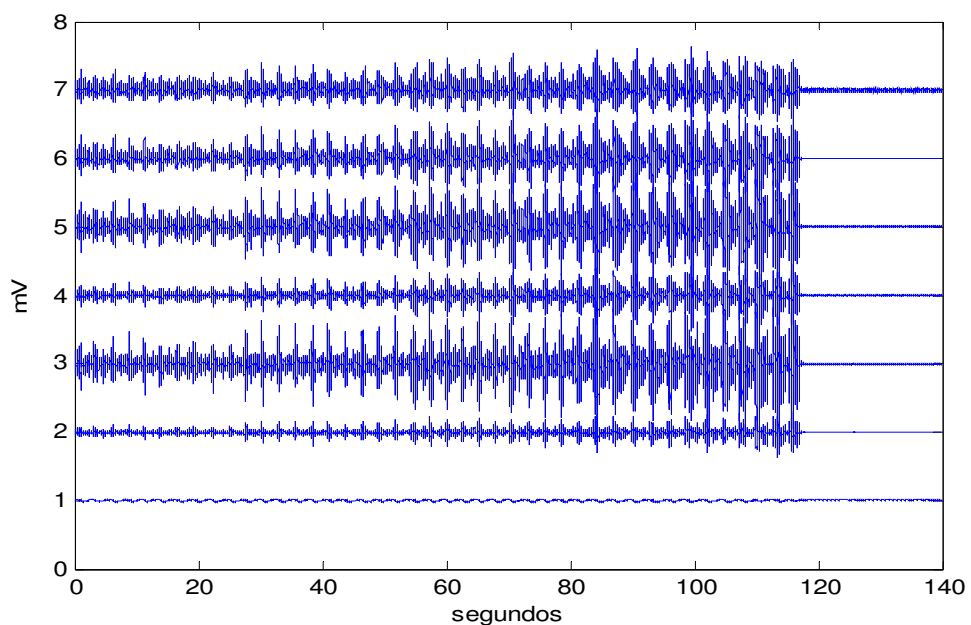
**Figura 20** - Representação esquemática do eletrodo de arranjo linear semi-flexível com oito canais e dos procedimentos de colocação do mesmo.

O exercício realizado pelos voluntários envolveu contrações dinâmicas periódicas, ou seja, com variações no comprimento muscular, na força aplicada em cada ciclo (concêntrico-excêntrico) e na movimentação do eletrodo sobre a pele em relação ao músculo. A fim de minimizar a interferência desses artefatos de movimento os sinais foram recortados nas regiões de maior tensão muscular, em fases concêntricas, expressa pela maior energia gerada no sinal eletromiográfico (aos 90°) seguindo recomendação literária (HAY & REID, 1985; ANDRADE, 2006).

O eletromiógrafo foi conectado a um microcomputador portátil (Acer Aspire 5050-3613, China), por uma placa conversora analógico-digital PCMCIA de 12 bits (Figura 21), modelo DAQ6045E da National Instruments (EUA).



**Figura 21** - Placa conversora analógico-digital de aquisição de dados PCMCIA.



**Figura 22** – Sinal recortado aos 90° nas dez últimas contrações fases concêntricas conforme sinal do eletrogoniômetro.

As marcações foram realizadas com base nos sinais emitidos pelo eletrogoniômetro (Prima Biomedical and Sport) propiciando os recortes dos sinais conforme ilustrado na Figura 22. Ele indicou cada ângulo de movimentação do cotovelo emitindo sinais de tensão elétrica conhecida (0 a 5 mV). O equipamento foi colocado com as abas nas porções laterais do braço e antebraço direito com o centro fixo no centro da articulação do cotovelo. Para assegurar sua fixação à pele, foram colocadas fitas dupla-face nas abas e, por cima delas, seis espumas também dupla-face, além de esparadrapos (Figura 23). O eletrogoniômetro foi conectado ao EMGS-16-LISIN por meio de cabos ligados a um interruptor. Com o interruptor ligado, o sinal do eletrogoniômetro entrava em sincronia com o sinal eletromiográfico.



**Figura 23** - Eletrogoniômetro acoplado ao microprocessador.



**Figura 24** - Disposição esquemática de todos os equipamentos utilizados na coleta.

### **3.4.8 - Integração dos três protocolos:**

Para o bom andamento das coletas, padronizou-se um esquema organizacional quanto à sequência dos eventos e à disposição dos equipamentos. Enquanto um dos avaliadores iniciava os procedimentos com a eletromiografia de superfície, outro realizava a calibração da ergoespirometria e o terceiro calculava as cargas preparando-as para que as trocas pudessem ser rápidas. Assim que os preparativos com a eletromiografia de superfície ficavam prontos, o sujeito era colocado na posição em pé, com as costas apoiadas na parede. Então, os ajustes com a ergoespirometria eram iniciados e, ao mesmo tempo, o avaliador que também era encarregado pela eletromiografia de superfície fazia a coleta sanguínea, monitorando os dois procedimentos. Quando as variáveis ventilatórias alcançavam os valores de normalidade o sujeito recebia as orientações sobre a execução do movimento (velocidade e amplitude) com o auxílio do metrônomo, o intervalo de atividade e de descanso. Estando assim tudo preparado o teste começava quando os dois avaliadores iniciavam a ergoespirometria e a eletromiografia de superfície, enquanto o outro avaliador colocava a barra nas mãos dos avaliados (Figura 23).

### **3.5 - Processamento dos dados e determinação dos limiares:**

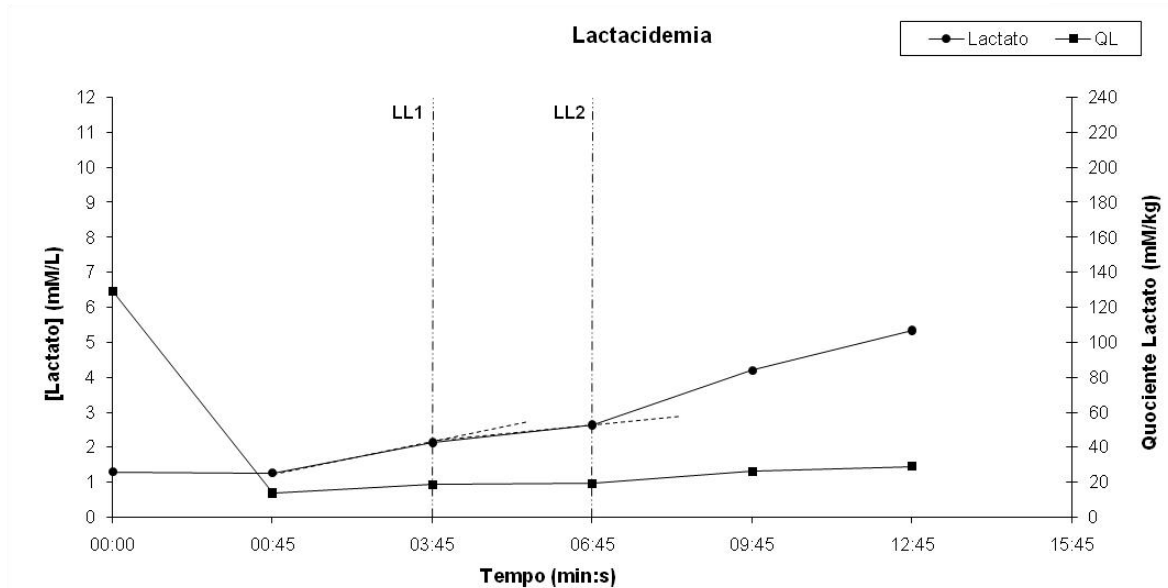
#### **3.5.1 - Lactacidemia- Limiares de Lactato**

A partir das mensurações nas concentrações de lactato sanguíneo os valores obtidos para cada sujeito foram plotados graficamente em função do tempo em segundos (Gráfico 01), com a utilização do software Microsoft Excel, o que possibilitou a identificação dos limiares metabólicos.

Seguindo a proposta de Wasserman *et al.* (2005), os limiares de lactato foram identificados por análise visual gráfica, com a definição dos pontos em que houve a perda da linearidade e/ou aumento exponencial na concentração de lactato sanguíneo. Além disso, o quociente de lactato (QL) foi aplicado às concentrações de lactato com a finalidade de reforçar os resultados obtidos. O QL foi definido pelo valor da lactacidemia multiplicado por 100 e dividido pela carga de esforço em kg. Segundo Fontana (2006), este método baseia-se na mesma cinética de aumento do lactato plasmático (diminui nas cargas iniciais em detrimento do maior aumento da intensidade). No entanto, para cargas acima do limiar, o aumento exponencial na concentração de lactato promove o aumento desse quociente. Sendo assim, o ponto mínimo dessa curva caracteriza o LL1 e, o ponto a partir do qual ocorre aumento



exponencial (devida maior resposta da via glicolítica láctica) constata o LL2. Como exemplo, o Gráfico 01 mostra o comportamento das três metodologias usadas para definir os LL.



**Gráfico 01** - Curva de lactato em função do tempo, identificação dos LL pelo método da inspeção visual com QL.

As coletas sanguíneas foram feitas imediatamente após os períodos de contração. Isto ocorreu justamente nos momentos em que os sujeitos se encontravam em repouso. Tal procedimento segue os padrões literários, pois as limitações metodológicas (técnicas invasivas) não permitem que a verificação da lactacidemia sanguínea ocorra ao longo de todo o experimento (FONTANA, 2006; BARROS *et al.*, 2004; OLIVEIRA *et al.*, 2006).

No período de repouso o organismo consegue realizar uma recuperação parcial da capacidade em realizar trabalho. Por isso, observou-se a necessidade de recortar as amostras, em todos os métodos, descartando os intervalos de recuperação, juntamente dos 30 segundos iniciais das séries subsequentes. Para estabelecer o tempo específico relacionado às concentrações do lactato coletado, padronizaram-se os minutos referentes ao período da contração acrescidos da constante de 45 s. Esse ajuste foi importante para que o LL pudesse ser comparado às outras metodologias. A Tabela 2 representa com detalhes estes procedimentos, supondo que o LL1 tenha ocorrido aos 30% 1RM, então, o tempo foi de 6 minutos e 45

segundos. Do mesmo modo, se o segundo ponto ocorreu aos 50%1RM, então o tempo foi de 15 minutos e 45 segundos.

**Tabela 2** - Representação do modelo adotado para expressar os limiares de lactato em função do tempo

%1RM	20	25	30	35	40	50	60
Tempo (min)	0 a 1	3 a 4	6 a 7	9 a 10	12 a 13	15 a 16	18 a 19
Padrão (s)	45	45	45	45	45	45	45
Tempo considerado	00:45	03:45	06:45	09:45	12:45	15:45	18:45

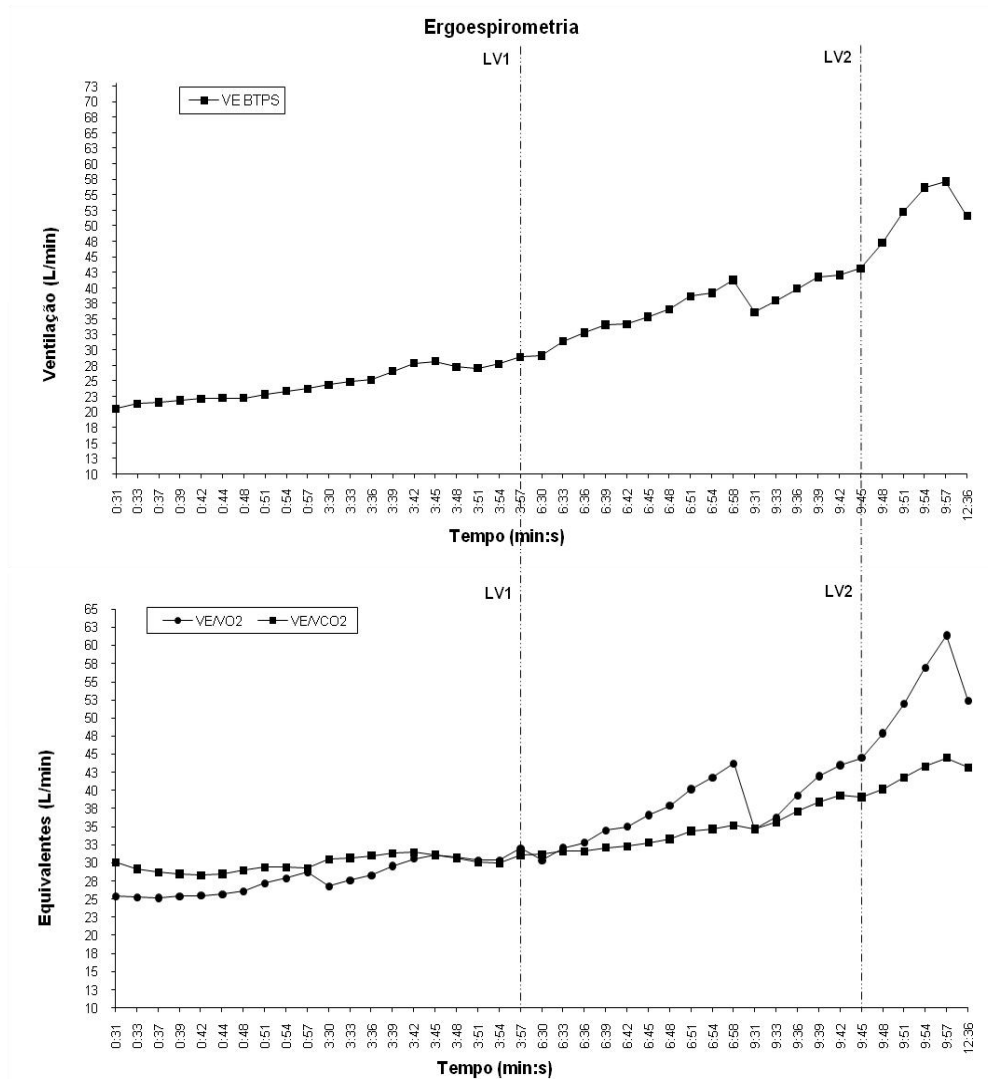
Após a identificação do LL em função do tempo ele foi expresso em termos de  $VO_2$ , carga de trabalho (CT) e FC.

### 3.5.2 – Ergoespirometria:

O estudo dos Limiares Ventilatórios deu-se pela observação do comportamento gráfico da Ventilação (VE) e dos Equivalentes Respiratórios (ER) em função do tempo, da CT, do  $VO_2$  e da FC. Os gráficos foram plotados após a realização de recortes dos intervalos em conformidade com os procedimentos aplicados aos dados de lactacidemia.

Para reduzir a interferência da subjetividade existente no método clássico de determinação dos limiares ventilatórios (análise visual gráfica), três avaliadores diferentes o fizeram separadamente seguindo os mesmos critérios (WASSERMAN *et al.*, 2005; WESTON & GABBETT, 2001). Ao final, eles se reuniram para discuti-los até atingir uma definição consensual.

Definiu-se que o LV1 ocorreu no ponto em que houve o primeiro aumento do equivalente ventilatório de  $O_2$  ( $VE/VO_2$ ), sem aumento concomitante do equivalente ventilatório de  $CO_2$  ( $VE/VCO_2$ ), que continua a diminuir, e ainda pela primeira quebra na linearidade da ventilação-minuto. No entanto, o LV2 foi marcado pelo ponto onde houve aumento do equivalente ventilatório de  $CO_2$  ( $VE/VCO_2$ ), e ainda pela segunda quebra na linearidade da ventilação-minuto (WASSERMAN *et al.*, 2005; WESTON & GABBETT, 2001). O Gráfico 02 ilustra os modelos de determinação dos LV.



**Gráfico 02** - Curva da ventilação e dos equivalentes ventilatórios em função do tempo, identificação dos limiares ventilatórios pelo método da inspeção visual.

### 3.5.3 – Eletromiografia de superfície:

A análise da energia do sinal foi realizada com a utilização de uma ferramenta (*ferramenta\_i*), construída em ambiente Matlab 7.8 (Mathworks, Natick, EUA) desenvolvida por Soares *et al.* (2004) para facilitar o processamento dos sinais eletromiográficos.

O processamento do sinal eletromiográfico foi programado com janelas retangulares e deslizantes de 0,25 segundos, recortadas em torno dos pulsos gerados, em cada contração, pelo eletrogoniômetro durante a fase concêntrica aos 90°. As amostras geradas durante os intervalos entre as séries (2 minutos), bem como dos

trinta segundos iniciais destas foram descartadas conforme colocações descritas anteriormente na descrição da análise sanguínea.

A literatura propõe a utilização de três estimadores eletromiográficos no estudo da fadiga muscular: o RMS (amplitude), a FMD ou FM (frequência de potência mediana e frequência média, respectivamente) e a VC (velocidade de condução) (ANDRADE, 2006). Alguns autores já utilizam esses parâmetros também no estudo dos limiares, entendendo que os mesmos estão relacionados com o fenômeno fisiológico (OLIVEIRA et al 2009; PEREIRA, 2009). O presente estudo optou por utilizar o estimador VC para estudar os limiares eletromiográficos. Neste caso os limiares eletromiográficos foram considerados da seguinte maneira:

- a) Limiar de velocidade de condução 1 (LVC1) e
- b) Limiar de velocidade de condução 2 (LVC2)

O algoritmo utilizado para o cálculo de VC foi baseado no conceito da máxima verossimilhança proporcionando, assim, a determinação da velocidade de condução média dos EMGS ao longo do tempo. Este procedimento permitiu a visualização do desenvolvimento da fadiga (Salomoni *et al.*, 2007) e conseqüentemente dos possíveis limiares. O cálculo da VC deu-se a partir da estimativa do atraso. Para isso, utilizaram-se canais pareados com distância fixa conhecida (5mm) e assumiu-se que a VC é constante. Além disso, foram utilizados filtros passa-baixas simples diferencial para auxiliar na eliminação do ruído indesejável. Mais detalhes sobre estes procedimentos podem ser encontrados em Soares (2007).

#### **Análise de qualidade do sinal eletromiográfico de superfície:**

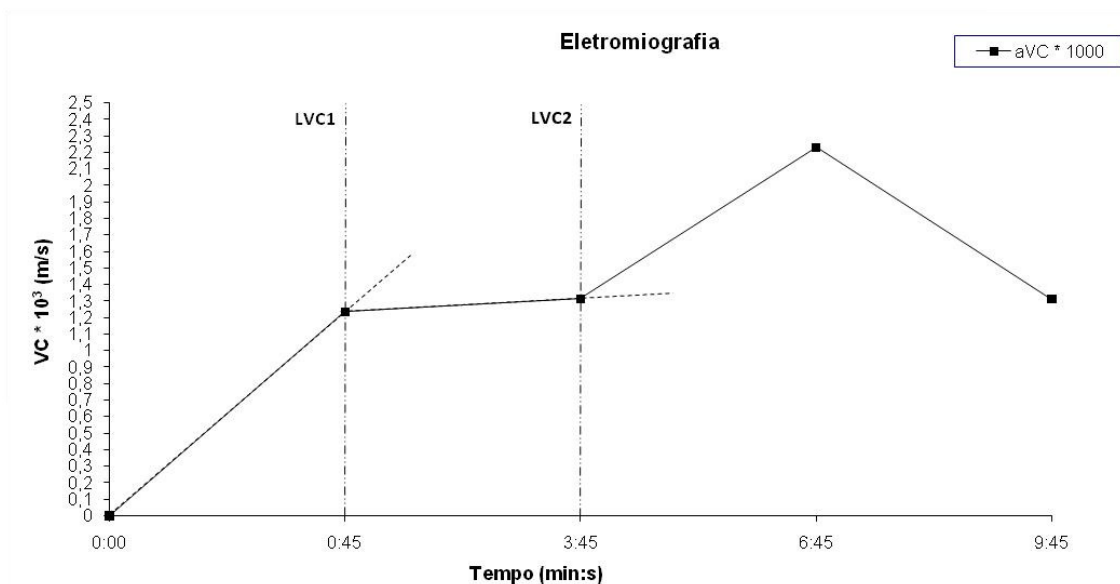
Para a análise de qualidade dos sinais eletromiográficos adquiridos foram adotados os seguintes critérios de seleção:

- a) Presença de ruído (60Hz) pela análise do espectro de frequência;
- b) Limpeza de tripletas com zona de inervação caracterizada;
- c) Pares de eletrodos com valores de VC média menor que  $3,5 \text{ m.s}^{-1}$  e/ou maior que  $6 \text{ m.s}^{-1}$  e
- d) canais com coeficiente de correlação estatística abaixo de 0,70.

Amostras com identificação de qualquer um destes itens foram imediatamente descartadas.

### Determinação dos LEMGS's:

As análises foram realizadas por inspeção visual dos gráficos gerados a partir dos valores referentes ao coeficiente angular ( $a$ ) obtidos pela função do primeiro grau ( $Y = ax+b$ ) aplicada aos valores de VC em função do tempo, seguindo a metodologia proposta por Soares (2007). Esse procedimento foi adotado com a finalidade de obter um valor que representa a média dos valores adquiridos durante os trinta segundos finais de cada série. Dessa forma, os gráficos gerados tornaram-se equivalentes aos da lactacidemia uma vez que retratam as alterações ocorridas durante o intervalo adotado. Por isso, para identificação de um momento em função do tempo, adotou-se o mesmo procedimento descrito na análise da curva de lactato, ou seja, o tempo em minuto referente ao bloco de contração somado aos 45 segundos finais deste.



**Gráfico 03** - Determinação dos limiares eletromiográficos pelo método da inspeção visual gráfica pelos valores do coeficiente angular obtidos pela VC.

Os gráficos foram estudados, em momentos diferentes, com a finalidade de investigar a presença dos limiares. Havendo dois pontos de quebra da linearidade, considerou-se o primeiro como sendo o LVC1 e, o segundo, o LVC2 ambos apresentados no Gráfico 03. Feito isso, os momentos em minutos e segundos onde ocorreram os LEMGS foram utilizados para expressá-los em termos de CT, VO<sub>2</sub> e FC

### 3.6 - Análise de dados:

Os dados foram processados pelos programas Microsoft Excel 2003, Matlab - 7.8 e SPSS -13.0. Além disso, utilizou-se o Programa R – (Development Core Team R) proposto por HIRAKATA *et al.* (2009) para a construção dos gráficos Bland-Altman.

Os resultados da estatística descritiva foram expressos em termos da média e do desvio padrão para caracterização de amostra bem como dos limiares 1 e 2 em função do tempo (s), FC (bpm), CT (kg) e  $VO_2$  ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ ).

Para avaliar a normalidade da amostra aplicou-se o teste de hipótese *Shapiro-Wilk*. Para cada método empregado foram determinados dois pontos (limiares), L1 e L2. A comparação dos pontos correspondentes entre si, nos diferentes métodos, foi realizada pela análise de variância ANOVA de medidas repetidas unifatorial ( $p<0,05$ ). Como os limiares são medidas individualizadas, ou seja, que indicam o estado atual de treinamento do avaliado, a comparação destes pontos foi realizada em cada sujeito (ele com ele mesmo). O teste *post-hoc* de Bonferroni foi utilizado na análise entre os métodos aos pares e em todas as variáveis de estudo (FIELD *et al.*, 2009).

Por último, foi aplicada a análise de Bland-Altman para verificar o nível de concordância entre os três diferentes métodos em relação à determinação dos limiares correspondentes entre si e em todas as variáveis de estudo (HIRAKATA & CAMEY, 2009).

## CAPÍTULO 4 - RESULTADOS

Os limiares (L1 e L2) foram determinados para cada sujeito separadamente por meio dos três diferentes métodos [lactacidemia (LL), ergoespirometria (LV) e eletromiografia (LVC)], conforme descrição da metodologia. Esses limiares foram expressos em função de quatro variáveis  $VO_2$ , FC, tempo e carga de trabalho (CT). As Tabelas 3 e 4 apresentam os valores dos referidos limiares em termos de média e desvio padrão.

**Tabela 3** - Descrição do primeiro limiar (L1) nas variáveis estudadas (n= 13)

Variáveis	Tempo (s)	$VO_2$ (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)	CT (kg)	%1RM
LL1	100,4 ± 86,6	8,9 ± 1,6	99,5 ± 11,2	10,2 ± 2,2	21,5 ± 2,4
LV1	259,3 ± 62,3	9,6 ± 1,6	105,9 ± 15,3	12,1 ± 2,1	25,8 ± 1,9
LVC1	141,9 ± 118,8	8,9 ± 1,7	101,5 ± 13,5	10,6 ± 2,3	22,7 ± 3,3

Valores: média ± desvio padrão. Tempo: momento do L1,  $VO_2$ : consumo de oxigênio, FC: frequência cardíaca, CT: carga de trabalho, %1RM - percentual de 1RM, LL1: limiar de lactato 1, LV1 (lactacidemia): limiar ventilatório 1 (ergoespirometria) e LVC1: limiar da velocidade de condução 1 (eletromiografia).

Em todas as variáveis estudadas, L1 ocorreu em ordem crescente na seguinte sequência: LL1, LVC1 e LV1. O  $VO_2$  e a CT, entre os diferentes métodos e dentro do grupo, apresentaram-se homogêneos. Os valores de FC foram próximos para os diferentes métodos, no entanto, os valores de dispersão encontrados indicam a existência de grande variabilidade da FC independentemente do grupo. Em todos os casos os valores médios de L1 encontrados por meio da lactacidemia (padrão ouro) foram mais próximos dos determinados por meio da eletromiografia do que pela ergoespirometria.

**Tabela 4** - Descrição de L2 nas variáveis estudadas (n= 13)

Variáveis	Tempo (s)	$VO_2$ (mL.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)	CT (kg)	%1RM
LL2	480,0 ± 88,7	11,3 ± 2,1	127,9 ± 13,7	15,0 ± 2,4	32,1 ± 2,5
LV2	523,2 ± 90,6	10,2 ± 1,8	128,0 ± 20,0	15,4 ± 2,1	33,1 ± 2,4
LVC2	363,5 ± 107,9	9,9 ± 1,6	113,0 ± 13,5	13,5 ± 2,4	28,8 ± 2,9

Valores: média ± desvio padrão. Tempo: momento do L2,  $VO_2$ : consumo de oxigênio, FC: frequência cardíaca, CT: carga de trabalho, %1RM: percentual de 1RM. LL2: limiar de lactato 2; LV2 (lactacidemia): limiar ventilatório 2 (ergoespirometria) e LVC2: limiar da velocidade de condução 2 (eletromiografia).

Diferentemente de L1, L2 ocorreu de forma crescente na seguinte ordem das metodologias: eletromiografia, lactacidemia e ergoespirometria, exceto quando expresso em consumo ( $VO_2$ ). Neste caso, a ergoespirometria demonstra maior proximidade do método padrão ouro do que a eletromiografia. Novamente as variáveis  $VO_2$  e VC apresentam-se mais homogêneas. A FC no L2 foi semelhante somente entre os métodos da lactacidemia e ergoespirometria, com variação em torno de 15 bpm quando comparadas à eletromiografia.

Os limiares (L1 e L2), determinados nos três diferentes métodos, foram analisados por meio da ANOVA de Medidas Repetidas (teste de Mauchly) nas mesmas variáveis descritas anteriormente. As Tabelas 5 e 6 apresentam os resultados do teste de Mauchly com detalhes conforme recomendações de Field (2009) para L1 e L2, respectivamente

**Tabela 5:** Resultados da Anova (Teste de Mauchly) para L1

Variáveis	Tempo (s)	$VO_2$ ( $mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ )	FC (bpm)	CT (kg)
$\chi^2(2)$	2,66	8,003	0,521	1,78
$\epsilon$	0,265	0,710	0,771	0,411
F	$F(2,0 \ 24,0)$	$F(1,42 \ 17,01)$	$F(2,0 \ 24,0)$	$F(2,0 \ 24,0)$
gl	15,16	2,41	4,574	12,95
p	0,000*	0,132	0,021*	0,000*
$\omega^2$	0,33	0,032	0,030	0,1133

Variáveis:  $\chi^2(2)$ : graus de liberdade;  $\epsilon$ : esfericidade;  $F$ : razão  $F$  gl: graus de liberdade; p: significância e  $\omega^2$ : tamanho do efeito. \*  $p < 0,05$ : diferença significativa entre os métodos. \*\*  $\epsilon < 0,05$  para esfericidade não aceita, fator de correção adotado Huynh-Feldt.

Os resultados do teste de Mauchly apresentados na Tabela 5 mostraram que não existe diferença significativa entre os métodos na determinação de L1 quando relacionados ao consumo de oxigênio ( $p \geq 0,05$ ). Os valores de  $\omega^2$  indicam percentualmente o quanto as variâncias interferem nas diferenças encontradas entre os métodos. Portanto, o  $VO_2$  (3,2%) e a FC (3,0%) apresentaram menor variabilidade entre os métodos.

Na Tabela 6 os resultados do teste de Mauchly mostraram que os métodos diferem quanto a determinação de L2. Desta vez, o  $VO_2$  e a CT apresentaram menor variabilidade entre os métodos (7,9 e 10,5%, respectivamente).

Com a finalidade de localizar as diferenças significativas identificadas pela ANOVA de Medidas Repetidas, os dados foram pareados por meio do *post hoc* de



Bonferroni. As Tabela 6 e 7 apresentam os valores de significância ( $p < 0,05$ ) entre os métodos estudados em função das variáveis para o L1 e L2, respectivamente.

**Tabela 6:** Resultados da ANOVA (Teste de Mauchly) para L2

Variáveis	Tempo (s)	VO <sub>2</sub> (mL·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)	CT (kg)
x <sup>2</sup> (2)	0,212	0,218	1,78	0,372
ε	0,900	0,018**	0,411	0,830
F	F(2,0 24,0)	F(2,00 24,00)	F(2,0 24,0)	F(2,0 24,0)
gl	12,00	0,484	9,39	10,134
p	0,000*	0,017*	0,001*	0,001*
ω <sup>2</sup>	0,3112	0,0787	0,1496	0,1054

Variáveis: x<sup>2</sup>(2): graus de liberdade; ε: esfericidade; F: razão F; gl: graus de liberdade; p: significância e ω<sup>2</sup>: tamanho do efeito. \*  $p < 0,05$ : diferença significativa entre os métodos. \*\*  $\epsilon < 0,05$  para esfericidade não aceita, fator de correção adotado Huynh-Feldt.

Os valores de significância retratados na Tabela 6 apontam para uma maior relação entre os métodos LL1 e a LVC1 na determinação de L1 em todas as variáveis em questão. Já as relações da ergoespirometria com a lactacidemia e com a eletromiografia foram semelhantes havendo associação entre elas quando expressas em termos de VO<sub>2</sub> e FC. No entanto, a significância da FC entre ergoespirometria e lactacidemia mostrou-se fraca ( $P = 0,059$ ) o que explica a diferença significativa apontada pela ANOVA de Medidas Repetidas. Na determinação de L1 em função do VO<sub>2</sub> relativo, os três métodos apresentaram níveis de significância indicativos de considerável semelhança entre eles.

**Tabela 7 –** Comparações pareadas entre os métodos de determinação de L1 por meio do *Post Hoc* de Bonferroni (n= 13)

Par Comparação	Tempo (s)	VO <sub>2</sub> (mL·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)	CT (kg)
LL1 x LV1	0,000*	0,343	0,059	0,010*
LL1 x LVC1	0,820	1,000	1,000	0,918
LV1 x LVC1	0,002*	0,443	0,147	0,003*

Tempo: momento do L1, VO<sub>2</sub>: consumo de oxigênio, FC: frequência cardíaca, CT: carga de trabalho, LL1: limiar de lactato 1; LV1 (lactacidemia): limiar ventilatório 1 (ergoespirometria) e LVC1: limiar da velocidade de condução 1 (eletromiografia) \*: diferença significativa ( $P < 0,05$ ).

A Tabela 7 mostra que os métodos LL2 e LV2 de determinação de L2 foram semelhantes. Não foram encontradas relações significativas entre a LVC2 e os

demais métodos, exceto quando o L2 é expresso em  $VO_2$  relativo (P máximo). O  $VO_2$  relativo parece ser o melhor indicador na determinação L2 quando comparados os métodos. Entretanto, o valor  $p=0,49$  (limítrofe) encontrado na relação entre lactacidemia e eletromiografia dificulta mais conclusões.

**Tabela 8** - Comparações pareadas entre os métodos de determinação de L2 por meio do *Post Hoc* de Bonferroni (n= 13)

Par Comparação	Tempo (s)	$VO_2$ (mL.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)	CT (kg)
LL2 x LV2	0,717	0,100	1,000	1,000
LL2 x LVC2	0,090	0,049*	0,02*	0,011*
LV2 x LVC2	0,02*	1,000	0,01*	0,03*

Tempo: momento do L2,  $VO_2$ : consumo de oxigênio, FC: frequência cardíaca, CT: carga de trabalho; LL2: limiar de lactato 2; LV2 (lactacidemia): limiar ventilatório 2 (ergoespirometria) e LVC2: limiar da velocidade de condução 2 (eletromiografia).\*: diferença significativa ( $P<0,05$ ).

Bland & Altman (1986) criaram um procedimento estatístico capaz de avaliar a existência de concordância entre dois métodos. A estratégia foi desenvolvida considerando que o método comumente utilizado, coeficiente de correlação de Pearson, não poderia avaliar concordância, mas somente o grau de associação entre os métodos. Na análise de Bland-Altman, dois métodos são concordantes quando não há diferença significativa (teste t) entre o viés e o “zero” esperado. Assim, o viés representa a média das diferenças entre os métodos e o zero esperado. É a linha idealizada aceitando-se que a diferença entre os métodos seria igual a zero, ou seja, eles seriam exatamente iguais (HIRAKATA & CAMEY, 2009).

Os Gráficos de 4 a 7 apresentam a comparação entre os métodos na determinação de L1, e os de 8 a 11 os resultados de L2, onde na coluna da esquerda estão os diagramas de Bland-Altman, enquanto que, a coluna da direita estão representadas as correlações de Pearson para cada variável utilizada para expressar os limiares (tempo,  $VO_2$ , FC e CT).

O Gráfico 4 relaciona os três métodos na determinação de L1 em função do tempo. Como pode ser visto a lactacidemia apresentou correlação baixa com os demais métodos (A e B), mesmo assim a concordância de Bland-Altman foi aceita. Já a correlação entre ergoespirometria e eletromiografia foi moderada (C) e esse resultado foi confirmado pelo *post hoc* de Bonferroni (Tabela 7).

A determinação de L1 para o consumo de oxigênio relativo mostrou que a ergoespirometria tem baixa correlação com os demais métodos (Gráfico 5 – A e C),

mas entre a lactacidemia e eletromiografia a correlação foi alta (B). Mesmo assim, os três métodos foram concordantes (Bland-Altman). Os resultados para essa variável concordam com o pareamento de Bonferroni (Tabela 7).

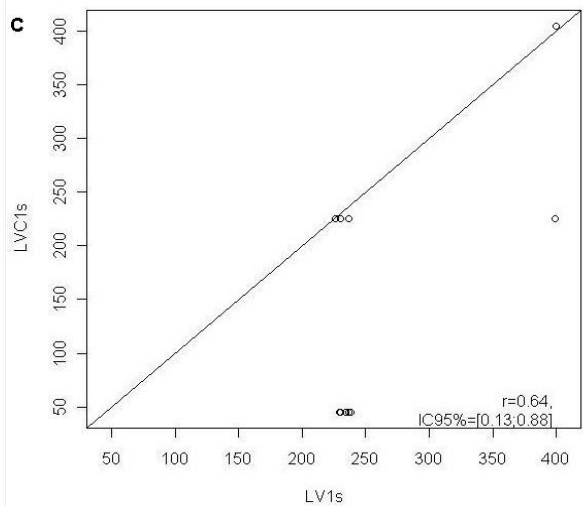
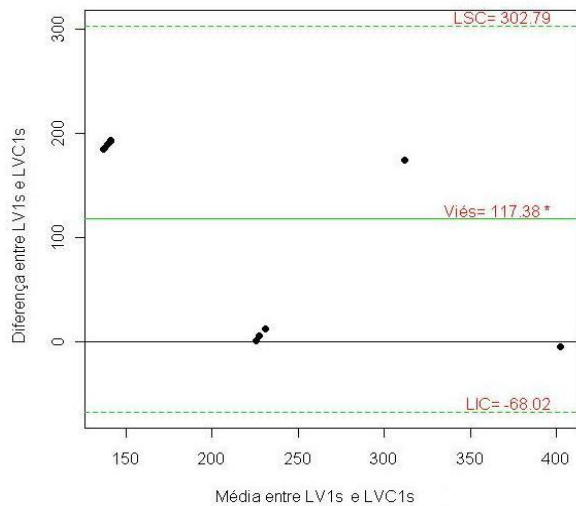
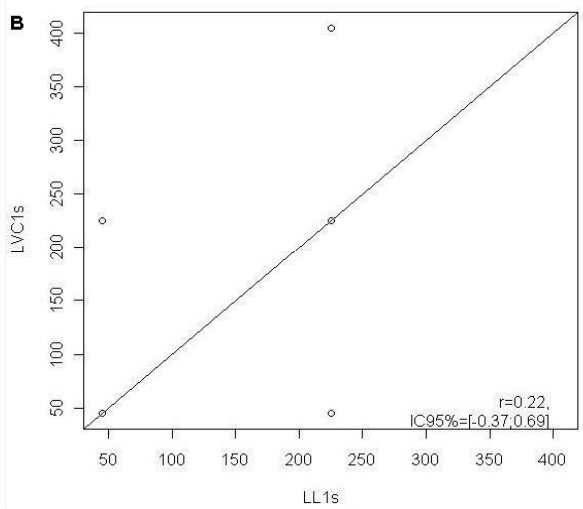
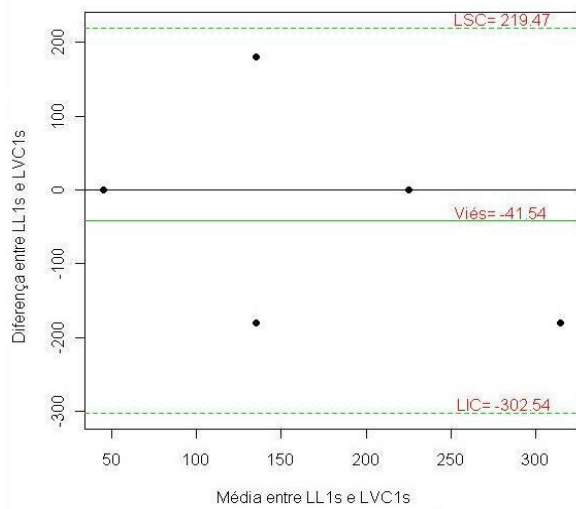
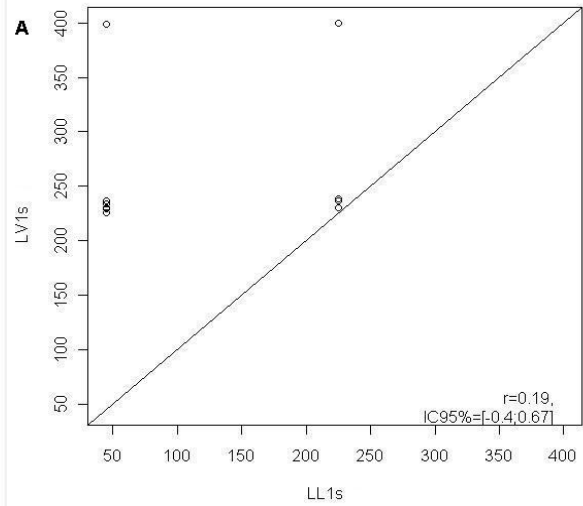
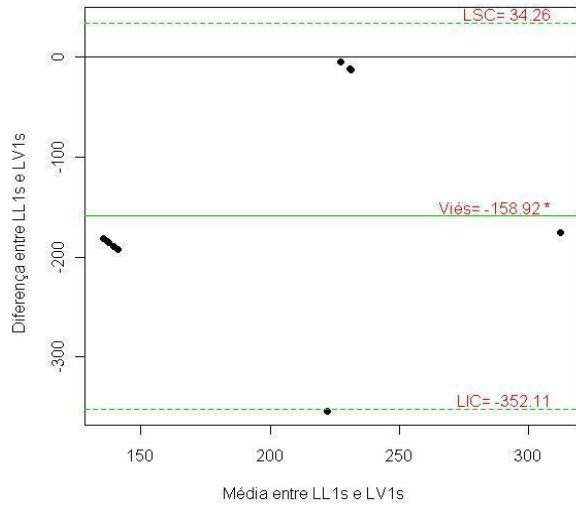
Conforme pode ser visto nos itens “A”, “B” e “C”, as correlações entre todos os métodos em termos de FC foram altas, porém não houve concordância entre eles (Gráfico 6). Os resultados de concordância vão de encontro com os resultados obtidos no *post hoc* de Bonferroni, exceto na comparação entre LV1 e LVC1. É importante observar os valores ocorridos em cada viés, uma vez que variações de até 6 batimentos por minuto podem não ter implicações fisiológicas.

Quando o primeiro limiar foi determinado em função da carga de trabalho (CT) (Gráfico 7), os três métodos foram considerados fortemente correlacionados. Mas somente a relação da lactacidemia com a eletromiografia apresentou concordância. Esses resultados confirmam as análises de Bonferroni disponível na Tabela 7.

O Gráfico 8 relacionou a determinação de L2 (tempo) nos três métodos e demonstrou correlação baixa entre eles. Em conformidade com as análises retratadas anteriormente (Tabela 8), o fator de concordância foi aceito somente entre a lactacidemia e ergospirometria.

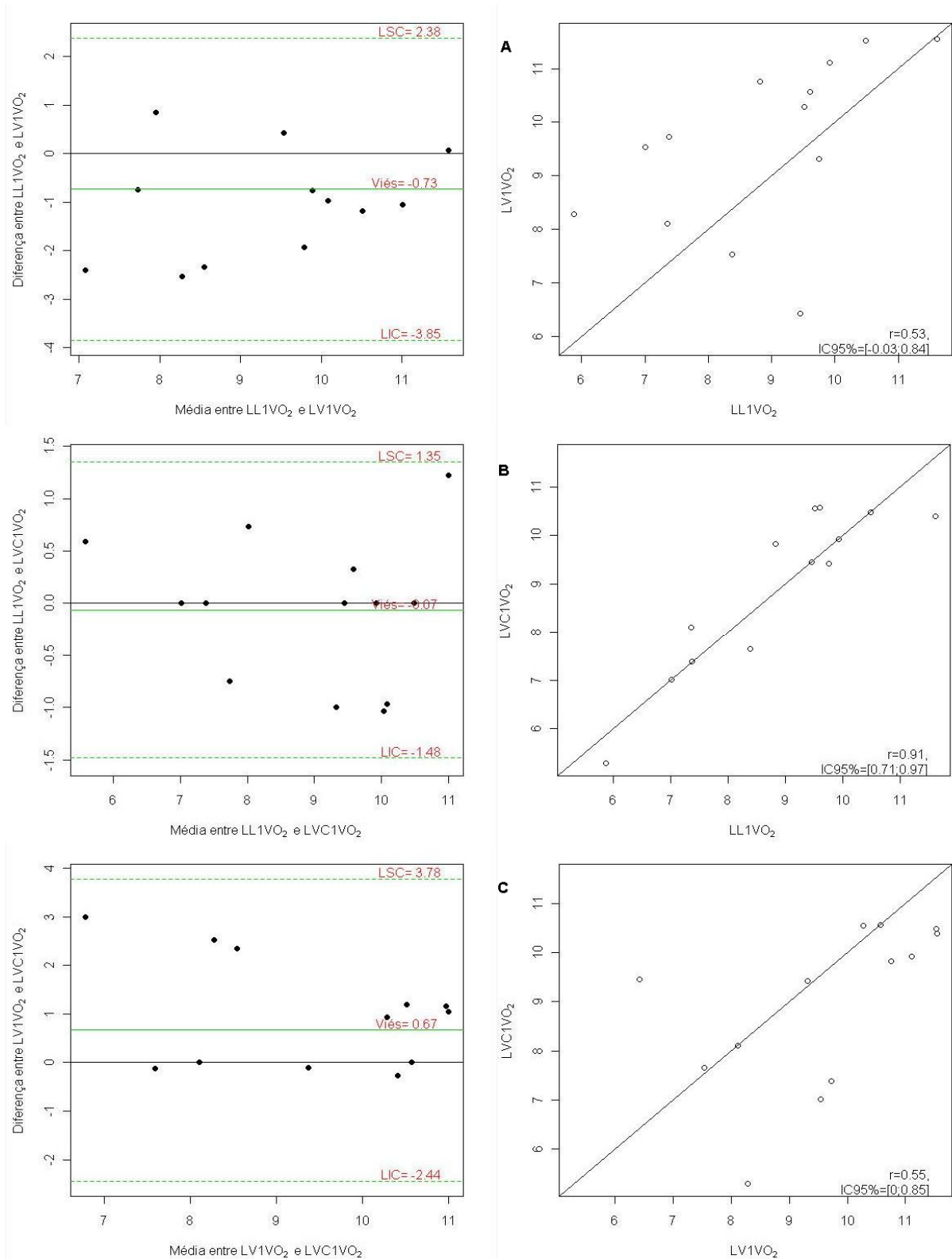
O L2 quando expresso em função do  $VO_2$  (Gráfico 9) indica que os métodos se correlacionaram moderadamente. Os métodos LL2 e LV2 não foram concordantes e não estão de acordo com a análise estatística de Bonferroni apresentada anteriormente na Tabela 6 ( $p=0,100$ ). Considerável atenção deve ser dada à variação do consumo de oxigênio (viés de  $1,08 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) em termos de significância clínica. Os métodos LL2 e LVC2 não se mostraram concordantes. No entanto LV2 e LVC2 foram considerados concordantes. Os dois últimos casos estão de acordo com as análises estatísticas apresentadas anteriormente (*post hoc* de Bonferroni). O coeficiente de Pearson indica moderada correlação entre os métodos na determinação do L2 em função da FC (Gráfico 10). Por conseguinte, na análise de Bland-Altman e de Bonferroni os métodos LV2 e LVC2 foram considerados concordantes.

A determinação do L2 em função da CT (Gráfico 11) foi comparada entre os métodos e as correlações entre LL2 e LV2 e entre LV2 e LVC2 foram consideráveis (valor). Os métodos LL2 e LVC2 apresentaram correlação alta. No entanto a concordância foi aceita entre LL2 e LV2 e concordam com os dados analisados por Bonferroni.



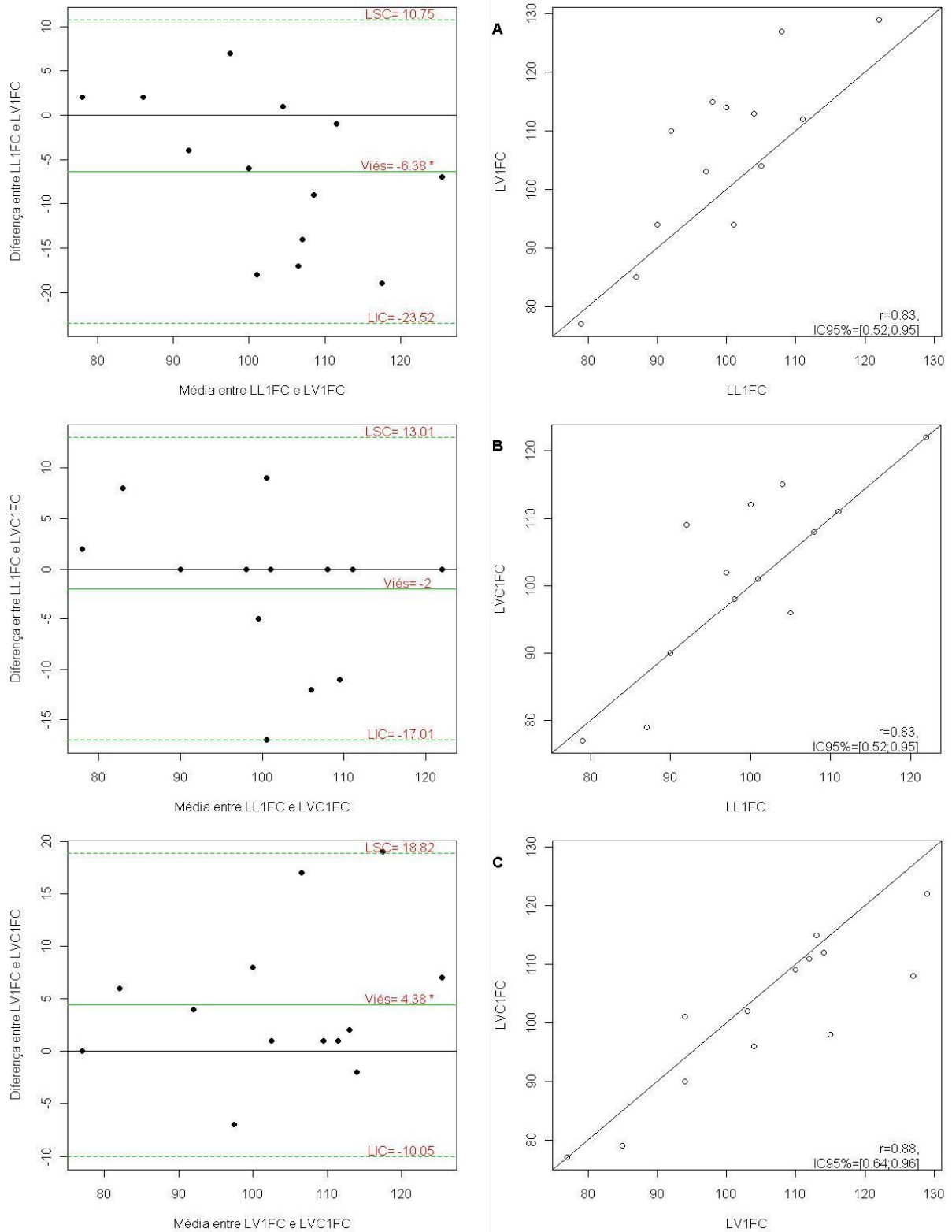
Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

**Gráfico 04** - Grau de concordância (Bland Altman) e coeficiente de correlação de Pearson para L1 em função do tempo.



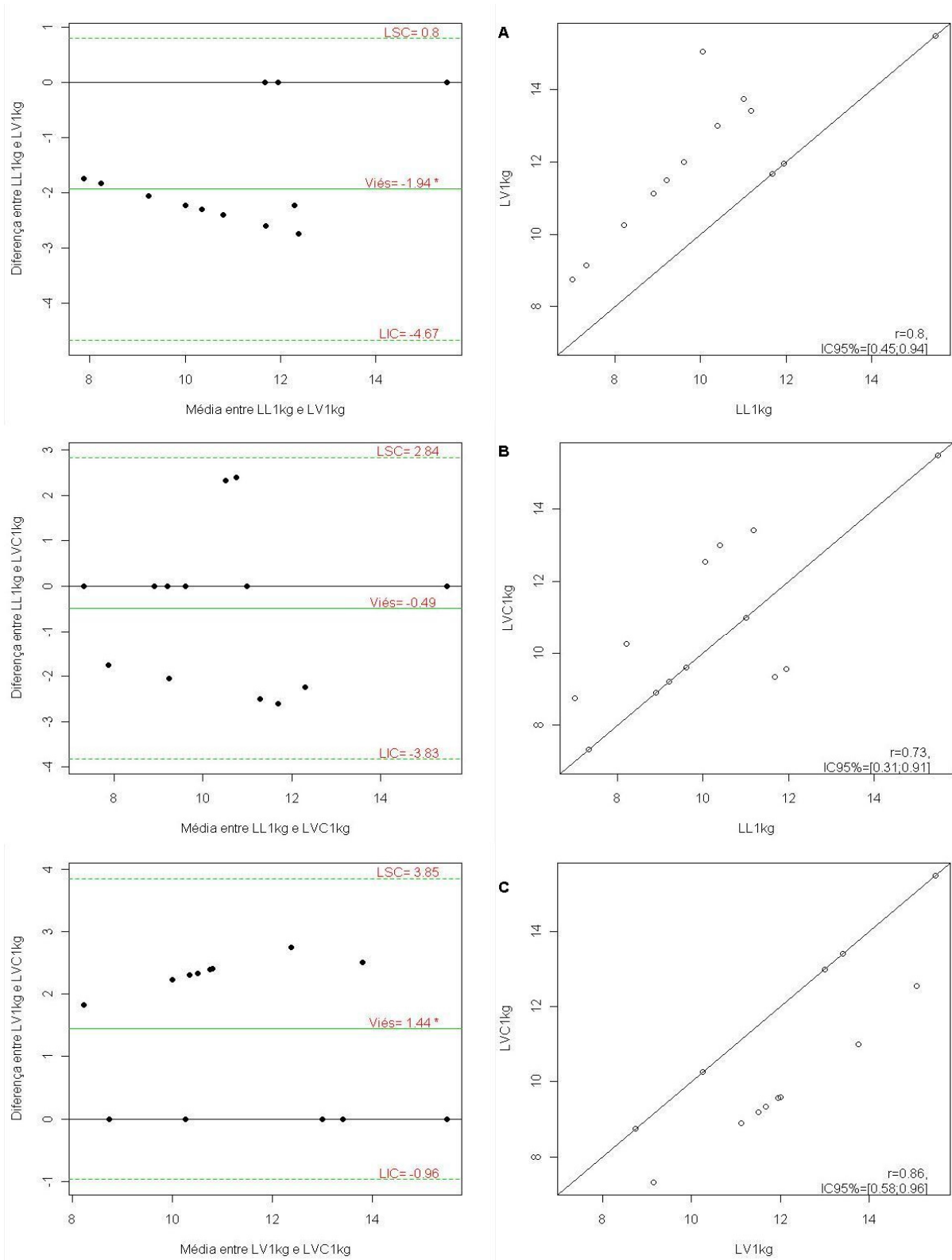
Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

**Gráfico 05 -** Grau de concordância (Bland Altman) e coeficiente de correlação de Pearson para L1 em função da VO<sub>2</sub> (mL·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>).



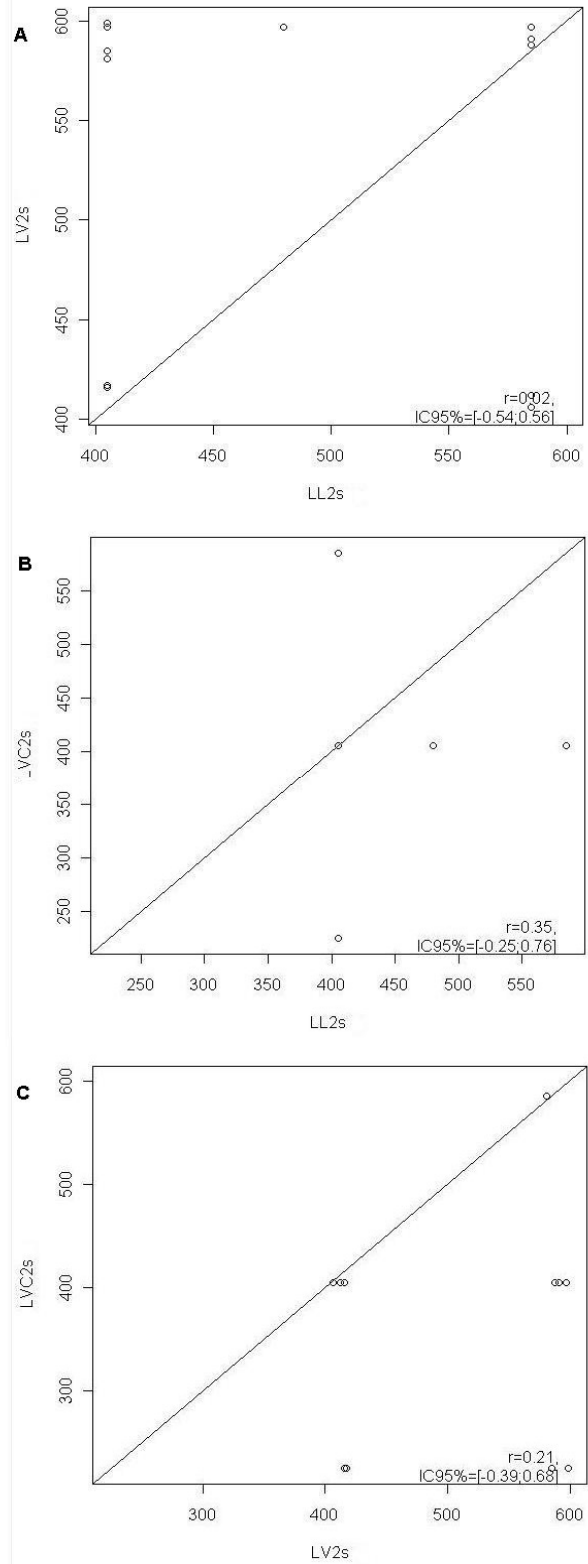
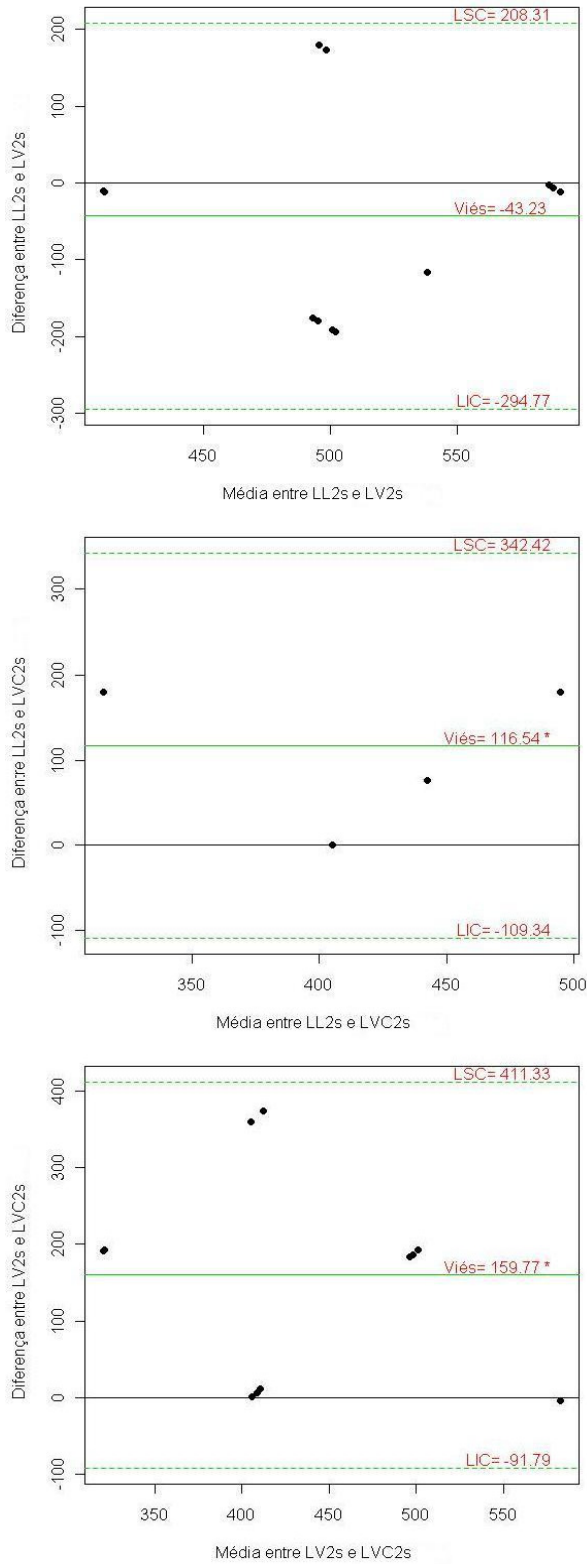
Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

**Gráfico 06** - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson para L1 em função da frequência cardíaca (bpm).



Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

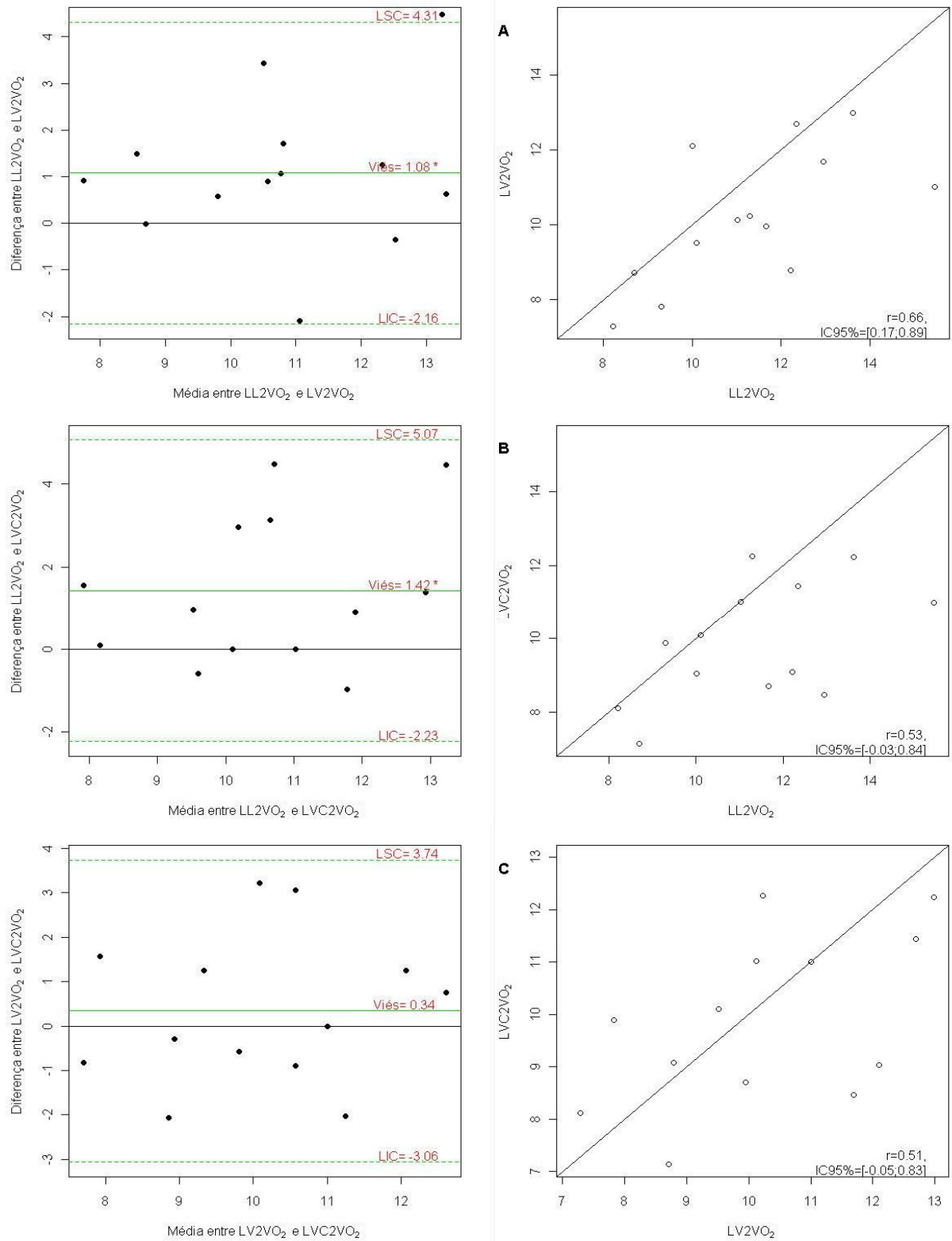
**Gráfico 07 - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson para L1 em função da carga de trabalho (kg).**



Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

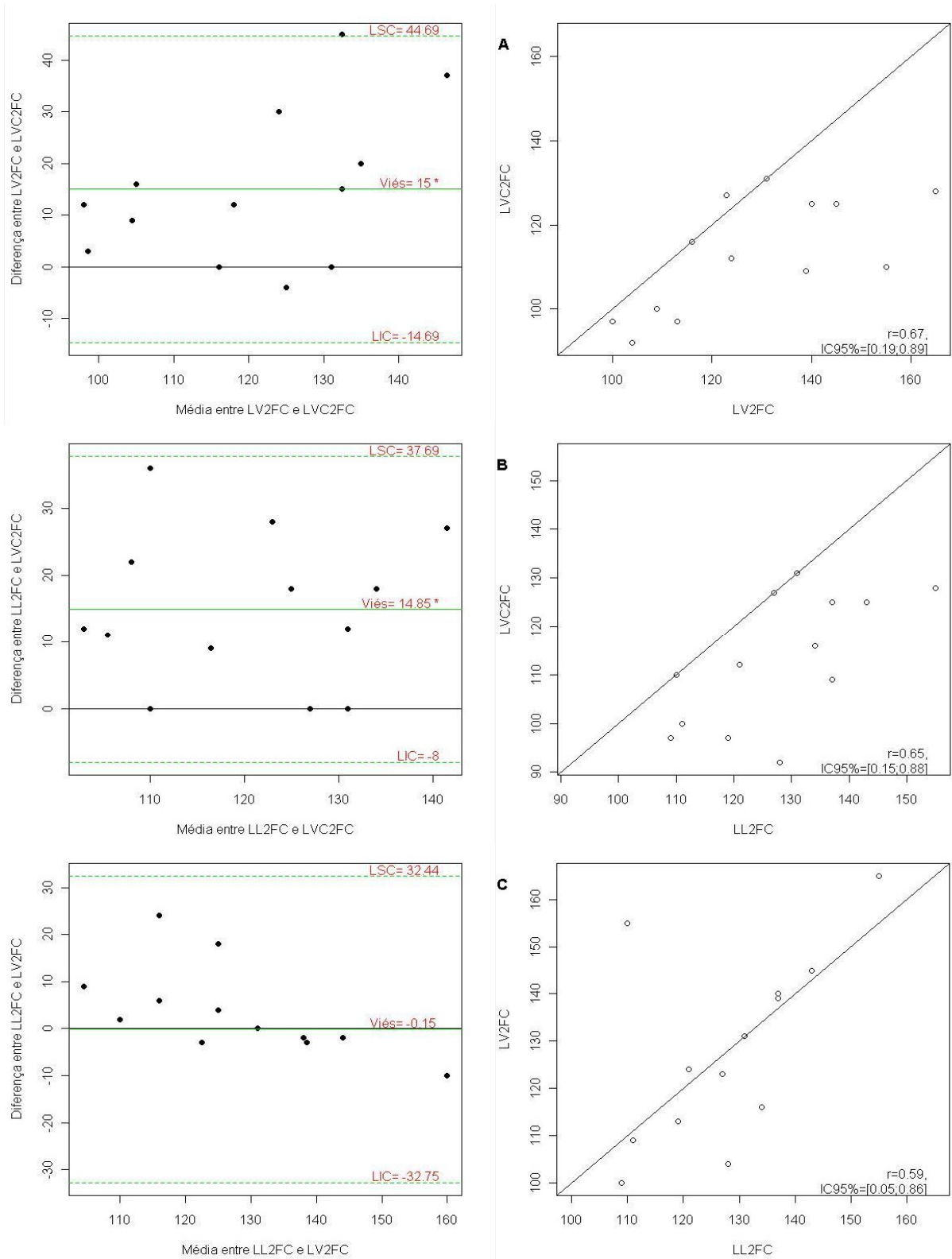
**Gráfico 08** - Grau de concordância (Bland Altman) e correlação de Pearson para L2 em função do tempo (s).





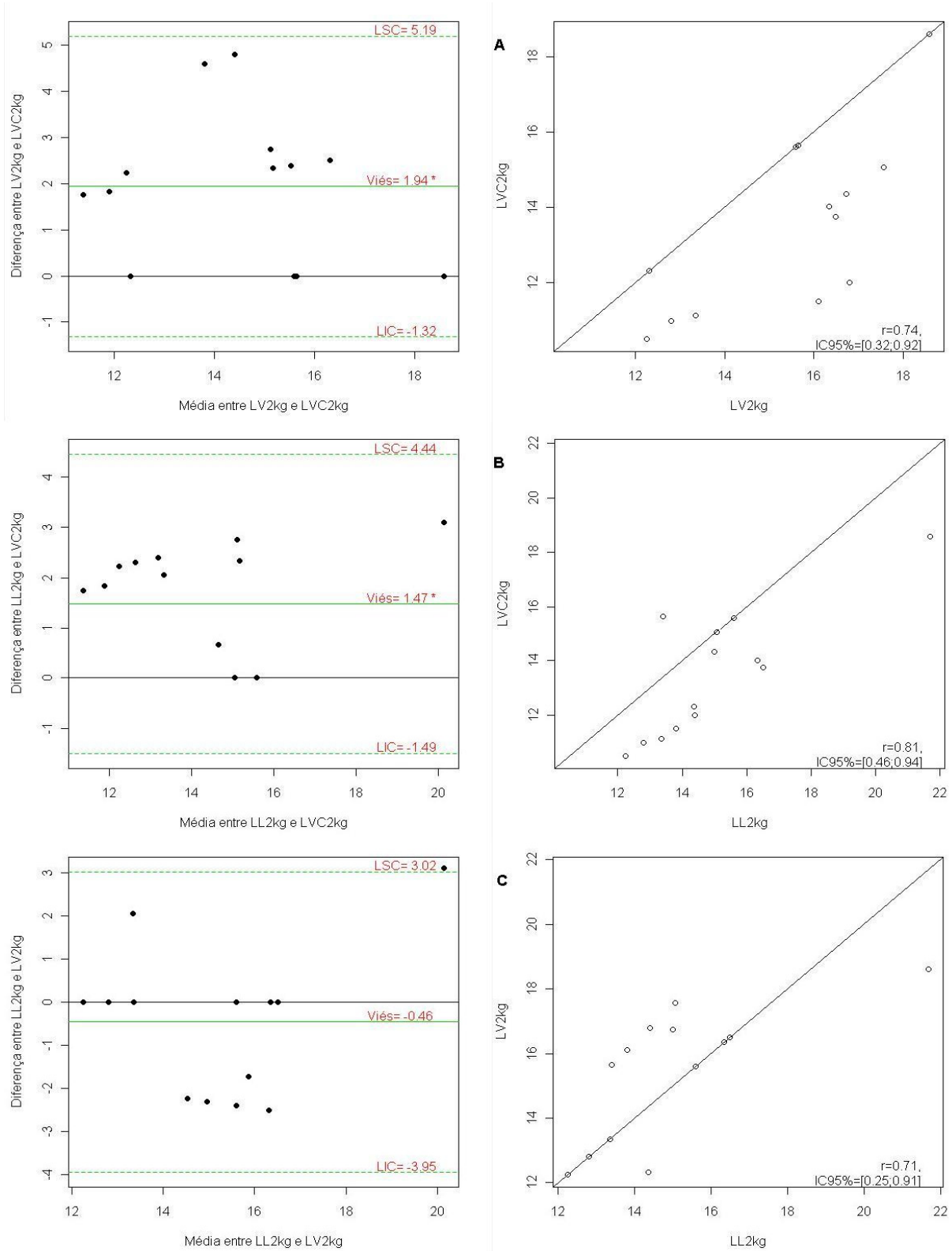
Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

**Gráfico 09** - Grau de concordância (Bland Altman) e correlação de Pearson para a determinação de L2 em função do VO<sub>2</sub> (ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>).



Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

**Gráfico 10** - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson na determinação de L2 em função da FC (bpm).



Comparações: A - lactacidemia (LL1) e ergoespirometria (LV1); B - lactacidemia (LL1) e eletromiografia (LVC1) e C - ergoespirometria (LV1) e eletromiografia (LVC1).

**Gráfico 11** - Grau de concordância (Bland Altman) e Coeficiente de Correlação de Pearson para L2 em função da CT (kg).

## **CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO**

A proposta inicial deste estudo foi verificar a possibilidade de identificação de dois limiares metabólicos, ventilatórios e eletromiográficos de superfície durante um protocolo incremental de exercício resistido (ER) de rosca bíceps barra reta. Os limiares apresentam grande consideração no âmbito das ciências do esporte por expressarem o estresse fisiológico, retratando os mecanismos associados à fadiga (RIBEIRO, 1995; DENADAI, 2000 e MARQUEZI, 2006). As pesquisas existentes em relação aos limiares são aplicadas predominantemente durante exercícios considerados aeróbios, ou seja, de longa duração (natação, corrida, ciclismo, remo, etc). Entretanto, o conteúdo literário referente aos limiares nos ER é escasso.

Como esse tipo de análise é recente e, portanto, conta com poucos recursos literários, viu-se a necessidade de adotar um protocolo de ER, porém que se desenvolvesse de forma crescente possibilitando a identificação das alterações bioquímicas, fisiológicas e biomecânicas decorrentes das fases do exercício. Neste sentido foram considerados estudos com protocolos de exercícios aeróbios, resistido isométrico e isotônico. Não obstante, os estudos desenvolvidos com base nos exercícios aeróbios foram relacionados somente para sustentar as evidências relativas às mudanças nos comportamentos das variáveis fisiológicas em função da intensidade. Associações dos resultados foram discutidas somente quando os protocolos utilizados foram do tipo escalonado e desenvolvidos durante a execução de exercícios resistidos.

### **5.1.0 - Panorama da pesquisa**

Com a análise visual gráfica, dois pontos de mudança no comportamento da curva em função do tempo foram identificados em todos os métodos propostos (lactacidemia - LL, ergoespirometria - LV e eletromiografia - LVC). Somente em um sujeito não foi possível identificar o LL2. Os resultados (média e desvio padrão) de todos os limiares em termos relativos e absoluto estão relacionados nas Tabelas 3 e 4.

### **5.1.1 - Contextualização com os exercícios aeróbios**

O panorama dos limiares em protocolos de rampa demonstra semelhanças em relação aos resultados deste estudo. Estes abrangem métodos tradicionais (lactacidemia e ergoespirometria) e também a eletromiografia, variando em função do RMS, FM e da VC.

Diversos são os modelos de determinação dos limiares empregados. Camata *et al.* (2008) verificaram, por inspeção visual, a existência de um ponto de mudança no comportamento da curva dos dados ventilatórios (equivalentes de O<sub>2</sub> e de CO<sub>2</sub>) e eletromiográficos (RMS). Pozzi *et al.* (2006) em estudo com idosos identificaram a existência do limiar 1 (ventilatório e eletromiográfico) tanto aplicando dois procedimentos matemáticos (heterocedástico e Hinkley) quanto pelo método visual gráfico. Hug *et al.* (2006) também identificaram um ponto de quebra do comportamento do RMS em função da potência utilizando o modelo da regressão linear. Este ponto de quebra ocorreu entre 75% e 80% da potência máxima. Os autores sugerem que esta intensidade está de acordo com as detectadas em LV2. Discutiram ainda que a determinação dos dois limiares pode ser protocolo dependente, ou seja, a intensidade imposta pode ser maior que a necessária para evidenciar os limiares.

Em 1999, Lucía *et al.* constataram a presença dos limiares na ergoespirometria, lactacidemia e também na eletromiografia (RMS) e os limiares foram identificados por cálculos matemáticos (regressão linear). Camic *et al.* (2010) encontraram dois pontos de transição do sinal mioelétrico, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, tendo utilizado regressão linear e V-Slope. McDonald *et al.* (2008) constataram o ponto de mudança no sinal eletromiográfico em função do RMS e da VC o qual definiram como LEMGS1. Além disso, encontraram correlações positivas e significativas entre eles. Loss *et al.* (2008) encontraram o LEMGS1 (RMS) bem como o LL1, obtidos por procedimentos matemáticos. O mesmo ocorreu no estudo de Kendall *et al.* (2010) que também identificaram os limiares ventilatório e eletromiográfico na perspectiva de estimar o LV1 empregando fórmula matemática aos dados eletromiográficos.

### **5.1.2 - Contextualização com os exercícios resistidos**

#### **Problemática literária**

Foram enfrentadas dificuldades para relacionar os parâmetros estudados com os explorados na literatura. Isto ocorreu devido à existência de ampla diversidade conceitual referente aos limiares metabólicos. Além do mais, diversos procedimentos de determinação parecem ser aplicados indiscriminadamente. Muitas vezes, a falta de posicionamento preciso quanto ao limiar referido causava incerteza na comparação dos dados entre os estudos. Por causa disso, optou-se por buscar um posicionamento

a cada estudo referenciado. Para isso, foram considerados a revisão bibliográfica reportada, a metodologia aplicada na determinação dos limiares e os resultados apresentados pelos autores.

Outra dificuldade reconhecida foi a de encontrar estudos que retratassem os limiares em relação a variáveis fisiológicas que expressam as adaptações agudas do organismo durante o exercício, tais como frequência cardíaca (FC), velocidade de condução do impulso nervoso (VC) e consumo de oxigênio ( $VO_2$ ). A variável mais comumente usada foi a carga de trabalho ou potência (AGOSTINI 2000; FONTANA 2003; BARROS *et al.*, 2004; OLIVEIRA *et al.*, 2006).

### **Isométricos**

Alguns estudos foram desenvolvidos durante exercícios resistidos do tipo isométrico crescentes. Neles a utilização do modelo da regressão linear para identificar os limiares eletromiográficos é predominante. Ao contrário do presente estudo, Hug *et al.* (2009) não evidenciaram a presença do LEMGS1 durante a flexão do cotovelo. Isto pode ter ocorrido em função do protocolo adotado, onde o intervalo de recuperação foi de dez minutos. Esse tempo pode ter proporcionado uma recuperação tal que a série subsequente não provocou sobreposição de fadiga. Este fator parece ter sido o diferencial no estudo de Aguiar *et al.* (2010), que assim como no presente estudo, o tempo de recuperação foi somente de dois minutos. Em seu estudo Aguiar *et al.* (2010) identificaram o LL1 e LEMGS1 (RMA e FMd) durante um exercício resistido isométrico no leg press 45°. O mesmo ocorreu no estudo de Hendrix *et al.* (2009) em termos de RMS e FM durante extensão de joelho. Além disso, Housh *et al.* (2010) demonstraram existir o LEMGS1 para o RMS, FM e FMd durante a rosca bíceps.

Esses achados reforçam a associação com os resultados apresentados na presente pesquisa, pois demonstram a possibilidade de identificar o LEMGS1 em ER (contrações isométricas), para exercícios de membros superiores e inferiores, independente de serem uni ou multiarticulares. Entretanto, ressalta-se a importância da padronização no intervalo de recuperação desse tipo de protocolo, de modo que seja priorizada a acurácia dos fenômenos fisiológicos em estudo. Propõe-se utilização de um período de um minuto, de forma que a repercussão desse intervalo seja minimizada ao mesmo tempo que possibilite a troca de cargas e coleta sanguínea.

## Isotônicos

Tanto no presente estudo como na literatura consultada, verifica-se que a determinação dos limiares metabólicos durante os exercícios resistidos dinâmicos ocorrem com a utilização de protocolos incrementais do tipo escalonado (BARROS *et al.*, 2004; FONTANA, 2004; AZEVEDO *et al.*, 2005; OLIVEIRA *et al.*, 2006; MOREIRA *et al.*, 2008).

A estrutura desses protocolos segue a mesma linha de raciocínio. O início se dá com cargas baixas, calculadas em termos percentuais em função de 1RM. Periodicamente ocorre aumento gradual das cargas havendo intervalos de recuperação entre uma série e outra. Assim, o que varia são os percentuais adotados para cada ciclo de contração, o tempo de cada série, a velocidade de execução e a duração do descanso. As pesquisas encontradas evidenciaram mudanças no comportamento das variáveis em estudo.

Barros *et al.* (2004) determinaram o LL1 por meio do quociente de lactato, em exercício resistido durante rosca bíceps e *leg press*. No caso dos sujeitos treinados o LL1 para o *leg press* ocorreu a 32,2%1RM (173,0 kg) e para rosca bíceps a 32,2%1RM (18,7 kg). Nos sujeitos não treinados o LL1 no *leg press* ocorreu a 28,0%1RM (84,1 kg) e na rosca bíceps a 28,9%1RM (10,8 kg). No estudo de Azevedo *et al.* (2005) o LL1 na rosca bíceps foi de 28,3%1RM enquanto que na mesa flexora foi 26,7%1RM. No presente estudo o LL1 ocorreu em carga menor, 21,5%1RM. Esta diferença pode estar associada ao tempo de treinamento dos voluntários da pesquisa visto que, no estudo de Barros *et al.* (2004) foi relatado que os sujeitos treinados tinham em torno de 3,5 anos de experiência e no estudo de Azevedo *et al.* (2005) mais de 2 anos. No nosso caso os participantes poderiam ter três meses de experiência. Neste sentido é provável que o tempo de treinamento tenha influenciado o LL1, ou seja, os sujeitos mais treinados foram capazes de prolongar o provimento aeróbio da atividade nos ER isotônicos.

O maior índice encontrado até o momento foi o apresentado no estudo de Rafo *et al.* (2008), 40%1RM durante a execução do supino reto. Nesse caso, ao considerar o valor de lactato sanguíneo no limiar apresentado (5,9 mM), entende-se que se refere ao LL2. Em termos de FC o LL2 ocorreu em média a 128 bpm. No entanto, quanto ao %1RM as pesquisas não apresentam consenso. O tempo de treinamento possivelmente retardou o LL2, pois no estudo de Rafo *et al.* (2008) os voluntários tinham em média 4 anos de treinamento. Curiosamente, em termos de FC, os LL1

foram similares. Isso pode ser explicado pelo princípio da adaptação ao treinamento uma vez que os sujeitos mais treinados tornam-se mais eficientes por conseguirem realizar maior trabalho induzindo uma menor sobrecarga ao sistema cardiovascular (McARDLE *et al.*, 2003; WASSERMAN *et al.*, 2005).

Moreira *et al.* (2008) constataram a presença de um limiar durante ER dinâmico incremental através da análise do comportamento do lactato e da glicose em sujeitos com diabetes tipo II, aplicando polinômio do segundo grau. Em termos de lactato o limiar ocorreu em média a 31,0%1RM e o de glicemia a 32,1% ambos para o exercício de *leg press*. Considerando o supino reto o limiar em termos de lactato foi de 29,9%1RM e glicêmico de 32,1%1RM. Com base nas definições de limiar encontradas no estudo de Moreira *et al.* (2008) o limiar encontrado se refere a LL2 (L2). Sendo assim, estes resultados concordam com nossos dados, uma vez que em média o LL2 ocorreu a 32,1%1RM.

Em estudo similar com sujeitos treinados Oliveira *et al.* (2006) encontraram o LL a 36,6%1RM para *leg press* e 32,9%1RM para limiar glicêmico. Os autores avaliaram também para o exercício de rosca bíceps e encontraram o LL a 31,2%1RM e limiar glicêmico a 31,2%1RM. A inspeção visual gráfica foi utilizada. Considerando a definição explorada pelos autores, aumento abrupto e exponencial da curva do lactato, entende-se que se refere a LL2, e para o limiar glicêmico foi considerado o ponto mais baixo da curva. Mediante as considerações apresentadas, entende-se que nossos resultados são semelhantes aos de Oliveira *et al.* (2006) para LV2 em 32,1%1RM.

Lamonier *et al.* (2006), estudando portadores de poliomielite, encontraram o LL1 a 30%1RM (supino reto). Este resultado difere dos nossos achados em termos relativos, pois no nosso caso o LL1 ocorreu a 21,5%1RM. É possível que isso tenha ocorrido devido à diferença amostral, pois na pesquisa referenciada os sujeitos eram atletas de outras modalidades desportivas além de praticarem musculação.

Fontana (2003) identificou o LL1 e LV1 durante exercício de rosca bíceps e *leg pres*, antes e após oito semanas de treinamento resistido com e sem suplementação (creatina ou glutamina). Considerando somente o estado da pré-intervenção o LL1 ocorreu a 27,5%1RM (11,0 kg), e o LV1 a 27%1RM (10,8 kg) para rosca bíceps. No *leg press* o LL1 ocorreu a 27,8%1RM e LV1 a 27,1%1RM. Na situação pós-intervenção, toda a amostra sofreu influência do treinamento resistido administrado e da suplementação. No exercício de braço o LL1 ocorreu a 26,5%1RM (11,4 kg) e o LV1 a 25,8%1RM (11,1 kg). Já no de perna o LL1 e o LV1 ocorreram a 28,8%1RM.



Considerando o estudo de Fontana (2003), observou-se concordância com nossos dados em termos absolutos no exercício de braço. Em termos relativos essa concordância ocorreu somente para LV1. Pode ser que o LL1 seja mais sensível ao estado de treinamento do que o LV1, pois o grupo de sujeitos utilizados no nosso estudo foi em média, mais forte (1RM = 46,9 kg) comparado aos estudados por Fontana (39,9 kg). Assim, se o LL1 relativo foi em média inferior para o grupo dessa pesquisa, e o limiar absoluto foi equivalente, pode significar que o grupo do estudo de referência é mais resistente aos processos fatigantes. No exercício de perna houve concordância na determinação de LV1 no caso da pré-intervenção e em termos relativos (%1RM). Esses resultados sugerem que o treinamento sistematizado e o emprego de recursos ergogênicos possam proporcionar aumentos dos limiares estudados.

## **5.2 - Comportamento dos limiares nos diferentes métodos aplicados**

Em todas as variáveis estudadas o primeiro e o segundo limiares (LV1 e LV2) ventilatórios ocorreram com atraso em relação aos demais métodos empregados.

No primeiro limiar observou-se que LL1 correu previamente em todas as variáveis de estudo. Além disso, o LVC1 esteve mais próximo do LL1 comparado a LV1. Esses achados levam a crer que o progresso da fadiga local reflete mais rapidamente na resposta sanguínea (LL1) do que na ventilação (LV1) e eletromiográfica (LVC1) até meados do segundo limiar. Isso pode ser explicado porque os sistemas neuromuscular e respiratório promovem adaptações fisiológicas após sofrerem modulações provenientes das células ativas. Além do mais, as respostas musculares parecem ser mais rápidas comparadas às ventilatórias, provavelmente porque o estado iônico da membrana celular seja capaz de causar alterações rápidas no potencial de ação, a exemplo, uma redução na VC devido aumento nas concentrações de ácido láctico, acúmulo de fosfato inorgânico (Pi) e/ou de amônia (NH<sub>4</sub><sup>+</sup>) (BRODY *et al.*, 1991; BONATO *et al.*, 2001). Camata *et al.* (2008) explicaram que as vias aferentes III e IV detectam a acidose muscular e alterações nas concentrações de potássio extracelular (potencial de ação) encaminhando as informações aos centros corticais superiores. Com isso, os neurônios respiratórios são estimulados induzindo alterações ventilatórias identificadas pela ergoespirometria. Outro fator associado é que as aferências III e IV exercem efeito inibitório nos motoneurônios alfa, causando variações nas atividades das fibras de contração lenta (oxidativas), permitindo a sobreposição das fibras de contração rápida (glicolíticas) (HUG *et al.*, 2006).

No L2 observou-se uma mudança desse comportamento em que o LVC ocorreu mais cedo e o LV2 ocorreu mais próximo do LL1. A literatura reporta que em ER com contrações em torno de 30%1RM (como é o caso) ocorre um colapso dos vasos sanguíneos que irrigam os músculos envolvidos na tarefa (BARROS *et al.*, 2004; AZEVEDO *et al.*, 2005). Tal fenômeno pode explicar a sequência encontrada entre os métodos na determinação do L2. Com a falta de perfusão muscular ocorreria um atraso na saída de lactato da célula, bem como um pequeno retardo do acúmulo de lactato sanguíneo. Isto explicaria o atraso na estimulação dos quimioceptores (sensíveis às alterações de pressão de CO<sub>2</sub>, [K<sup>+</sup>] e pH), dos centros respiratórios e consequentemente das adaptações ventilatórias, uma vez que, segundo Neder & Nery (2003), Wasserman *et al.* (2005) e Camici *et al.* (2010), estes fenômenos parecem estar interligados. A dificuldade na eliminação da acidose celular através da circulação sanguínea pode explicar também a identificação antecipada do LVC1, pois ocorre aumento da velocidade de acúmulo dos metabólitos que possivelmente incidem na mudança do comportamento do sinal eletromiográfico (CAMICI *et al.*, 2010; HANON *et al.*, 1997).

### **5.3 - Análise de concordância entre os métodos**

A concordância entre os métodos é esperada devido à integração dos sistemas neuromuscular, cardiovascular e respiratório (engrenagens de Wasserman). O aumento progressivo da intensidade do exercício incorre na redução da oferta de oxigênio, na oferta de ATP e na atividade das fibras de contração lenta oxidativas (I). Gradativamente a tarefa passa a ser suplementada pela via glicolítica láctica bem como pelas fibras glicolíticas (IIa e IIb). Na análise do comportamento lactacidêmico e ventilatório, esse momento de transição é pontual e definido, são os limiares de lactato 1 e ventilatório 1, respectivamente (WASSERMAN *et al.*, 2005; KINDERMAN *et al.*, 1979).

Como a eletromiografia de superfície proporciona a análise da atividade neuromuscular, entende-se que neste momento ocorre mudança no comportamento do sinal em virtude de alterações quanto ao tipo de unidades motoras que suplementam as fatigadas, bem como das fibras musculares que elas inervam (WALKELING *et al.*, 2007). Como as características morfofisiológicas destas estruturas (anaeróbias) são diferentes das mobilizadas no período inicial da tarefa (aeróbias), as características das variáveis eletromiográficas associadas também são diferentes. A

velocidade de condução, o nível de integração das unidades motoras, a frequência de disparo das fibras e o número de unidades motoras ativas também variam de acordo com a intensidade do exercício (MERLETTI & PARKER, 2004). Sendo assim, no momento em que ocorre o L1 e LV1 é esperado que as variáveis eletromiográficas também possam retratar essas alterações interligadas fornecendo um novo parâmetro, o limiar eletromiográfico 1. Esse mesmo raciocínio é empregado na perspectiva de determinação do segundo limiar eletromiográfico, com a diferença que neste momento a máxima capacidade glicolítica láctica é atingida. Por isso, estima-se que haja coincidência entre LL2, LV2 e LEMGS2 (LÚCIA *et al.*, 1999; POZZI *et al.*, 2006; KENDAL *et al.*, 2010; AGUIAR *et al.*, 2010).

A análise de variância demonstrou não existirem diferenças significativas entre os três métodos (L1), quando comparados em termos de consumo de oxigênio relativo (Tabela 5). O nível de concordância entre estes foi confirmado pela análise de Bland-Altman (Gráficos 5). Entretanto, as relações entre LL1 e LVC1 foram mais expressivas, evidenciada por apresentar concordância em todas as variáveis do estudo (Tabela 7). De acordo com Wasserman *et al.* (2005), a evidência do mecanismo de feedback relativo ao aumento de metabólitos celulares em função da estimulação das vias motoras aferentes III e IV e ajustes ventilatórios ocorre somente em intensidade acima do L1. Isso poderia justificar a menor relação encontrada entre LL1 e LV1 em detrimento da relação confirmada entre LL1 e LVC1 (Tabela 7). Os resultados sobre o L2 confirmam a proposição de Wasserman *et al.* (2005), uma vez que o pareamento de Bonferroni possibilitou a identificação de equivalência somente entre o LL2 e LV2 para todas as variáveis (Tabela 8).

Em relação aos exercícios aeróbios, a determinação dos limiares lactacidêmicos e ergoespirométricos é bem documentada (KINDERMAN *et al.*, 1979; McARDLE, 2000; WASSERMAN *et al.*, 2005; SIMÕES *et al.*, 2005). Mas a eletromiografia ainda vem recebendo aceitação como método válido na determinação dos dois limiares.

Em estudo com ciclistas de elite, Pereira *et al.* (2009) encontraram diferenças significativas entre os limiares eletromiográficos identificados em função da VC e os LV1 e LV2 obtidos em relação ao tempo. Procedimentos matemáticos foram utilizados como modelo de determinação dos limiares. Esses achados concordam com os dados do presente estudo, visto que em termos de tempo, os limiares ventilatórios e eletromiográficos não foram correspondentes entre si. No entanto, a comparação entre eletromiografia e lactacidemia na relação temporal, mostrou não apresentar diferenças

significativas entre os métodos (Tabelas 7 e 8). Além do mais, no que se refere a L1 os métodos foram concordantes. Desta forma, entende-se que existe maior relação temporal entre os métodos eletromiografia e lactacidemia do que eletromiografia e ergoespirometria.

Camata *et al.* (2008) verificaram a equivalência entre diferentes métodos de determinação do L1 em exercício aeróbio (ergoespirometria e eletromiografia - RMS) em 13 ciclistas amadores utilizando teste de rampa em cicloergometro. Os autores utilizaram o método visual para determinar o LV1 e LEMGS1 (RMS) em termos de carga de trabalho (watts). Não foram encontradas diferenças significativas entre os métodos e eles foram considerados concordantes pela proposta de Bland-Altman. Já os nossos dados com exercício resistido em termos de carga de trabalho os métodos LV1 e LVC1 não apresentaram concordância entre si (Gráfico 7).

Pozzi *et al.* (2006) encontraram correlação considerável entre LV1 visual e LEMGS1 (RMS) pelo modelo matemático Heterocedástico ( $r=0,68$ ) durante cicloergometro em idosos, contudo a significância mostrou que os métodos não foram considerados equivalentes ( $p=0,041$  para  $p<0,05$  por post hoc de Dunn). Quando expresso em FC e  $VO_2$  tais resultados não concordam com os nossos achados, pois os testes de significância (Bonferroni) mostraram que o LV1 e LVC1 não apresentam diferenças significativas (Tabela 7). Entretanto, a concordância entre os métodos foi confirmada somente em termos de  $VO_2$ . É importante ressaltar que no presente estudo a eletromiografia foi analisada por meio da VC, sendo consideravelmente mais adequada por ser um estimador matemático mais sensível aos processos fatigantes, que apresenta alta confiabilidade e coeficiente de correlação com a fadiga e que não sofre tanta influencia de ruídos, volume condutor, posicionamento dos eletrodos como o RMS (MERLETTE & PARKER, 2004; SALOMONI *et al.*, 2007; SOARES).

Numa outra análise, observou-se que Mello *et al.* (2006) e Camic *et al.* (2010) encontraram correlações significativas entre os limiares ventilatórios e eletromiográficos. O primeiro grupo de autores utilizou a FM para estudar a eletromiografia já o segundo o fizeram por meio do RMS. Hug *et al.* (2003) encontrou, durante teste incremental em cicloergometro, dois pontos de quebra no comportamento do RMS, um abaixo do LV1 e outro coincidente com o ponto de compensação respiratória (LV2). Esses achados se assemelham aos nossos onde os métodos não apresentaram diferenças significativas em termos de consumo de oxigênio e foram concordantes para os dois limiares (Gráficos 5 e 9). Em cada um destes estudos, um estimador matemático diferente foi empregado para avaliar o

comportamento EMGS. Mas todos eles foram confrontados com os limiares obtidos por meio da ergoespirometria, então é possível que exista concordância também entre os limiares 1 e 2 determinados por estes três estimadores matemáticos citados. Com isto faz-se necessário que mais estudos com este objetivo sejam desenvolvidos de forma que esclareçam melhor a representatividade de tais estimadores no âmbito da identificação dos limiares metabólicos.

Lucía *et al.* (1999) estudaram a validade e a confiabilidade da EMGS por meio do RMS na determinação dos limiares em ciclistas. Não foram encontradas diferenças significativas entre os métodos da lactacidemia e ergoespirometria e eletromiografia. Com o modelo apresentado por Bland & Altman (1986) os autores concluíram que os métodos foram concordantes. As análises de variância do nosso estudo indicam similaridade com o estudo referido em termos de  $VO_2$  exceto para LL2 x LVC2 que apresentaram valor limítrofe de significância ( $P=0,49$ ) (Tabela 7 e 8). Possivelmente um “n” amostral maior poderá esclarecer melhor esta situação. Em termos de FC nossos resultados foram concordantes com os relatados por Lucía *et al.* (1999) no que se refere somente a L1 (Tabela 7). Considerando L2 essa concordância só não foi aceita para a eletromiografia quando comparada aos dois outros métodos, exceto na análise em função do tempo (Tabela 8).

Housh *et al.* (2010) encontraram maior correlação entre os métodos eletromiografia (FM) e ergoespirometria no L2 quando comparados a L1. Apesar disso, em ambos os casos não houve diferenças significativas. Considerando o consumo de oxigênio, nossos resultados são semelhantes aos de Housh *et al.* (2010). Esses autores discutiram ainda a possibilidade desses métodos estarem atrelados a uma resposta fisiológica comum, por exemplo, sinalizações movidas em função de aumentos na concentração de potássio intersticial e/ou arterial.

Camic *et al.* (2010) aplicou um protocolo de rampa em cicloergometro com a finalidade de determinar capacidade de trabalho físico no limiar de fadiga EMGS (PWCFT amplitude) em termos de frequência média (MPFFT), LV1 e LV2. Eles utilizaram regressão linear e V-Slope. Os valores médios encontrados por eles em termos de  $VO_2$  absoluto foram de 2,4 e 3,1  $L \cdot min^{-1}$  para LV1 e LV2, respectivamente, ao passo que em nosso estudo foi encontrado 0,73 e 0,77  $L \cdot min^{-1}$  para LV1 e LV2. Essa diferença pode ser atribuída à quantidade de massa muscular ativa, visto que o exercício de rosca bíceps mobiliza somente os músculos envolvidos na articulação do cotovelo. Ou seja, quanto menor o tecido muscular ativo menor será o consumo de

oxigênio absoluto nos dois limiares. Deve-se ressaltar ainda que há influência das modalidades estudadas (cicloergômetro e exercícios resistidos).

Após intensa busca em bases de dados (MEDLINE, LILACS, SCIELO, SPRINGER E BIO MED CENTRAL) detectou-se a presença de poucos trabalhos referentes a esse tipo de análise, em torno de 10 estudos somente (alguns com exercícios isométricos e nenhum com os três métodos). Dentre esses, poucos estão apresentados em arquivos científicos conceituados. Também parece não haver um consenso metodológico em termos de protocolo de teste e de modelo de determinação dos limiares. Contudo, existe concordância de que os limiares determinados por meio das três análises em estudo são relevantes e apresentam relações consideráveis (AGUIAR *et al.*, 2010; AZEVEDO *et al.*, 2005; BARROS *et al.*, 2004; OLIVEIRA *et al.*, 2006 & MOREIRA *et al.*, 2008). Fica evidente a necessidade de se desenvolver estudos que explorem melhor os fenômenos fisiológicos, bioquímicos e biomecânicos associados aos movimentos (Isométrico e isotônico), aos tipos de exercícios (mono ou multiarticulares) e aos métodos empregados. Além da padronização dos modelos utilizados na determinação dos limiares nos três métodos e de mais estudos que esclareçam a repercussão de cada um.

Fontana (2003) relatou correspondência entre LL1 e LV1 durante a realização dos exercícios de *leg press* e rosca bíceps (protocolo semelhante ao nosso). Os resultados demonstraram que os métodos apresentaram correlação alta quando comparados em termos de carga de trabalho (relativa e absoluta). Diferentemente, nossos resultados demonstraram que a CT parece não ser uma variável homogênea entre LL1 e LV1. Mas pode ser uma variável confiável na determinação do LL1 quando da eletromiografia (VC) (Tabela 7). Ao contrário, os LL1 e LV1 não foram diferentes e apresentaram-se concordantes quando expressos em termos de  $VO_2$  (Tabela 7 e Gráfico 5).

#### **5.4 - Validação das metodologias**

A perspectiva de utilização da eletromiografia como instrumentação válida na determinação dos limiares metabólicos vem sendo alvo de estudos, tanto para os exercícios aeróbios quanto os anaeróbios (CAMATA *et al.*, 2008; POZZI *et al.*, 2006; AGUIAR *et al.*, 2010). Isto se deve à possibilidade de investigar os fenômenos bioquímicos, fisiológicos e biomecânicos sob o ponto de vista neuromotor sem que para isso seja necessária a aplicação de testes invasivos. A instrumentação empregada neste tipo de análise requer menor custo operacional e causa menor

desconforto que a opção atual não invasiva (ergoespirometria). Além disso, apresenta a característica de ser portátil. Houst *et al.* (2010) concluíram que a EMGSS em termos de FMd pode ser um método não-invasivo válido na determinação do limiar anaeróbio, bem como para examinar os efeitos das intervenções sobre a velocidade de condução e na forma do potencial de ação. Oliveira *et al.* (2005) propôs que a EMGS pode ser método válido na determinação do limiar anaeróbio. O mesmo foi confirmado por Loss *et al.* (2008) em termos de potência no limiar de lactato para ciclistas amadores.

Diante do levantamento bibliográfico realizado neste estudo, este é o primeiro relatório a estudar a validade da EMGSS de arranjos lineares como instrumentação útil na determinação dos limiares em ER. Mediante o panorama apresentado e considerando as associações relativas aos exercícios cíclicos aeróbios, resistidos isométricos e isotônicos, verificou-se que a eletromiografia é uma instrumentação útil na avaliação dos limiares 1 e 2 aeróbio e frente aos ER de rosca bíceps barra reta.

Para o protocolo em questão, a eletromiografia (em termos de VC) é uma instrumentação válida quando expressa a determinação de L1 em termos de tempo,  $VO_2$ , FC e CT, já que não apresentou diferenças significativas e mostrou-se concordante com o método padrão ouro (lactacidemia). Considerando os mesmos critérios a ergoespirometria apresentou validade em relação à lactacidemia somente quando L1 for expresso em termos de  $VO_2$ .

Ainda considerando o protocolo desenvolvido por esse estudo, a eletromiografia não pode ser considerada um método válido na determinação de L2, pois não foi possível encontrar significância e concordância em relação à lactacidemia em nenhuma das variáveis consideradas. No entanto, o LVC2 foi similar ao LV2 quando expresso em termos de consumo de oxigênio. A ergoespirometria foi considerada um método de instrumentação válido na determinação de L2, quando L2 for expresso em termos de tempo, FC e CT, pois não apresentou diferenças significativas e ainda mostrou-se concordante com o método padrão ouro (lactacidemia).

### **5.5 – Considerações acerca dos limiares em termos de FC e $VO_2$ relativo**

A importância em relacionar os dois limiares sob o ponto de vista do consumo de oxigênio e da frequência cardíaca e não somente em termos de carga de trabalho, esta na relação existente entre esses parâmetros e os fenômenos associados aos limiares. O ponto chave responsável por desencadear as adaptações metabólicas que definem os dois limiares é a disponibilidade e a eficiência na utilização de  $O_2$ . Essas

condições acionam refinadas adaptações cardiorrespiratórias com o objetivo de manter a homeostase, ou seja, o equilíbrio entre respiração celular e respiração sistêmica WASSERMAN *et al.*, 2005). Considerando-se os três métodos adotados, o primeiro limiar ocorreu em média aos 9,13 ml.kg.<sup>-1</sup>min.<sup>-1</sup> e o segundo aos 10,47 ml.kg.<sup>-1</sup>min.<sup>-1</sup>. A pequena variação no consumo de oxigênio entre os limiares 1 e 2 pode estar relacionada a especificidade da tarefa. O período decorrido entre o primeiro e segundo limiar (contribuição crescente da via glicolítica láctica e decrescente da aeróbia) parece ser menor nos ER do que o esperado para os exercícios cíclicos aeróbios. É possível que o recrutamento localizado das fibras musculares envolvidas na flexão do cotovelo esteja influenciando para que ocorra uma aceleração na transição das vias energéticas, ocasionando uma formação acelerada dos produtos metabólicos associados ao desenvolvimento da fadiga.

O primeiro limiar em termos de FC para os três métodos empregados deu-se em média aos 103bpm e o segundo aos 120bpm. Wasserman *et al.* (2005) argumenta que até meados do limiar anaeróbio (L1) as concentrações das catecolaminas circulantes (epinefrina e norepinefrina) são mantidas constantes. A partir desse ponto (L1), ocorre aumento dos mesmos podendo representar um mecanismo de compensação cardiovascular ao estresse anaeróbio. Essa compensação cardio-endócrina adicionada à modulação positiva que a FC sofre em relação à produção aumentada de H<sup>+</sup> e CO<sub>2</sub> sanguíneo, pode explicar a variação de 17bpm entre o primeiro e segundo limiar. A avaliação dos dois limiares em função da FC pode ser um mecanismo alternativo e acessível, de avaliação não somente da fadiga muscular, mas também da função cardíaca. O débito cardíaco aumenta em função do exercício (principalmente devido a aumentos da FC) para suprir a atividade metabólica muscular. Dessa forma, é possível estudar a saúde cardiovascular de forma individualizada também nos ER, pela observação do trabalho cardíaco nos dois limiares. Para tanto, é necessário que maiores estudos sejam desenvolvidos, e em populações diversificadas, de forma que comportamento da FC nos limiares 1 e 2 sejam conhecidos podendo se tornar parâmetros de avaliação e prescrição da função cardíaca nos ER.



## CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO

Na perspectiva de estudar os pontos de transição entre as vias metabólicas sob o ponto de vista bioquímico, fisiológico e biomecânico, três metodologias foram empregadas simultaneamente (lactacidemia, ergoespirometria e eletromiografia) em um protocolo de exercício resistido dinâmico incremental. Resguardando as limitações impostas pelo desenho experimental, o desfecho desse estudo permitiu as conclusões explicitadas a seguir.

É possível identificar o primeiro e o segundo limiar metabólico (inspeção visual gráfica) por meio dos métodos da lactacidemia, da ergoespirometria e da eletromiografia de superfície (velocidade de condução) aplicados durante o protocolo de carga crescente com rosca bíceps. Constatou-se a necessidade de estabelecer padronização terminológica e metodológica na determinação dos mesmos.

Assim como nos exercícios cíclicos aeróbios, parece que o nível de treinamento, a especificidade da modalidade e o estado nutricional influenciam os limiares do exercício de rosca bíceps. É necessário que haja homogeneidade nas amostras para que o comportamento dos limiares nos exercícios resistidos seja amplamente esclarecido. É provável que os limiares, neste contexto, recebam consideração científica no ramo da determinação de talentos esportivos, prescrição de treinamento, caracterização de equipes desportistas de ponta e aplicação na prescrição de exercícios resistidos para cardiopatas. Mesmo assim, para que o significado e a validade dos limiares nos ER tenham aplicabilidade segura, é necessário que mais estudos sejam realizados.

Diante do levantamento bibliográfico realizado neste estudo, este é o primeiro relatório a estudar a validade da EMGS de arranjos lineares como instrumentação útil na determinação dos limiares em ER.

Ao contrario do ocorrido em L1, a eletromiografia detectou o L2 antes da lactacidemia; essa alteração sequencial pode estar relacionada à ocorrência do colabamento nos vasos sanguíneos que irrigam os músculos ativos quando o exercício atinge cerca de 30%1RM, causando atraso da saída do lactato das células.

Os resultados desta pesquisa conduzem ao entendimento de que parece haver maior relação temporal entre os métodos de eletromiografia e lactacidemia do que entre eletromiografia e ergoespirometria na identificação dos limiares.

A análise de variância demonstrou não existir diferenças significativas entre os três métodos nos ER quando comparados em termos de consumo de oxigênio relativo.

O nível de concordância entre eles foi confirmado pela análise de Bland & Altman (1986), exceto para o par LL2xLV2. A relação entre lactacidemia e eletromiografia foi mais expressiva em L1 do que em L2. Para o L2 a lactacidemia apresentou maior relação com a ergoespirometria.

A determinação do L1 em termos de frequência cardíaca mostrou-se confiável nos três métodos, sendo que entre lactacidemia e ergoespirometria essa relação foi menor. No segundo limiar essa relação foi diferente havendo concordância somente entre a lactacidemia e ergoespirometria. A EMGS, quando estudada em função da VC, mostrou ser uma técnica confiável para estimar LL1 e LL2 em função do tempo. No entanto, a referida técnica foi validada em todas as variáveis de estudo somente na determinação do primeiro limiar.

Com base nos dados do presente estudo, a ergoespirometria mostrou ser instrumentação válida somente na determinação de L2 em termos de tempo, frequência cardíaca e carga de trabalho, pois o método não diferiu significativamente e apresentou concordância com o método padrão ouro (lactacidemia).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, L.; FRANKEL, H.; GARLICK, J.; ET AL. The role of spinal cord transmission in the ventilatory response to exercise in man. **The Journal of Physiology**, v. 355, p. 85-97, 1984.

AGOSTINI, G. G. **O estudo do limiar de lactato em exercício resistido**. Tese de Mestrado. Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade de São Carlos, 2000.

AGUIAR, A. P.; OLIVEIRA, J. C.; STEFANELLI, V. C.; ET AL. Efeito do incremento de carga na resposta eletromiográfica e no lactato sanguíneo durante exercício estático. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 3, n. 2, p. 62-67, 2010.

ALLEN, D. G.; LAMB, G. D.; WESTERBLAD, H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. **Physiol Rev**, v. 88, p. 287–332, 2008.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.

ANDRADE, M. M. **Análise dos sinais eletromiográficos nos domínios do tempo, do tempo-frequência e de Wavelet da fadiga muscular em cicloergômetro**. Tese de Doutorado. Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2006.

AZEVEDO, P. H.; DEMAMPRA, T. H.; OLIVEIRA, G. P.; ET AL. Efeito de 4 semanas de treinamento resistido de alta intensidade e baixo volume na força máxima, endurance muscular e composição corporal de mulheres moderadamente treinadas. **Brazilian Journal of Biomotricity**, v. 1, n. 3, p. 76-85, 2007.

AZEVEDO, P. H.; OLIVEIRA, J. C.; AGUIAR, A. P.; ET AL. Identificação do limiar de lactato em exercício resistido: rosca bíceps e mesa flexora. **Efdeportes**, v. 10, n. 87, 2005.

AZEVEDO, P. H.; OLIVEIRA, J. C.; TAKEHARA, J. C.; BALDISSERA, V.; PEREZ, S. E. Atualidades científicas sobre a avaliação e prescrição do treinamento físico

para atletas de alta performance. **Revista Digital - Buenos Aires**, v. 12, n. 111, 2007.

BARROS, C. L.; AGOSTINI, G. G.; GARCIA, E. S.; BALDISSERA, V. Limiar de lactato em exercício resistido. **Motriz**, v. 10, n. 1, p. 31-6, 2004.

BARROS, T. L.; TEBEXRENI, A. S.; TAMBEIRO, V. L. Aplicações práticas da ergometria no atleta. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v. 11, p. 695-705, 2001.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscle Active: their functions reveal by electromyography**. p.561. Baltimore Willians & Wilkins, 1985.

BEAVER, W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 59, n. 6, p. 1936-40, 1985.

BERNE; LEVY. **Fisiologia**. 3 ed. Guanabara Koogan S. A., 1996.

BERTUZZI, R. M.; FRANCHINI, E.; KISS, M. A. Possíveis fatores participantes na fadiga aguda em exercícios físicos de longa duração: uma breve revisão. **Motriz**, v. 10, p. 45-54, 2004.

BIJKER, K. E.; DE GROOT, G.; HOLLANDER, A. P. Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 6, p. 556-61, 2002.

BINDER, R. K.; WONISCH, M.; CORRA, U.; ET AL. Methodological approach to the first and second lactate threshold in incremental cardiopulmonary exercise testing. **European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation**, v. 15, n. 6, p. 726-34, 2008.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**, v. 1, n. 8476, p. 307-10, 1986.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135-60, 1999.

BORGES, G. A.; SCHWARZTBACH, C. Idade da menarca em adolescente de Marechal Cândido Rondon - PR. **Revista Brasileira de Cieantropometria e Desempenho Humano**, v. 5, n. 2, p. 15-21, 2003.

BRODY, L. R.; POLLOCK, M. T.; ROY, S. H.; DE LUCA, C. J.; CELLI, B. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 71, n. 5, p. 1878-85, 1991.

BROOKS, G. A. Lactate doesn't necessarily cause fatigue: why are we surprised? **The Journal of Physiology**, v. 536, n. Pt 1, p. 1, 2001.

BUNC, V.; HOFMANN, P.; LEITNER, H.; GAISL, G. Verification of the heart rate threshold. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 70, n. 3, p. 263-269, 1995.

CAIRNS, S. P. Lactic acid and exercise performance : culprit or friend? **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 36, n. 4, p. 279-91, 2006.

CAMATA, T. V.; LACERDA, T. R.; ALTIMARI, L. R.; ET AL. Association between the electromyographic fatigue threshold and ventilatory threshold. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 49, n. 6-7, p. 305-10, 2009.

CAMIC, C. L.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; ET AL. An EMG frequency-based test for estimating the neuromuscular fatigue threshold during cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 2, p. 337-45, 2010.

CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F.; MELO, M. D.; ET AL. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v. 86, n. 5, p. 272-8, 2008.

CARVALHO, F. S.; TAKEUCHI, A. K.; OLIVEIRA, J. C.; ET AL. Resposta do lactato em teste crescente na leg press 45° e em esteira. In: CELAFISCS, UFSCar. São Paulo, 2003.

CHENG, B.; KUIPERS, H.; SNYDER, A. C.; ET AL. A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds. **International journal of sports medicine**, v. 13, n. 7, p. 518-22, 1992.

CHICHARRO, J. L.; PÉREZ, M.; VAQUERO, A. F.; LUCÍA, A.; LEGIDO, J. C. Lactic threshold vs ventilatory threshold during a ramp test on a cycle ergometer. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 37, n. 2, p. 117-21, 1997.

CHRISTENSEN, H.; SØGAARD, K.; JENSEN, B. R.; FINSEN, L.; SJØGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 5, n. 1, p. 27-36, 1995.

CHTARA, M.; CHAMARI, K.; CHAOUACHI, M.; ET AL. Effects of intra-session concurrent endurance and strength training sequence on aerobic performance and capacity. **British journal of sports medicine**, v. 39, n. 8, p. 555-60, 2005.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. **Spine**, v. 28, p. 282-287, 2003.

COHEN, J. **Análise do poder estatístico para as ciências comportamentais..** 2 ed. Hillsdale: Lawrence, 1988.

CONCONI, F.; FERRARI, M.; ZIGLIO, P. G.; DROGHETTI, P.; CODECA, L. Determination of the anaerobic threshold by noninvasive field test in runners. **Journal of Applied Physiology**, v. 52, n. 4, p. 869-873, 1982.

CÉESAR; CEZAR. **Biologia 2.** São Paulo: Saraiva, 2002.

DEL COSO, J.; HAMOUTI, N.; AGUADO-JIMENEZ, R.; MORA-RODRIGUEZ, R. Respiratory compensation and blood pH regulation during variable intensity exercise in trained versus untrained subjects. **European Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 1, p. 83-93, 2009.

De LUCA, CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163, 1997.

DENADAI, B. S. **Avaliação Aeróbica, determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo..** Motriz ed. Rio Claro, 2000.

DENADAI, B. S. Avaliação aeróbica: consumo máximo de oxigênio ou resposta do lactato sanguíneo? In: Denadai, B. S. Avaliação Aeróbica, determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo. In: **Motrix**. p.1-24. Rio Claro: Motrix, 2000.

DENADAI, M. L. Limiar Ventilatório. In: Denadai, B. S. Avaliação Aeróbica, determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo. In: **Motrix**. p.1-24. Rio Claro, 2000.

DIAS, R. M.; CYRINO, E. S.; SALVADOR, E. P.; ET AL. Influência do processo de familiarização para avaliação da força muscular em testes de 1-RM. **Rev. Bras. Med. Esp**, v. 11, p. 34–8, 2004.

DIMITROV, G. V.; ARABADZHIEV, T. I.; HOGREL, J. Y.; DIMITROVA, N. A. Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part II--changes in amplitude and spectral characteristics. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 1, p. 35-43, 2006.

DIMITROV, G. V.; ARABADZHIEV, T. I.; HOGREL, J.; DIMITROVA, N. A. Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part I: What do the intramuscular spike amplitude-frequency histograms reflect? **Journal of electromyography and kinesiology. Official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 18, n. 1, p. 26-34, 2008.

DUARTE, V. L.; DIAS, D. S.; MELO, H. C. Mecanismos moleculares da fadiga. **Brazilian Journal of Biomotricity**. v. 2, p. 3-38, 2008.

ERFANIAN, A.; CHIZECK, H. J.; HASHEMI, R. M. Evoked EMG in electrically stimulated muscle and mechanisms of fatigue. **Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 1, n. 3–6, p. 341–342, 1994.

FARINA, D.; ARENDT-NIELSEN, L.; MERLETTI, R.; GRAVEN-NIELSEN, T. Effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity. **Journal of Neurophysiology**, v. 91, n. 3, p. 1250-1259, 2004.

FARRELL, P. A.; WILMORE, J. H.; COYLE, E. F.; BILLING, J. E.; COSTILL, D. L. Plasma lactate accumulation and distance running performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 25, n. 10, p. 1091-1097, 1993.

FERRARA, C. M.; MCCRONE, S. H.; BRENDLE, D.; RYAN, A. S.; GOLDBERG, A. P. Metabolic effects of the addition of resistive to aerobic exercise in older men. **International journal of sport nutrition and exercise metabolism**, v. 14, n. 1, p. 73-80, 2004.

FERREIRA, A. P. **Efeitos da suplementação da creatina associada ao exercício resistido na função renal, hepática e na composição corporal**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências de Saúde, Universidade de Brasília, 2008.

FIELD, A. **Descobrimo a estatística usando o SPSS**. 2 ed., p.688. Porto Alegre: Artmed, 2009.

FINK, G. R.; ADAMS, L.; WATSON, J. D.; ET AL. Hyperpnoea during and immediately after exercise in man: evidence of motor cortical involvement. **Journal of Physiology**, v. 489, n. 3, p. 663-675, 1995.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. 2 ed. Porto Alegre: Artes Médicas Sul LTDA, 1999.

FONTANA, K. E. **Efeitos de um programa de exercícios resistidos associado à suplementação com glutamina ou creatina na composição corporal e parâmetros fisiológico**. A tese de Doutorado. Faculdade de Ciências de Saúde, Universidade de Brasília, 2003.

FONTES, E. B. **Limiar de fadiga neuromuscular determinado por diferentes períodos de análise do sinal eletromiográfico**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, 2007.

GLEESON, M.; GREENHAFF, P.; MAUGHAN, R. **Bioquímica do exercício e do treinamento**. Manole, 2000.

GOLLNICK, P. D.; BAYLY, W. M.; HODGSON, D. R. Exercise intensity, training, diet, and lactate concentration in muscle and blood. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 18, n. 3, p. 334-340, 1986.

GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. In: XI Congresso Ciências do Desporto e Educação Física dos Países de Língua



Portuguesa. p.91-93. **Anais...** São Paulo: Revista Brasileira de Educação Física, 2006.

GRASSI, B.; GLADDEN, L. B.; SAMAJA, M.; STARY, C. M.; HOGAN, M. C. Faster adjustment of O<sub>2</sub> delivery does not affect V(O<sub>2</sub>) on-kinetics in isolated in situ canine muscle. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 4, p. 1394-1403, 1998.

GRECO, C. C.; DENADAI, B. S. Efeitos do treinamento combinado de endurance e força no limiar anaeróbio de jogadores de basquetebol de 14 a 16 anos. **Motriz**, v. 12, n. 1, p. 51-58, 2006.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Fisiologia Humana e Mecanismos das Doenças..** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

HANON, C.; THEPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. **European journal of**, v. 78, n. 4, p. 315-323, 1998.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J. M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 78, n. 4, p. 315-23, 1998.

HAY, J.; REID, J. G. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano..** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1985.

HECK, H.; MADER, A.; HESS, G.; ET AL. Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. **International Journal of Sports Medicine**, v. 6, n. 3, p. 117-130, 1985.

HENDRIX, C. R.; HOUSH, T. J.; CAMIC, C. L.; ET AL. Comparing electromyographic and mechanomyographic frequency-based fatigue thresholds to critical torque during isometric forearm flexion. **Journal of neuroscience methods**, 2010.

HENDRIX, C. R.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; ET AL. A new EMG frequency-based fatigue threshold test. **Journal of neuroscience methods**, v. 181, n. 1, p. 45-51, 2009.

HIRAKATA V N; CAMEY A S. ANÁLISE DE CONCORDÂNCIA ENTRE MÉTODOS DE BLAND-ALTMAN. **Rev HCPA**, v. 29, n. 3, p. 261-268, 2009.

HIRAKATA, V. N.; CAMEY, A. S. Análise de concordância entre métodos de Bland-Altman. **Revista do Hospital de Clínicas de Porto Alegre**, v. 29, n. 3, p. 261-9, 2009.

HUG, F.; FAUCHER, M.; KIPSON, N.; JAMMES, Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 23, n. 4, p. 208-14, 2003.

HUG, F.; LAPLAUD, D.; LUCIA, A.; GRELOT, L. EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise: a pilot study. **International Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 6, p. 46-62, 2006.

HUG, F.; NORDEZ, A.; GUÉVEL, A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? **European journal of applied physiology**, v. 107, n. 2, p. 193-201, 2009.

HÄNNINEN, O.; AIRAKSINEN, O.; KARIPOHJA, M.; ET AL. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. **Biomedica Biochimica Acta**, v. 48, n. 5-6, p. 493-503, 1989.

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

JORGE, R. T.; SOUZA, M. C.; JONES, A.; ET AL. Treinamento resistido progressivo nas doenças músculo-esqueléticas crônicas. **Rev Bras Reumatol.** , v. 49, n. 6, p. 726-34, 2009.

KENDALL, K. L.; SMITH, A. E.; GRAEF, J. L.; ET AL. Validity of electromyographic fatigue threshold as a noninvasive method for tracking changes in ventilatory threshold in college-aged men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 1, p. 109-113, 2010.

KINDERMANN, W.; SIMON, G.; KEUL, J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training.

**European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 42, n. 1, p. 25-34, 1979.

KNECHTLE, B.; MÜLLER, G.; WILLMANN, F.; ET AL. Fat oxidation in men and women endurance athletes in running and cycling. **International Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 1, p. 38-44, 2004.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography**.. Boston: Noraxon EMG & Sensor Systems, 2005.

KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N.; FRY, A. C.; ET AL. Influence of resistance training volume and periodization on physiological and performance adaptations in collegiate women tennis players. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 5, p. 626-633, 2000.

LAMOUNIER, R. P.; SILVA, V. L.; NETO, A. M.; ET AL. Análise de limiar anaeróbico no exercício resistido com cargas crescentes em atleta portador de poliomielite, suplementado com creatina e maltodextrina. **Fitness & Performance Journal**, v. 2, p. 70-75, 2006.

LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.

LUCÍA, A.; SÁNCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICHARRO, J. L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. **British Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 3, p. 178-185, 1999.

MACDONALD, J. H.; FARINA, D.; MARCORA, S. M. Response of Electromyographic Variables during Incremental and Fatiguing Cycling. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 40, n. 2, p. 335-344, 2008.

MARCINIK, E. J.; POTTS, J.; SCHLABACH, G.; ET AL. Effects of strength training on lactate threshold and endurance performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 6, p. 739-743, 1991.

MARINS, J. C.; GIANNICHI, R. S. **Avaliação e Prescrição de Atividade Física, guia prático**.. Rio de Janeiro: Shape, 1996.

MARQUEZI, M. L. Bases Metabólicas do Conceito Limiar Anaeróbio. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte.**, v. 5, n. 2, p. 53 – 64, 2006.

MATEIKA, J. H.; DUFFIN, J. Coincidental changes in ventilation and electromyographic activity during consecutive incremental exercise tests. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 68, n. 1, p. 4-61, 1994.

MATEIKA, J. H.; DUFFIN, J. The ventilation, lactate and electromyographic thresholds during incremental exercise tests in normoxia, hypoxia and hyperoxia. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 69, n. 2, p. 110-8, 1994.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho humano.** 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho humano.** 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MCGINNIS, P. M. **Biomecânica do Esporte e Exercício.** Porto Alegre: Artmed, 2002.

MELLO, R. G.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Detection of the Anaerobic Threshold by Surface Electromyography. In: 28th Annual International. **Anais...** . p.6189-6192. New York, NY, 2006.

MERLETTI, R.; PARKER, P. **Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.** p.520. Hoboken: Wiley-IEEE Press, 2004.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 21, n. 3, p. 209-217, 1981.

MOLINA, E. G. **Desempenho da potência anaeróbia em atletas de elite de mountain bike submetidos à suplementação aguda com creatina.** Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília, 2006.

MOREIRA, S. R.; ARSA, G.; OLIVEIRA, H. B.; ET AL. Methods to identify the lactate and glucose thresholds during resistance exercise for individuals with type 2 diabetes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 4, p. 1108-1115, 2008.

NEDER, A. J.; NERY, L. E. **Clínica do exercício: teoria e prática..** Artes Médicas, 2003.

NICHOLSON, R. M.; SLEIVERT, G. G. Indices of lactate threshold and their relationship with 10-km running velocity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 2, p. 339-342, 2001.

OKANO, A. H. **Desempenho físico e respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femural durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas.** Dissertação de Mestrado. Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, 2004.

OKANO, A. H.; ALTIMARI, L. R.; SIMÕES, H. G.; ET AL. Comparação entre limiar anaeróbio determinado por variáveis ventilatórias e pela resposta do lactato sanguíneo em ciclistas. **Revista Brasileira de Medicina esportiva**, v. 12, n. 1, p. 39-44, 2006.

OLIVEIRA, A. S. **A eletromiografia em treinamento resistido: avaliação da fadiga muscular, adaptações e relação com parâmetros subjetivos.** Dissertação de Mestrado. Instituto de Biociência, Universidade Estadual Paulista. , 2006.

OLIVEIRA, A. S.; CARDOZO, A. C.; BARBOSA, F. S.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii: the effect of endurance time. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 47, n. 1, p. 37-42. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17375880>, 2007.

OLIVEIRA, A. S.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A. C.; BARBOSA, F. S. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii muscle during dynamic contraction. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 45, n. 3, p. 167-75. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15981689>, 2005.

OLIVEIRA, A.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.; BARBOSA, F. Exercício rosca bíceps: influência do tempo de execução e da intensidade da carga na atividade

eletromiográfica de músculos lombares. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 2, p. 170-178, 2006.

OLIVEIRA, J. C. **Utilização da lactacidemia e glicemia na determinação do limiar anaeróbio no exercício resistido**. Monografia de Especialização. Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, 2002.

OLIVEIRA, J. C.; AZEVEDO, P. H.; AGUIAR, A. P.; ET AL. Variabilidade da frequência cardíaca em exercício resistido. In: CELAFISCS, UFSCar. **Anais...** São Paulo, 2005.

OWLES, W. H. Alterations in the lactic acid content of the blood as a result of light exercise, and associated changes in the co(2)-combining power of the blood and in the alveolar co(2) pressure. **The Journal of Physiology**, v. 69, n. 2, p. 214-237, 1930.

PAAVOLAINEN, L.; HÄKKINEN, K.; HÄMÄLÄINEN, I.; NUMMELA, A.; RUSKO, H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. **Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 5, p. 1527-1533, 1999.

PAULO, H. S.; OLIVEIRA, J. C.; TAKEHARA, J. C.; BALDISSERA, V.; PEREZ, E. A. Atualidades científicas sobre a avaliação e prescrição do treinamento físico para atletas de alta performance. **Revista Digital - Buenos Aires**, v. 12, n. 111, 2007.

PEREIRA, M. C. Relação de parâmetros eletromiográficos com a transição aeróbia-anaeróbia. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília. , 2009.

PESSOTI, E. R. **Determinação do limiar de anaerobiose a partir da resposta da frequência cardíaca, da atividade mioelétrica, do consumo de oxigênio ao exercício físico dinâmico de homens de meia idade saudáveis e de hipertensos**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília, 2005.

PIRES, F. O.; SILVA, A. E.; OLIVEIRA, F. R. Diferenças na identificação dos limiares ventilatórios. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 7, n. 2, p. 20-28, 2005.

POZZI, L. G.; MELO, R. C.; QUITÉRIO, R. J.; ET AL. Determinação do limiar anaeróbico de idosos saudáveis: comparação entre diferentes métodos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n. 3, p. 333-338, 2006.

RAFO, R. M.; GIL, R. S.; VARGAS, G. B.; SILVA, G.; ALMEIDA, A. L. Resposta do Lactato Sanguíneo, Frequência Cardíaca e Percepção Subjetiva de Esforço, Durante um Teste Progressivo no Exercício. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 2, n. 8, p. 246-254, 2008.

RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 2, p. 210-221, 2005.

RIBEIRO, J. P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício: aspectos fisiológicos e metodológicos. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 64, p. 171-181, 1995.

ROGNMO, O. High-intensity aerobic exercise and cardiovascular health. Doctoral Theses. Department of Circulation and Medical Imaging, Faculty of Medicine. , 2008.

SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; DE OLIVEIRA NASCIMENTO, F. A.; DA ROCHA, A. F. Gender differences in muscle fatigue of the biceps brachii and influences of female menstrual cycle in electromyography variables. In: Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference. **Anais...** . v. 2008, p.2598-601, 2008.

SALOMONI, S.; SOARES, F. A.; NASCIMENTO, F. A.; VENEZIANO, W. H.; ROCHA, A. F. Algoritmo de Máxima Verossimilhança para a Estimação da Velocidade de Condução Média de Sinais Eletromiográficos de Superfície. **IFMBE Proceedings CLAIB**, p. 1049-1053, 2007.

SANTA-CLARA, H.; FERNHALL, B.; MENDES, M.; SARDINHA, L. B. Effect of a 1 year combined aerobic- and weight-training exercise programme on aerobic capacity and ventilatory threshold in patients suffering from coronary artery disease. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 6, p. 568-575, 2002.

SANTAREM, J. M. **Treinamento de força e potência.** In Ghorayeb, N.; Barros, T. **O exercício; preparação fisiológica, avaliação médica aspectos especiais e preventivos.** Atheneu. p.35-50. São Paulo: Atheneu, 1999.

SANTOS, E. L.; GIANNELLA-NETO, A. Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. **European Journal of Applied Physiology**, v. 93, n. 3, p. 315-324, 2004.

SENIAM. European recommendations for surface electromyography. In: H. Hermens; B. Freriks; R. Merletti; D. Stegeman; J. Blok; G. Rau; C. Klug; G. Hogg (Eds), SENIAM 8. **Roessingh Research and Development, Netherlands**, 1999.

SILVA, P.; SANTOS, P. Uma revisão sobre alguns parâmetros de avaliação metabólica, ergometria, VO<sub>2</sub>max, limiar anaeróbio e lactato. **Revista Digital - Buenos Aires**, v. 10, n. 78, 2004.

SILVA, S. R.; FRAGA, C. H.; GONÇALVES, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. **Motriz**, v. 13, n. 3, p. 225-235, 2007.

SILVA, S.; GONÇALVES, M. Comparação de protocolos para verificação da fadiga muscular pela eletromiografia de superfície. **Motriz**, v. 9, n. 1, p. 51-58, 2003.

SIMON, J.; YOUNG, J. L.; BLOOD, D. K.; ET AL. Plasma lactate and ventilation thresholds in trained and untrained cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 3, p. 777-781, 1986.

SIMÃO, R.; POLY, M. A.; LEMOS, A. Prescrição de exercícios através do teste de 1RM em homens treinados. **Fitness & Performance Journal**, v. 3, n. 1, p. 47-51, 2004.

SIMÕES, H. G.; CAMPBELL, C. S.; KOKUBUN, E.; DENADAI, B. S.; BALDISSERA, V. Blood glucose responses in humans mirror lactate responses for individual anaerobic threshold and for lactate minimum in track tests. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 80, n. 1, p. 34-40, 1999.

SIMÕES, H. G.; DENADAI, B. S.; BALDISSERA, V.; CAMPBELL, C. S.; HILL, D. W. Relationships and significance of lactate minimum, critical velocity, heart rate



deflection and 3 000 m track-tests for running. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 45, n. 4, p. 441-451, 2005.

STAINSBY, W. N. Biochemical and physiological bases for lactate production. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 18, n. 3, p. 341-3, 1986.

TURNER, D. L.; BACH, K. B.; MARTIN, P. A.; ET AL. Modulation of ventilatory control during exercise. **Respiration physiology**, v. 110, n. 2-3, p. 277-85, 1997.

TYKA, A.; PAŁKA, T.; TYKA, A.; CISOŃ, T.; SZYGUŁA, Z. The influence of ambient temperature on power at anaerobic threshold determined based on blood lactate concentration and myoelectric signals. **International journal of occupational medicine and environmental health**, v. 22, n. 1, p. 1-6, 2009.

VENEZIANO, WH. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em ambientes subaquáticos. Universidade de Brasília. Brasília, 2006.

WASSERMAN, K.; HANSEN, E. J.; SUE, D. Y.; WHIPP, B. J. **Principles of Exercise Testing and Interpretation**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1987.

WASSERMAN, K.; HANSEN, E. J.; SUE, D. Y.; WHIPP, B. J.; CASABURI, R. **Prova de Esforço, Princípios e interpretação**. Rio de Janeiro: Revinter, 2005.

WASSERMAN, K.; KOIKE, A. Is the anaerobic threshold truly anaerobic? **Chest**, v. 101, n. 5 Suppl, p. 211S-218S, 1992.

WASSERMAN, K.; MCILROY, M. B. Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients During Exercise. **The American journal of cardiology**, v. 14, p. 844-52, 1964.

WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J.; KOYL, S. N.; BEAVER, W. L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. **Journal of applied physiology**, v. 35, n. 2, p. 236-43, 1973.

WEINECK, J. **Treinamento ideal**. 9 ed. São Paulo: Manole, 1999.

WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G.; LÄNNERGREN, J. Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? **News in physiological sciences : an international journal of physiology produced jointly by the International Union**

**of Physiological Sciences and the American Physiological Society**, v. 17, p. 17-21, 2002.

WESTON, S. B.; GABBETT, T. J. Reproducibility of ventilation of thresholds in trained cyclists during ramp cycle exercise. **Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia**, v. 4, n. 3, p. 357-66, 2001.

WHALEY, M. H.; BRUBAKER, P. H.; OTTO, R. M.; ARMSTRONG, L. E. **Guidelines for Exercise Testing and Prescription. Medicine & Science in Sports & Exercise**. 7 ed., v. 37. Philadelphia: American College of Sports Medicine ACSM's, 2006.

YAZBEK JR, P.; CARVALHO, R. T.; SABBAG, L. M.; BATTISTELLA, L. R. Ergoespirometria. Teste de esforço cardiopulmonar, metodologia e interpretação. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 71, n. 5, p. 719-724, 1998.

**LISTA DE ANEXOS**

	Página
<b>Anexo 1 -</b> Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB, registro: 03/09.....	92
<b>Anexo 2 -</b> PAR-Q.....	93



Universidade de Brasília  
Faculdade de Ciências da Saúde  
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

### PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 03/09

Título do Projeto: IDENTIFICAÇÃO DOS LIMIARES DE LACTATO,  
VENTILATÓRIOS E ELETROMIOGRÁFICOS EM EXERCÍCIOS RESISTIDOS


Pesquisadora Responsável: SUELLEN VAZ NASSER

Data de Entrada: 18/2/2009

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 03/09 com o título: “Identificação Dos Limiares De Lactato, Ventilatórios E Eletromiográficos Em Exercícios Resistidos”, analisado na 2ª Reunião Ordinária, realizada no dia 10 de Março de 2009.

A pesquisadora responsável fica, desde já, notificada da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 14 de Abril de 2009.

  
Comitê de Ética em Pesquisa  
em Seres Humanos - CEP/FS

Prof. Volnei Garrafa  
Coordenador do CEP-FS/UnB

O senso comum é o seu melhor guia em responder a estas perguntas. Por favor, leia atentamente e verifique se o **SIM** ou o **NÃO** se aplica a você. Em caso afirmativo, explicar.

1. O seu médico alguma vez disse que você tem problemas cardíacos? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

2. Você tem frequentemente dores no peito e coração? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

3. Você sente muitas vezes vertigem ou tem períodos de grave tontura? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

4. Um médico disse que a sua pressão arterial era demasiadamente alta? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

5. Seu médico alguma vez disse que você tem problemas nos ossos ou articulações tais como a artrite que tem sido agravada pelo exercício, ou poderá piorar com o exercício? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

6. Existe uma boa razão física, não mencionada aqui, pela qual você não pode seguir uma atividade física programada, mesmo que você queria? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

7. Tem mais de 60 anos e não está habituado a realizar exercício vigoroso? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

8. Você sofre de qualquer problema nas costas, ou seja, dor crônica, ou entorpecimento? \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

\_\_\_\_ \_\_\_\_ 9. Você está tomando algum remédio? Em caso afirmativo, especificar. \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim,

10. Atualmente você tem alguma deficiência ou doença transmissível? Se SIM especificar. \_\_\_\_ Sim \_\_\_\_ Não

Sim

\_\_\_\_\_  
Nome do participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante

Brasília, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ 2009.

**LISTA DE APÊNDICES**

	Página
<b>Apêndice 1 -</b> Ficha Antropométrica.....	95
<b>Apêndice 2 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 1.....	96
<b>Apêndice 3 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 2.....	97
<b>Apêndice 4 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 3.....	98
<b>Apêndice 5 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 4.....	99
<b>Apêndice 6 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 6.....	100
<b>Apêndice 7 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 9.....	101
<b>Apêndice 8 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 12.....	102
<b>Apêndice 9 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 15.....	103
<b>Apêndice 10 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 16.....	104
<b>Apêndice 11 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 17.....	105
<b>Apêndice 12 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 19.....	106
<b>Apêndice 13 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 20.....	107
<b>Apêndice 14 -</b> Gráficos e quadros do sujeito 21.....	108

**APÊNDICE I**  
Ficha Antropométrica

Nome: \_\_\_\_\_ Sujeito  
 Nº.: \_\_\_\_\_  
 Código do sujeito: DS Idade: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Perímetro braço direito *relaxado*: \_\_\_\_\_  
 Perímetro braço direito *contraído*: \_\_\_\_\_  
 Dobra cutânea triçiptal: \_\_\_\_\_

1RM: \_\_\_\_\_  
 Peso total c/ barra: \_\_\_\_\_

**CARGAS:**

- |                       |             |
|-----------------------|-------------|
| 1. 20% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |
| 2. 25% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |
| 3. 30% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |
| 4. 35% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |
| 5. 40% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |
| 6. 50% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |
| 7. 60% de 1RM → _____ | Parou aqui. |
| Repetição: _____      |             |

**EMG**

DS \_\_\_\_\_: Mapeamento  
 DS \_\_\_\_\_: Mapa Flexível  
 DS \_\_\_\_\_: Coleta Real  
 DS \_\_\_\_\_: \_\_\_\_\_

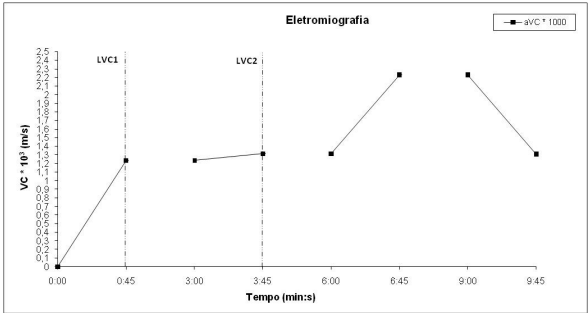
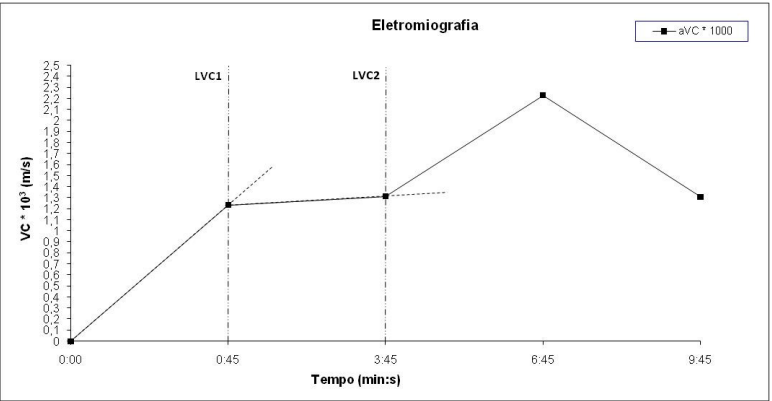
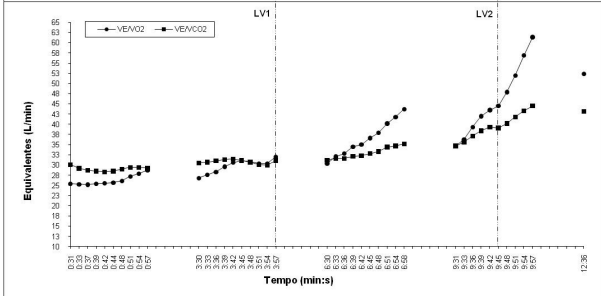
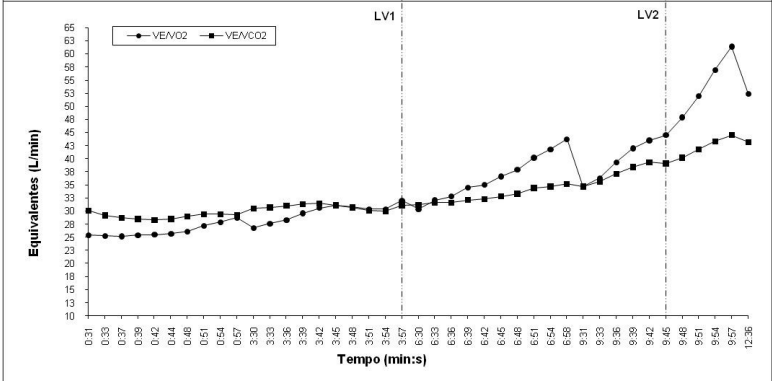
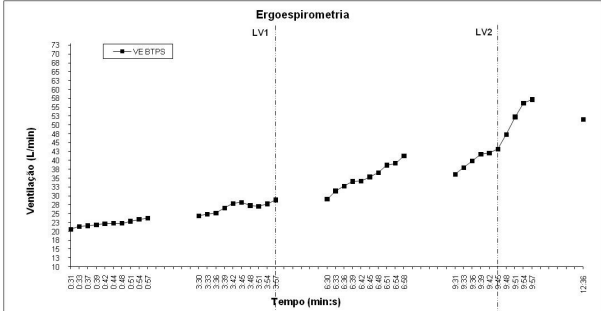
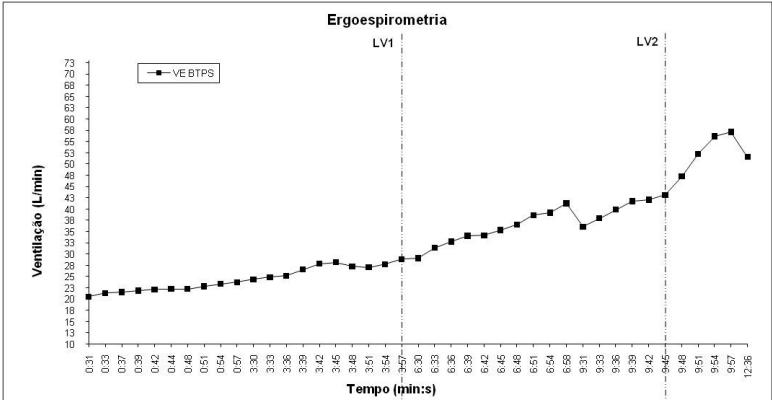
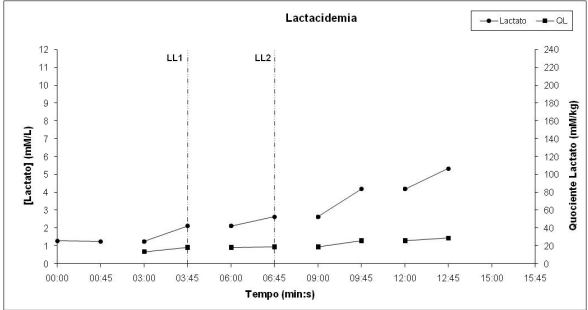
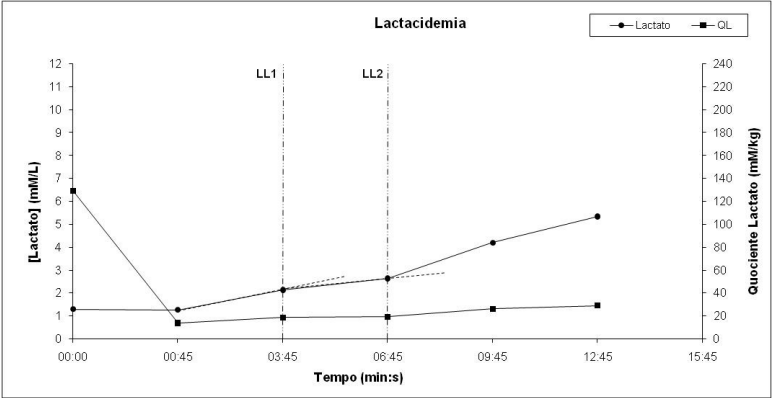
TESTE OK?  
 SIM[ ] NÃO[ ]





# APÊNDICE II

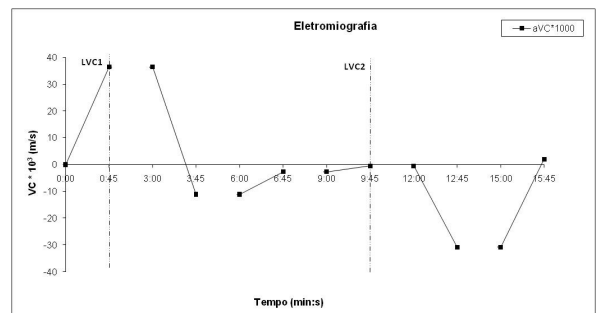
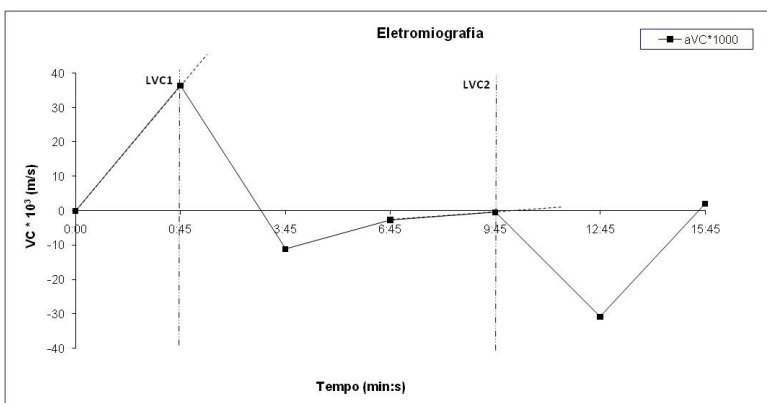
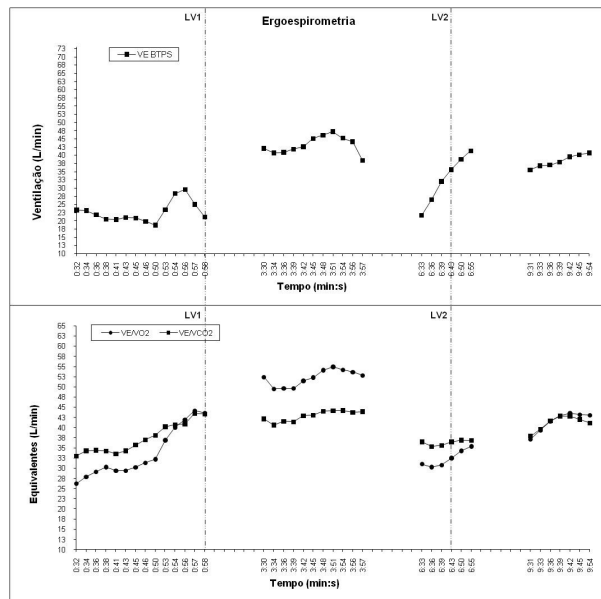
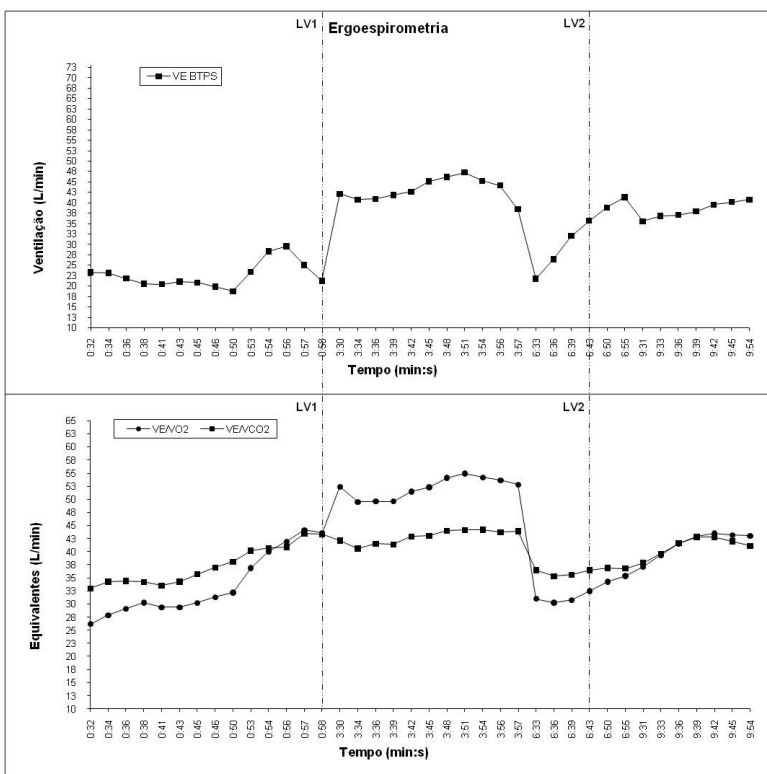
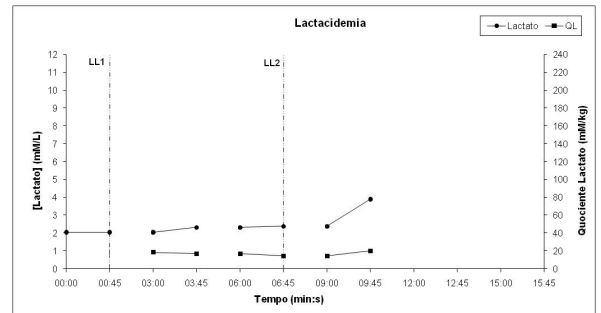
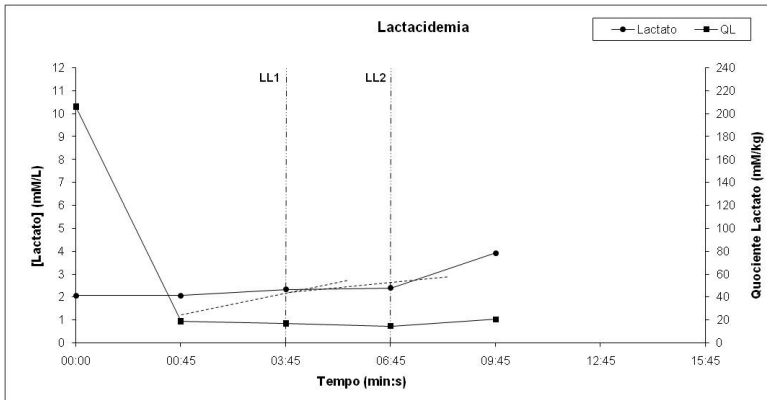
## Gráficos e quadros do sujeito 1





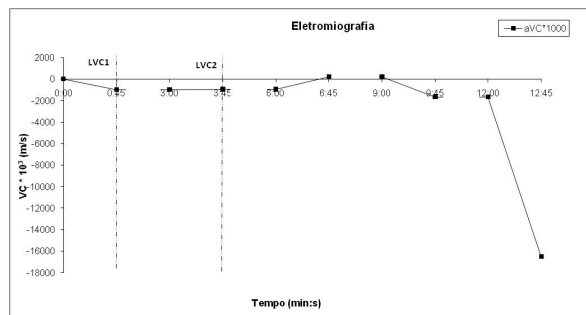
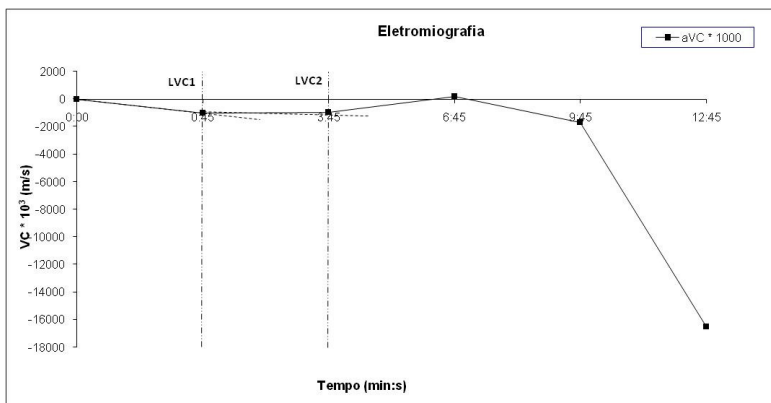
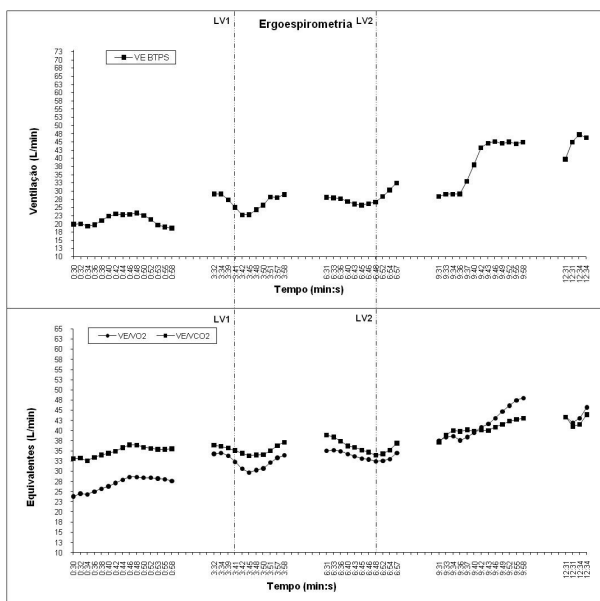
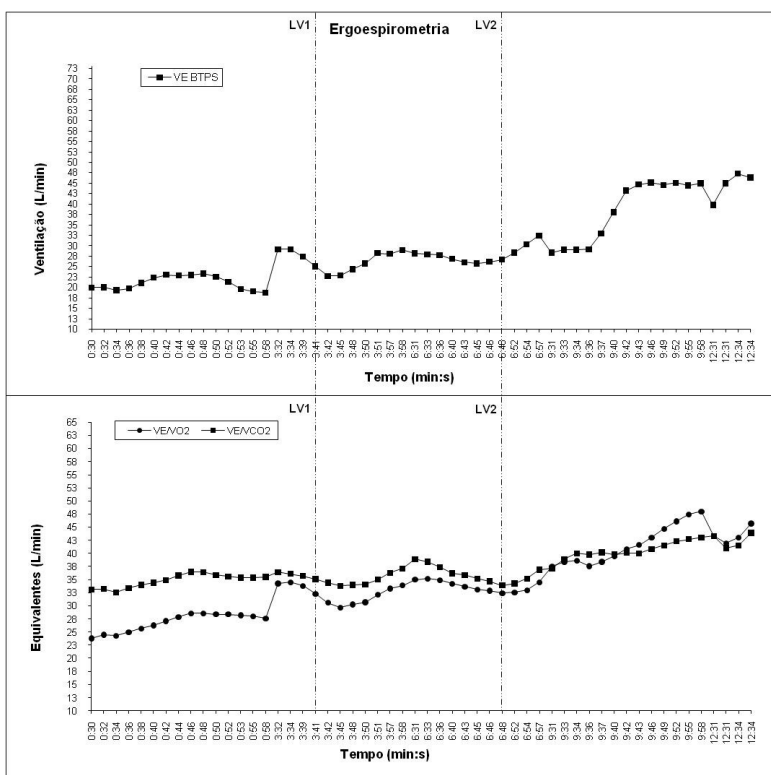
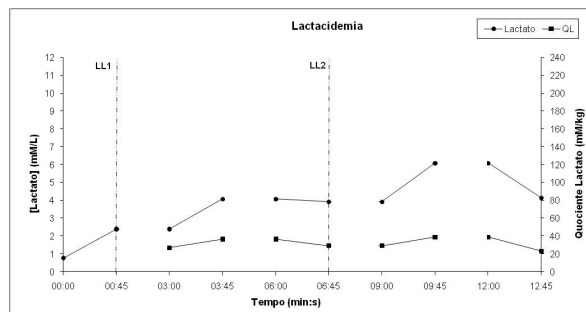
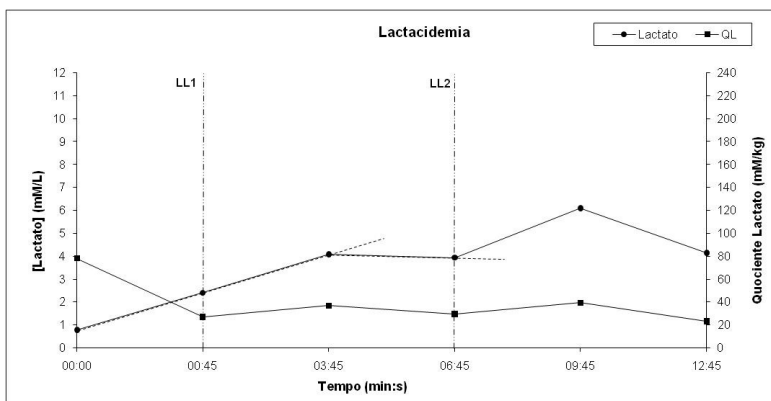
## APÊNDICE IV

### Gráficos e quadros do sujeito 3



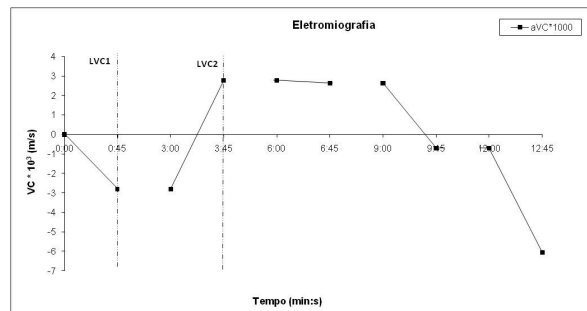
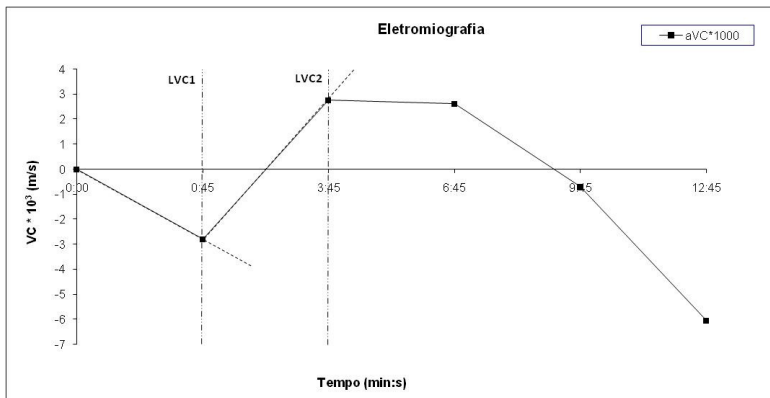
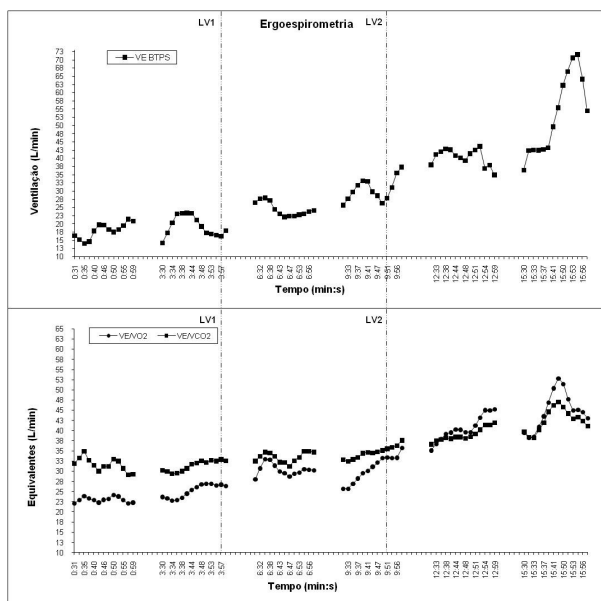
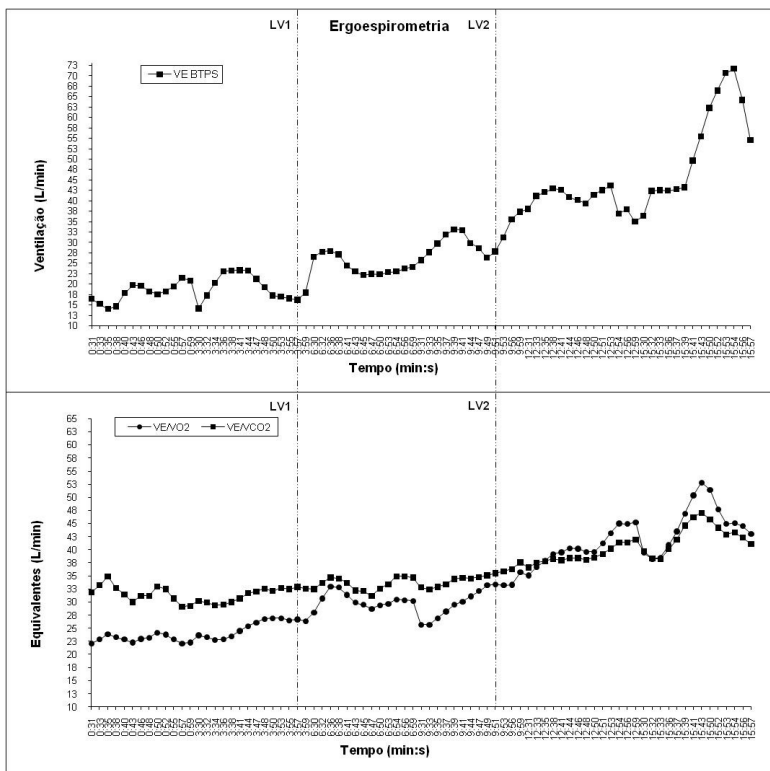
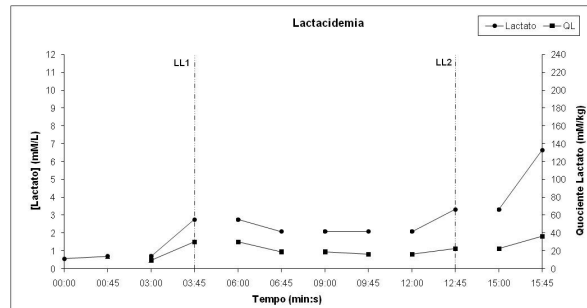
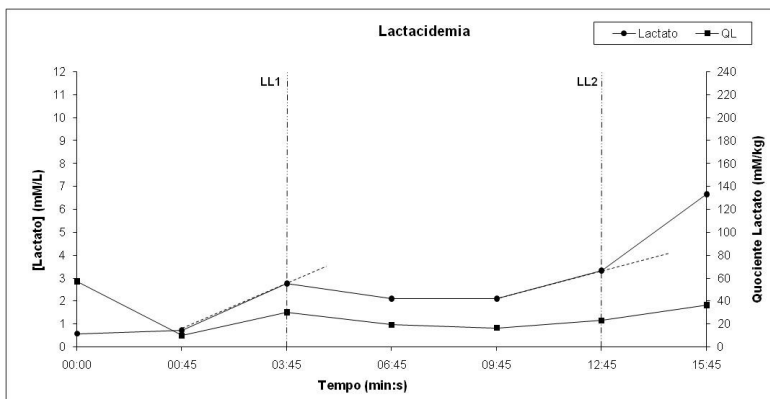
## APÊNDICE V

### Gráficos e quadros do sujeito 4



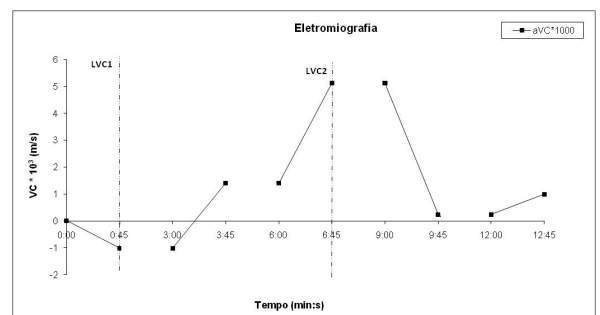
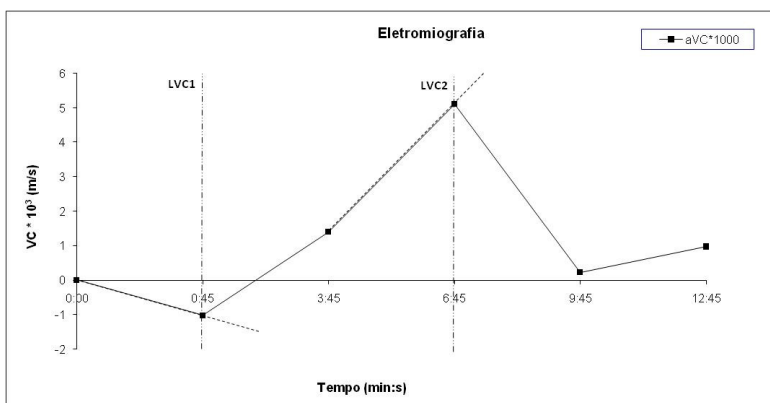
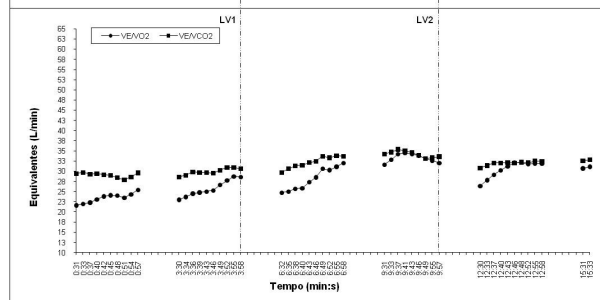
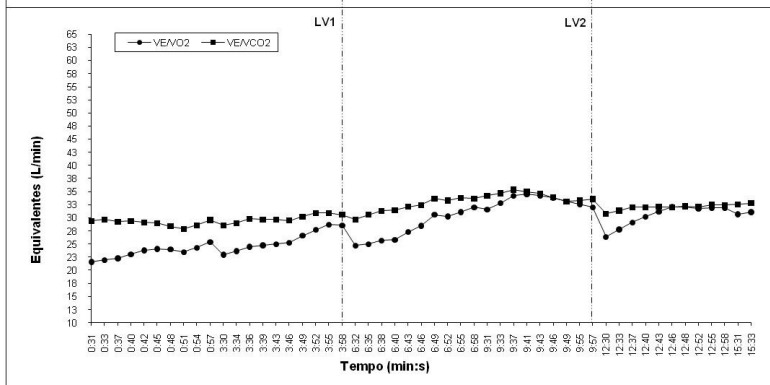
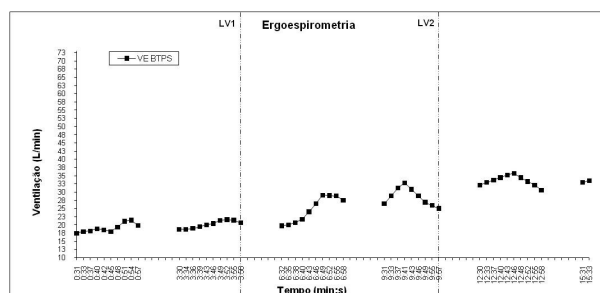
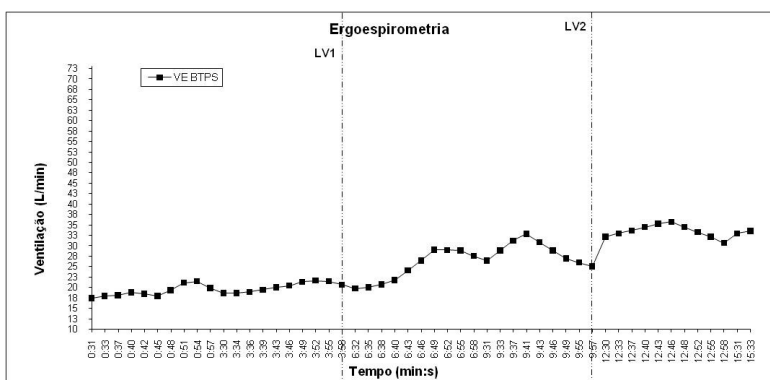
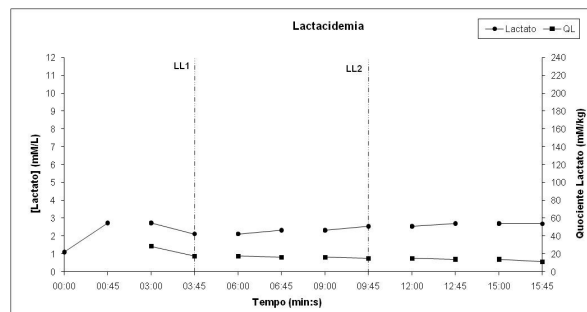
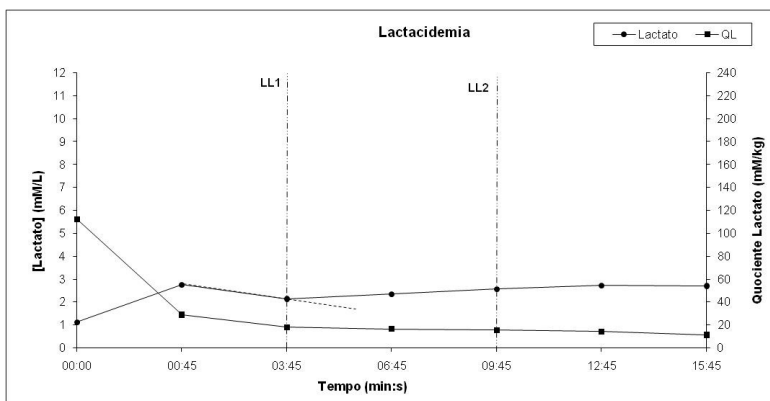
## APÊNDICE VI

### Gráficos e quadros do sujeito 6



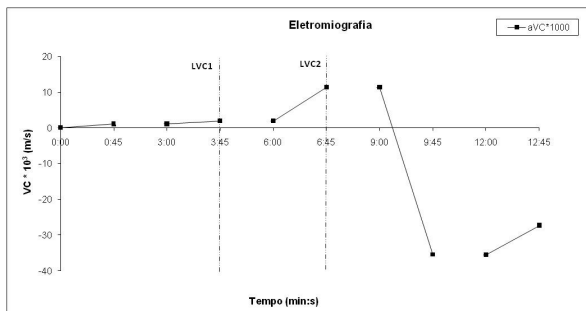
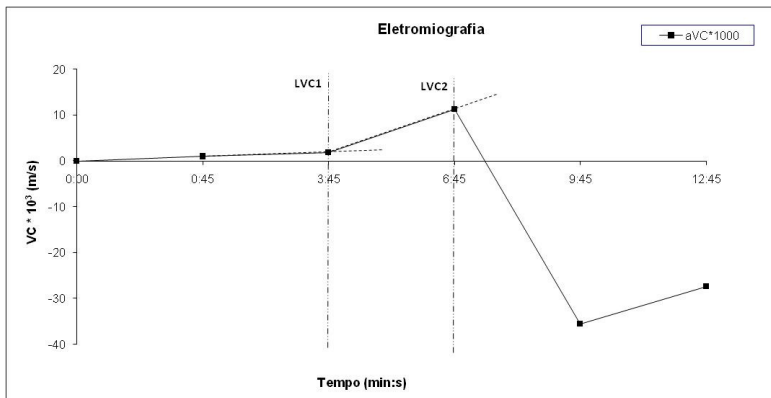
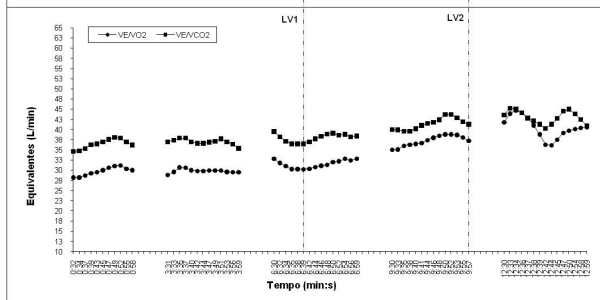
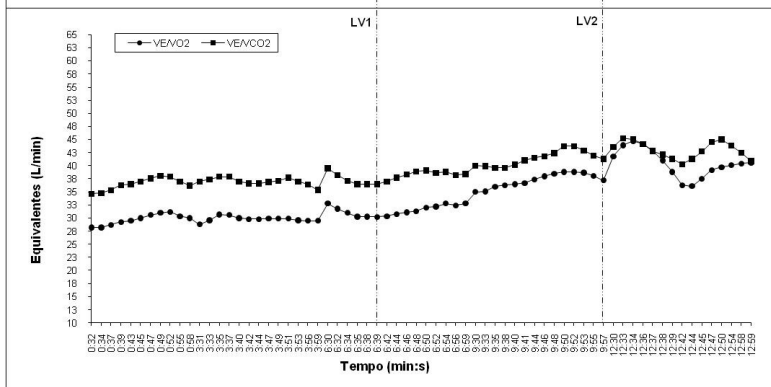
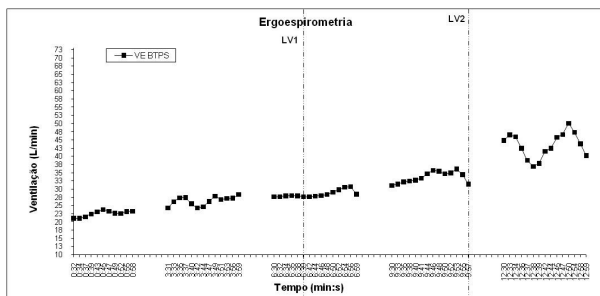
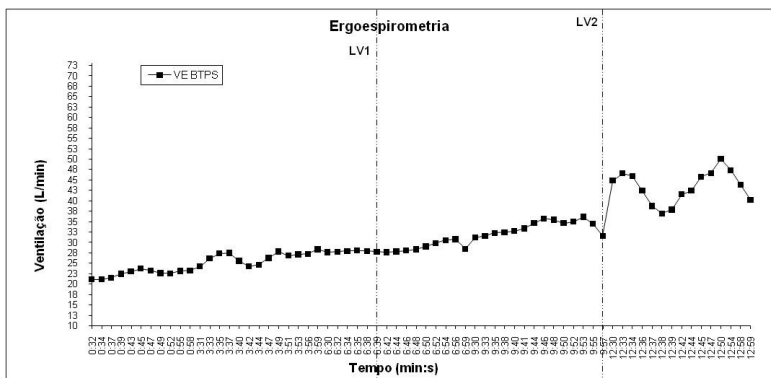
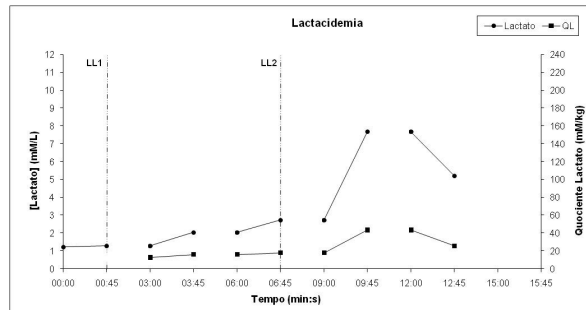
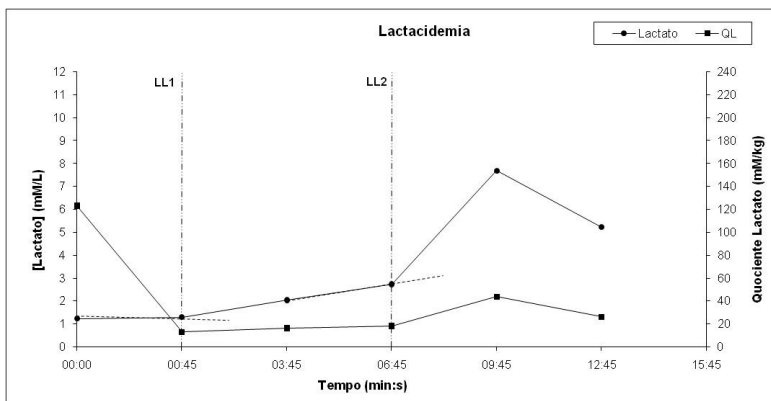
## APÊNDICE VII

### Gráficos e quadros do sujeito 9



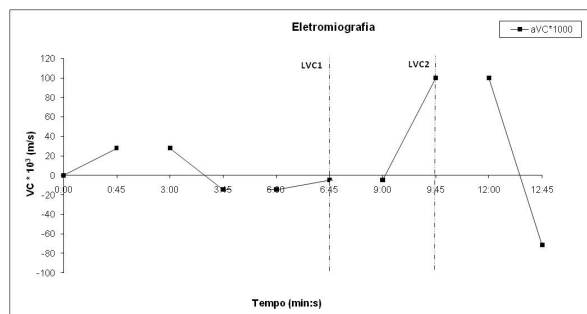
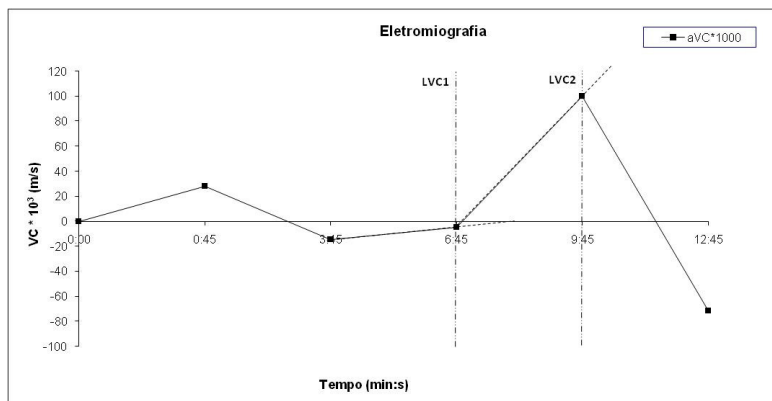
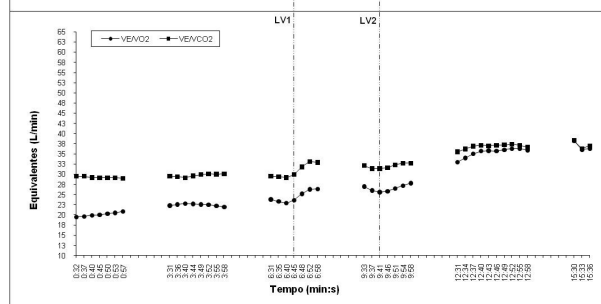
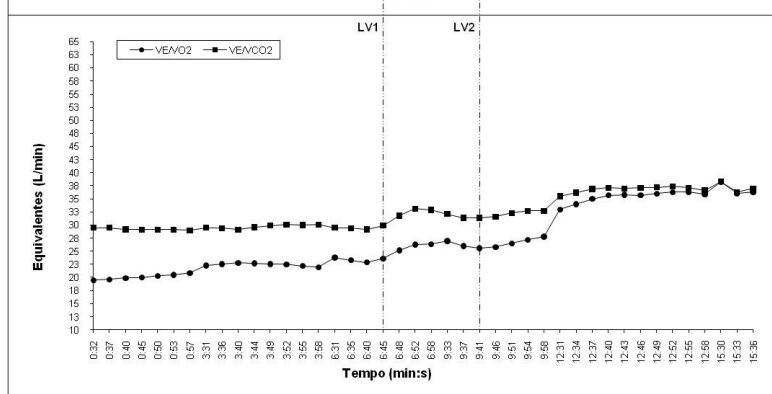
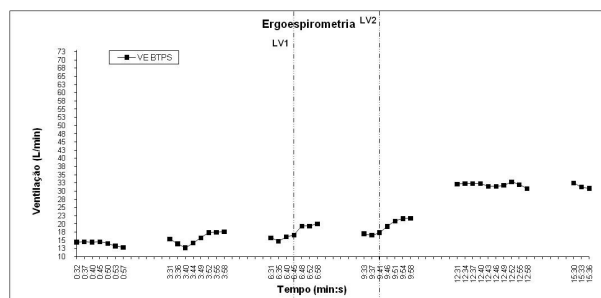
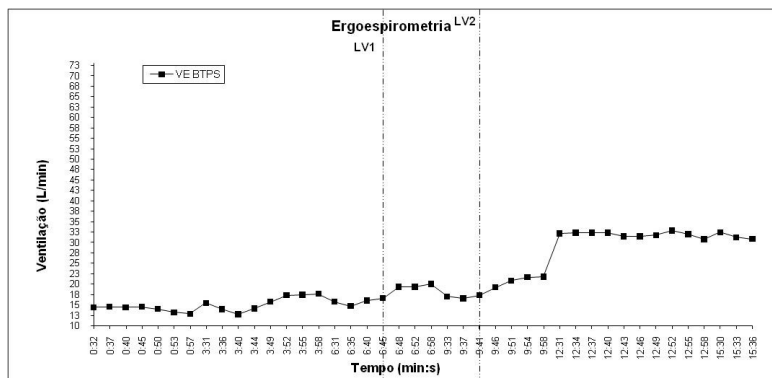
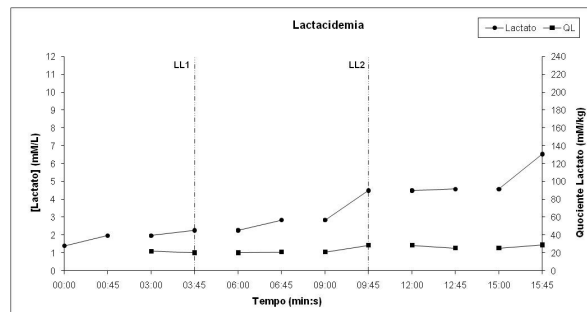
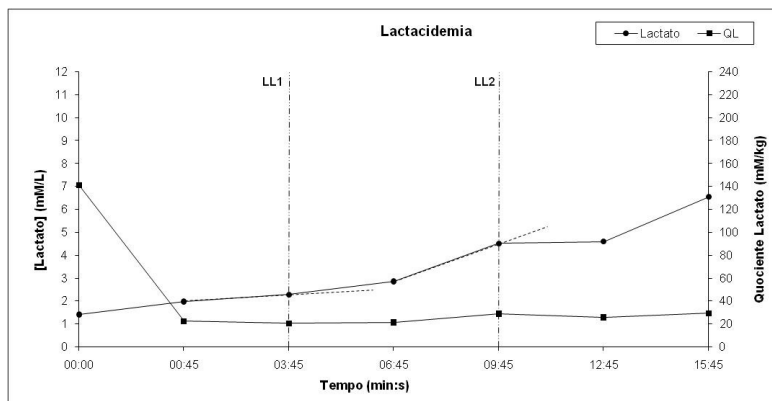
## APÊNDICE VIII

### Gráficos e quadros do sujeito 12



## APÊNDICE IX

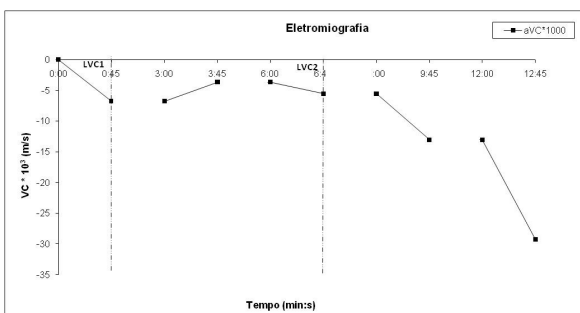
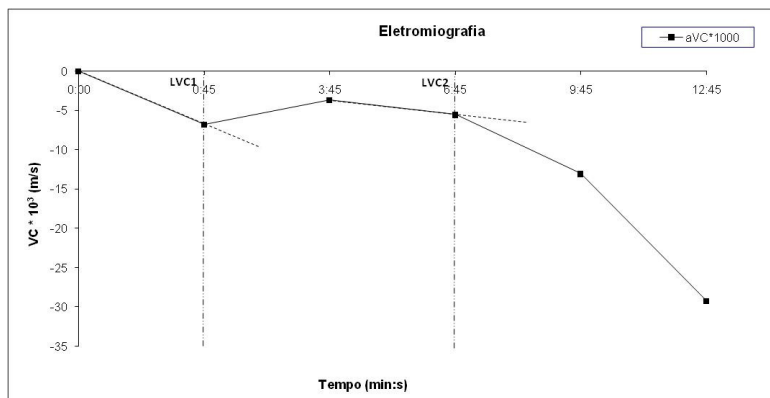
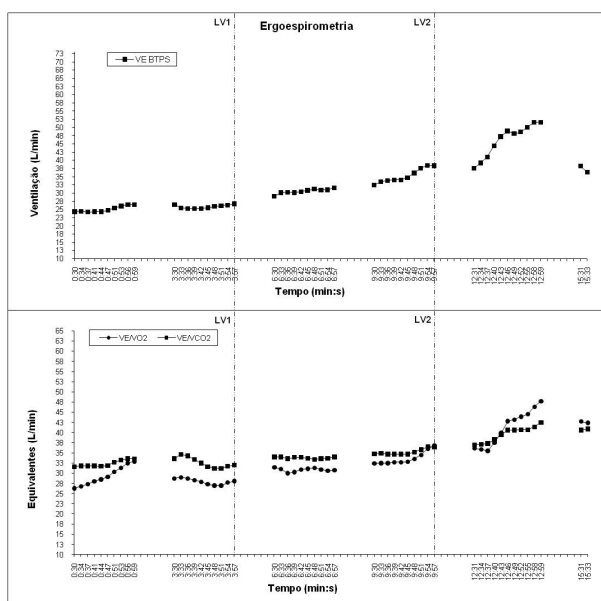
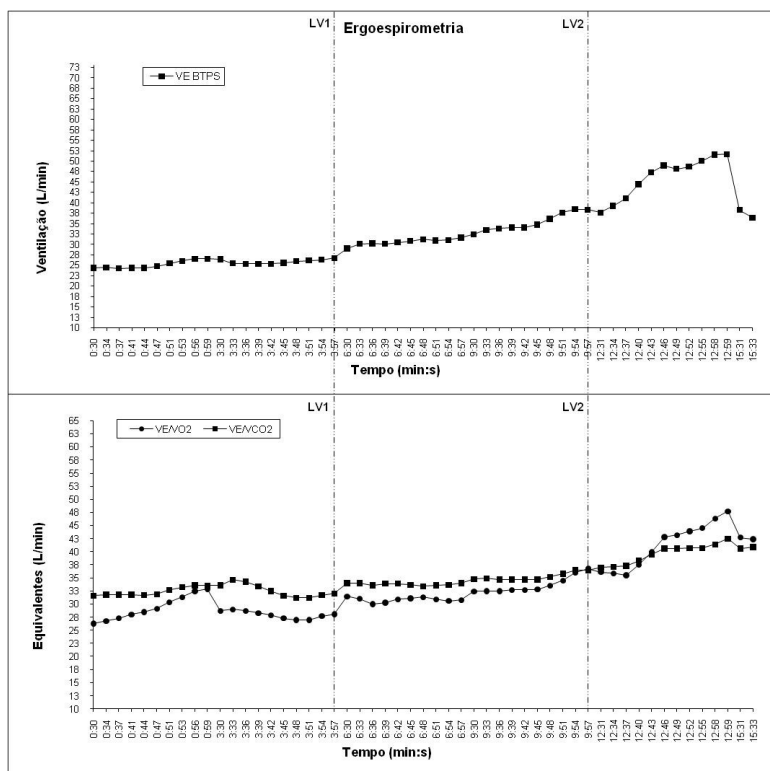
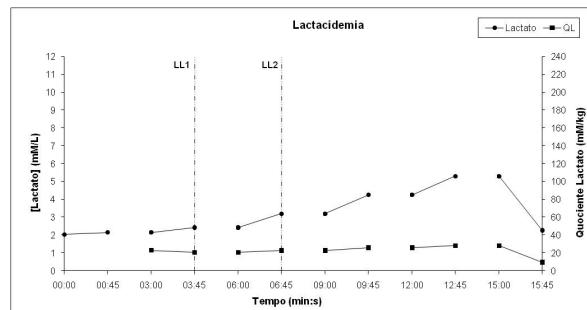
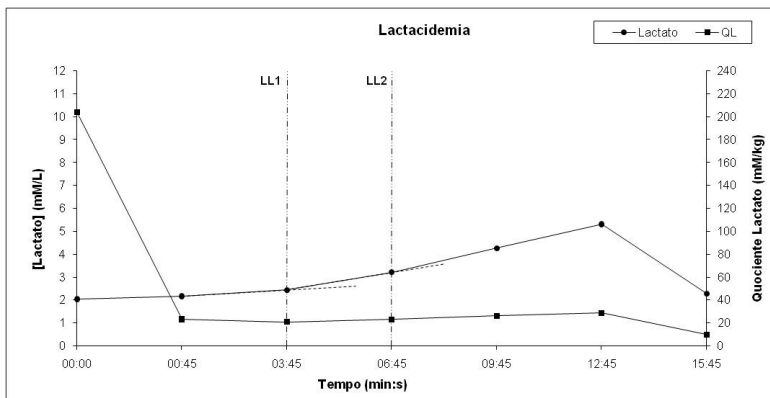
### Gráficos e quadros do sujeito 15





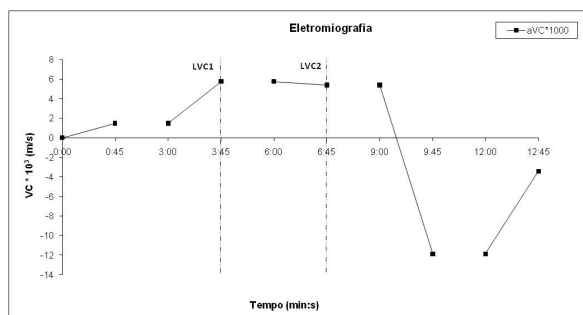
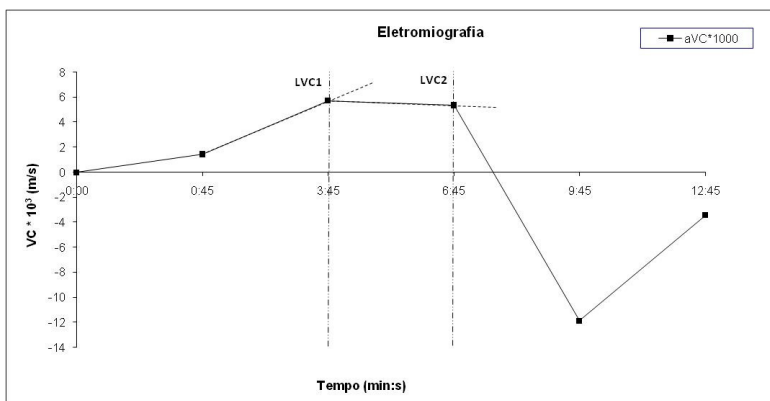
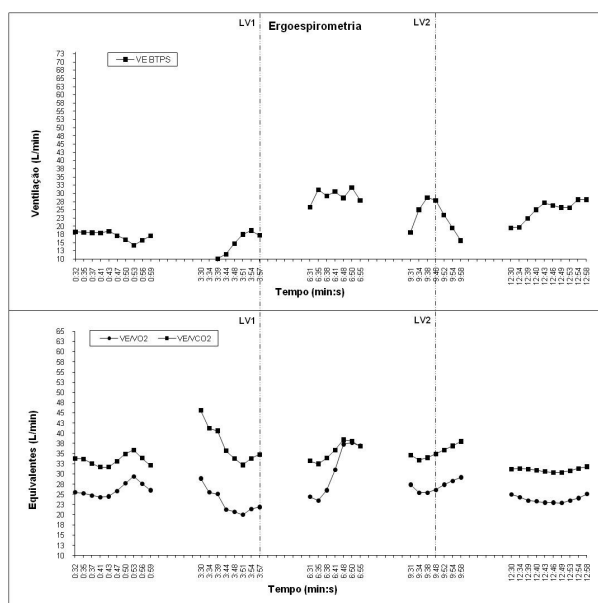
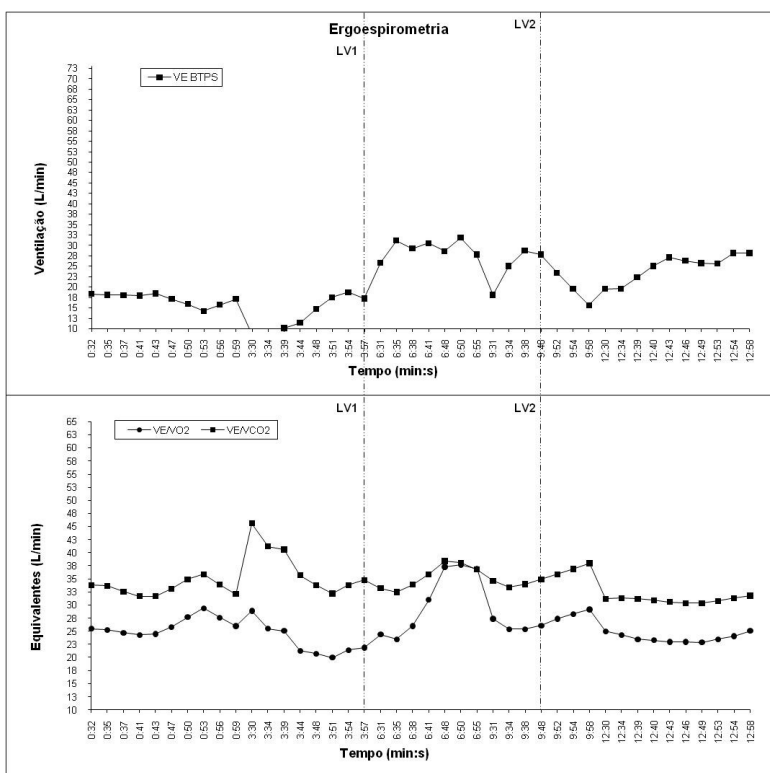
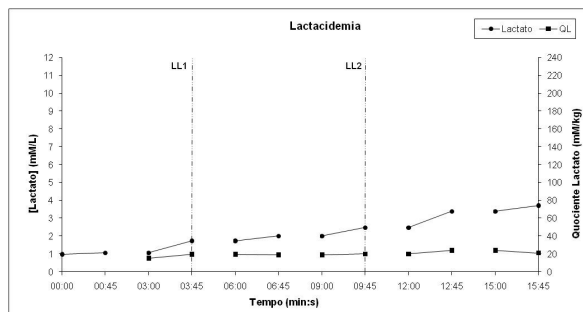
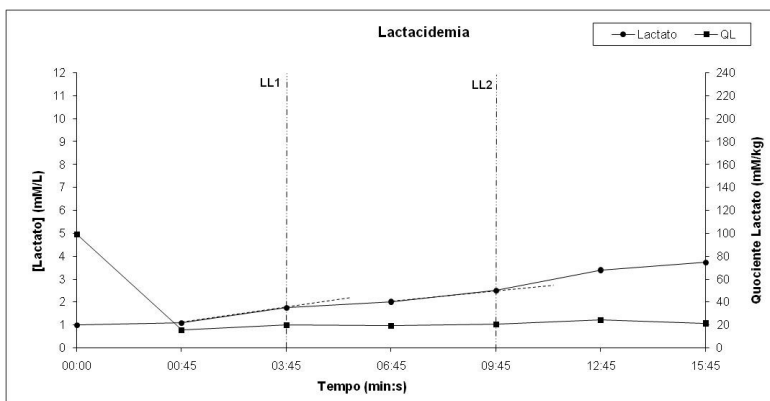
## APÊNDICE X

### Gráficos e quadros do sujeito 16



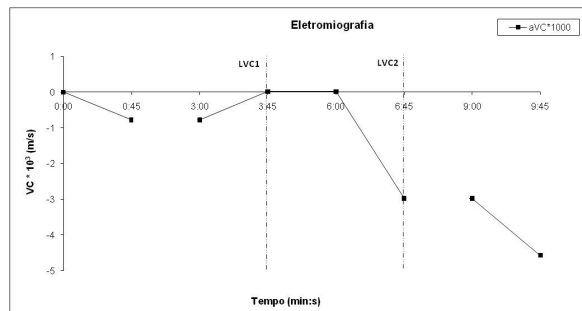
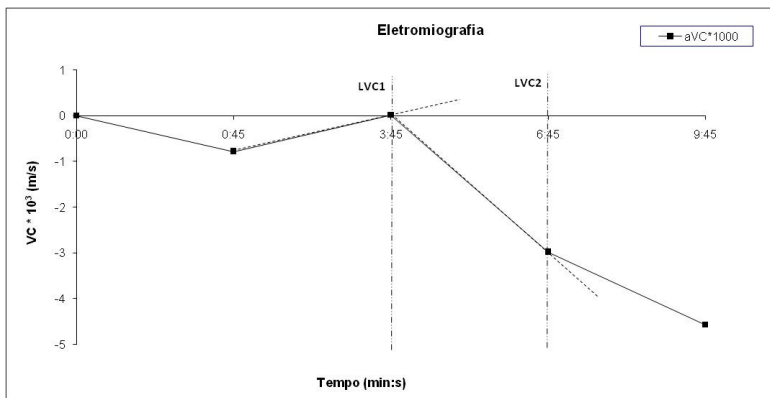
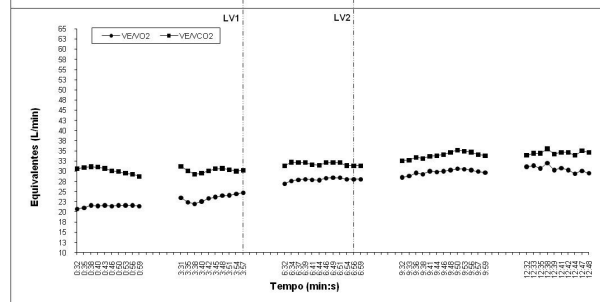
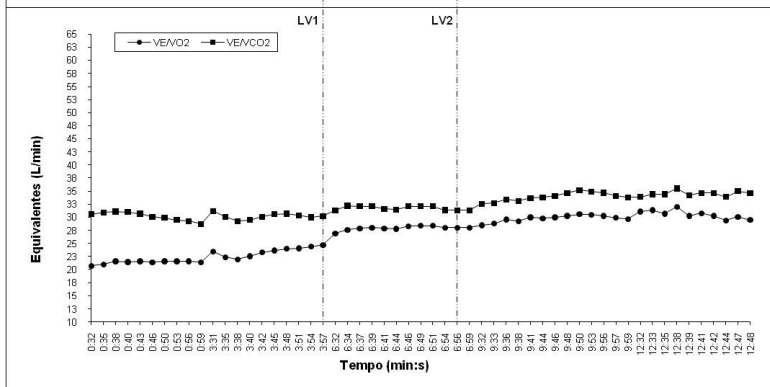
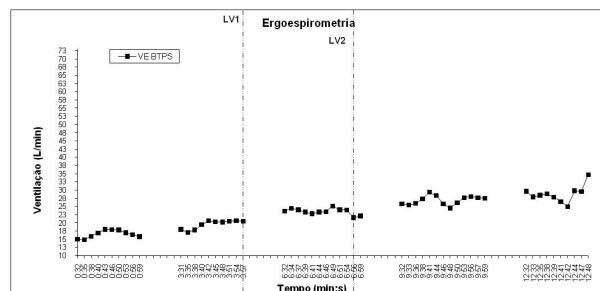
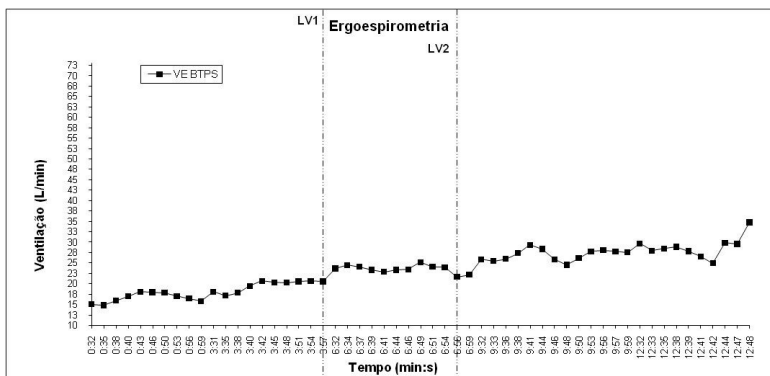
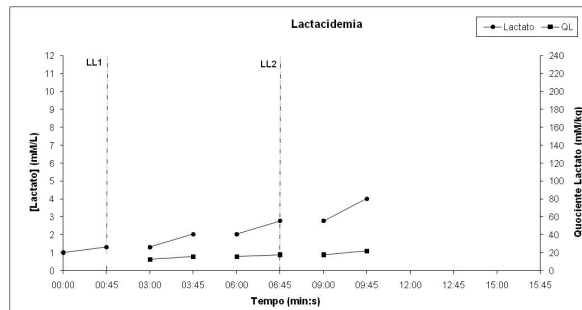
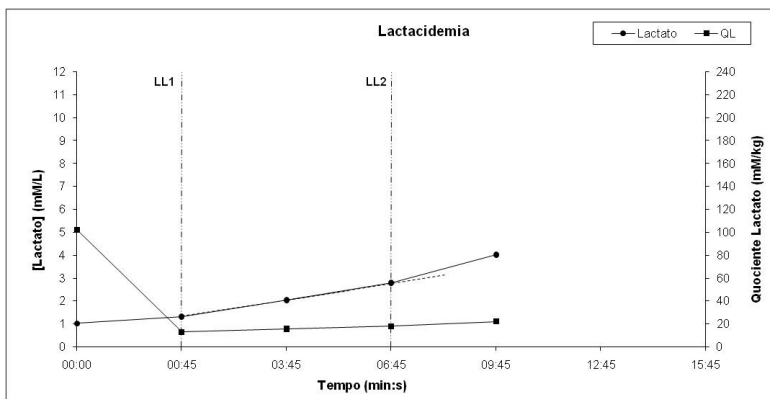
## APÊNDICE XI

### Gráficos e quadros do sujeito 17



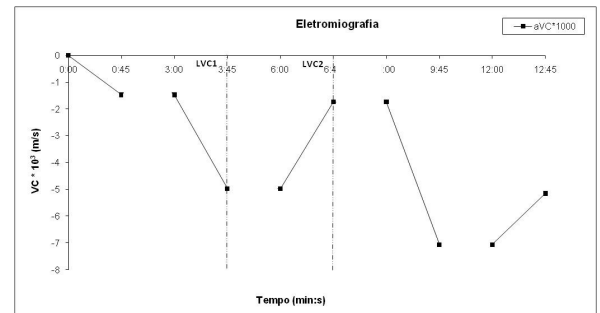
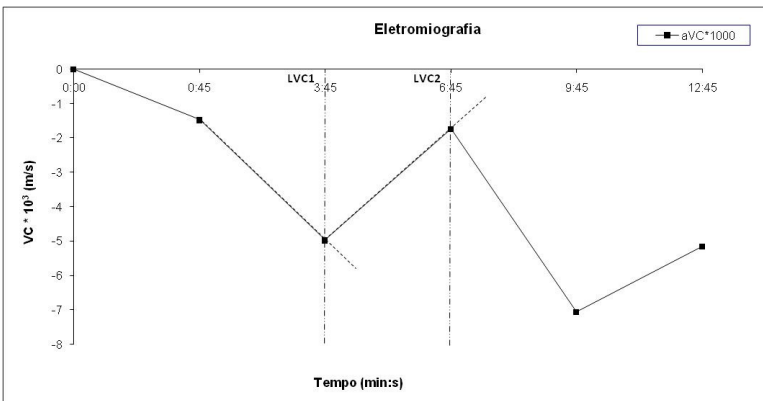
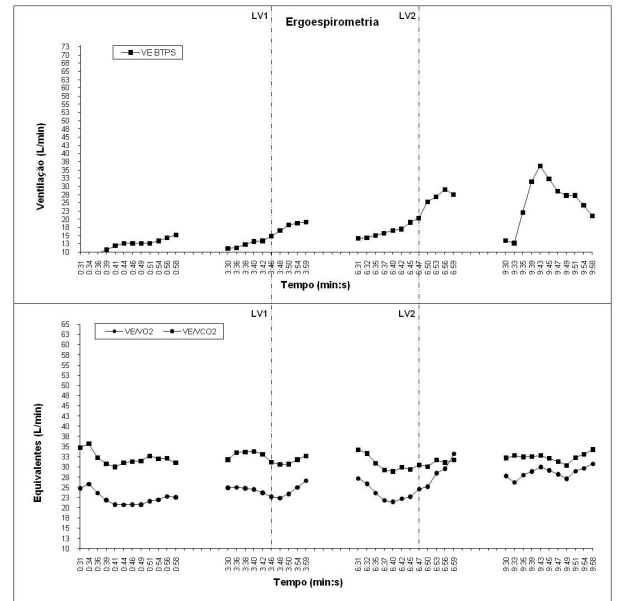
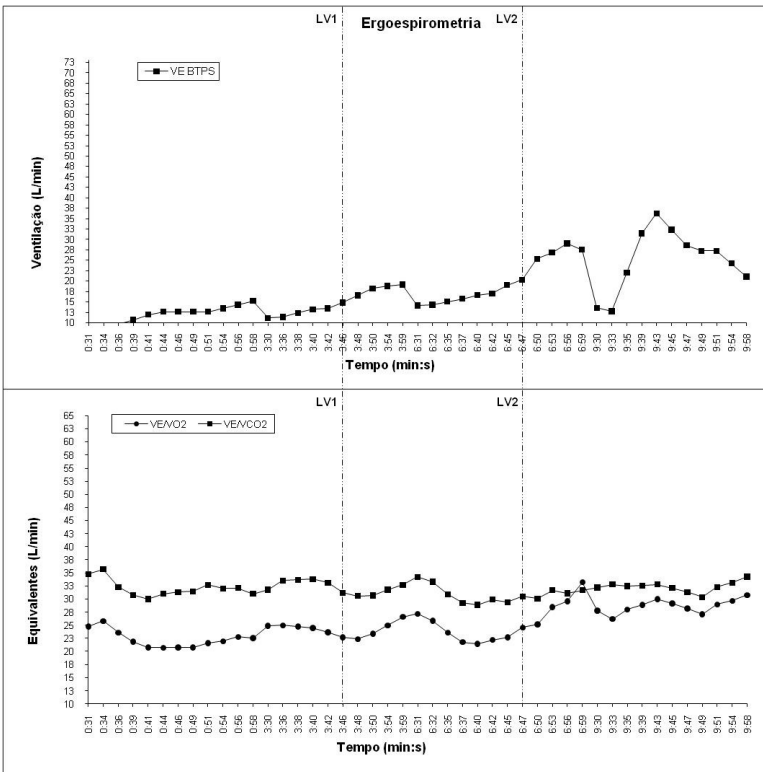
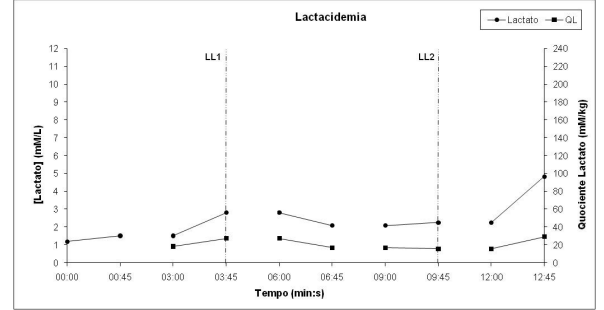
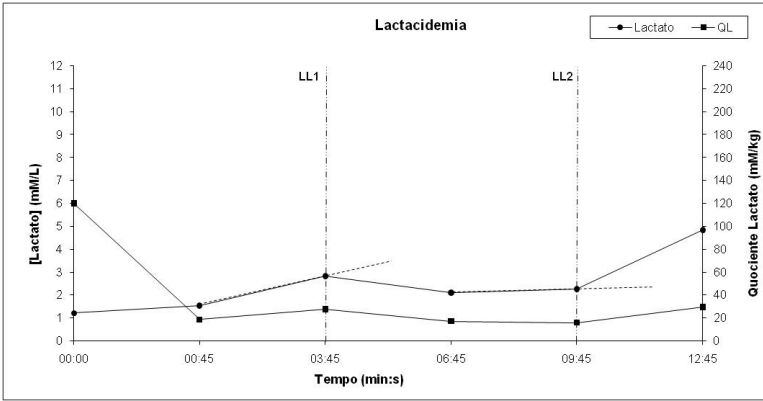
## APÊNDICE XII

### Gráficos e quadros do sujeito 19



## APÊNDICE XIII

### Gráficos e quadros do sujeito 20



## APÊNDICE XIV

### Gráficos e quadros do sujeito 21

