NUNO MANUEL FRADE DE SOUSA

Análise eletromiográfica da máxima fase estável do lactato em exercício resistido

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós–Graduação Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Vilmar Baldissera

São Carlos

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

S725a

Sousa, Nuno Manuel Frade de
Análise eletromiográfica da máxima fase estável do lactato em exercício resistido / Nuno Manuel Frade de Sousa; orientador Vilmar Baldissera. São Carlos, 2013.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia e Área de Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, 2013.

1. Leg press. 2. Limiar anaeróbio. 3. Valor RMS. 4. Quadríceps. I. Título.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

NUNO MANUEL FRADE DE SOUSA
Título: "Análise eletromiográfica da máxima fase estável do lactato em exercício resistido".

TESE APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA - EESC/FMRP/IQSC DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR EM CIÊNCIAS NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 26 / 03 / 2013

PROF. DR. VILMAR BALDISSERA (ORIENTADOR) — Universidade Federal de São Carlos - UFSCar
Resultado: APROVADO — Assinatura:

PROF. DR. CLAUDIO ALEXANDRE GOBATTO — Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Resultado: APROVADO — Assinatura:

PROF. DR. ORIVALDO LOPES DA SILVA — Escola de Engenharia de São Carlos – EESC/USP
Resultado: aprovado — Assinatura:

PROF. DR. GILBERTO EIJI SHIGUEMOTO — Universidade Federal de São Carlos - UFSCar
Resultado: APROVADO — Assinatura:

PROF. DR. GUILHERME GULARTE DE AGOSTINI — Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Resultado: APROVADO — Assinatura:

Av. Trabalhador São-carlense, 400 - Centro - São Carlos - SP - 13566-590
Telefone/Fax: (16) 3373-9586 - E-mail: bioeng@sc.usp.br

DEDICATÓRIA

A Denise de Souza Povoa, com amor, admiração e gratidão por sua confiança, carinho e presença incansável ao longo destes quatro anos de idas e vindas. Sem dúvida que nosso amor superou qualquer distância.

A minha família, principalmente na figura de meus pais, com amor, admiração e gratidão por toda a educação que me transmitiram. Foram todos os ensinamentos recebidos da vossa parte que me permitiram transformar no homem que sou hoje.

AGRADECIMENTOS

Cerca de cinco anos atrás (2007) uma pessoa me abriu as portas da comunidade científica. Essa pessoa acreditou em mim desde o primeiro dia que entrei no laboratório de fisiologia do exercício. Foi ela que fez despertar o meu interesse pelo conhecimento científico e novos desafios relacionados à pesquisa. Não tenho palavras para descrever como se sinto lisonjeado em fazer parte do seu grupo de pesquisa ou, com o devido atrevimento, do seu grupo de amigos mais próximos. Obrigado por tudo e por mais que ainda vai acontecer, Vilmar Baldissera! O meu conhecimento científico e intelectual se deve a você.

Agradeço a todos os meus amigos de laboratório que sempre tiveram prontos a me ajudar, especialmente ao meu irmão acadêmico Rodrigo Magosso e minha prima acadêmica Vivian Arakelian. Todos vocês estarão presentes para sempre em meu coração.

A Runer Marson, por todo o apoio e ajuda na coleta e processamento de dados. Sem você este trabalho não poderia existir. Ele também é seu, muito seu.

A todos os envolvidos, desde os seis anos de idade, na minha formação acadêmica, representados pela Escola Primária da Maceirinha, Agrupamento de Escolas de Maceira, Escola Secundária Domingos Sequeira, Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade de Coimbra e Universidade de São Paulo.

Finalmente, à Fundação para a Ciência e Tecnologia do Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior – Portugal pela concessão da bolsa de doutoramento.

RESUMO

SOUSA, N. M. F. **Análise eletromiográfica da máxima fase estável de lactato em exercício resistido.** 2013. 103f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo (USP), São Carlos, 2013.

A intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) é considerada a maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o contínuo acúmulo de lactato no sangue. Apesar de existir uma correlação fisiológica entre alterações eletromiográficas (EMG) e o limiar anaeróbio, ainda são escassas as pesquisas que determinam a relação entre limar de fadiga EMG (EMG_{LF}) e a MFEL. Os objetivos do estudo foram: (1) comparar o *slope* do RMS calculado por diferentes janelamentos de suavização, (2) identificar e comparar o EMG_{LF} com o limiar de lactato e (3) testar a hipótese que a intensidade da MFEL no *leg press* corresponde à maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o aumento da amplitude do sinal EMG. Doze homens (26,0 ± 2,9 anos) realizaram duas fases de testes em dias diferentes no aparelho *leg press*. A primeira fase foi constituída por um teste incremental máximo com mensuração da concentração de lactato em cada estágio. O sinal EMG do músculo quadríceps foi registrado durante todo o teste. O *slope* do RMS foi determinado em três janelamentos diferentes (200, 1500 e 3000 ms) para cada estágio do teste, além de ser utilizado para determinação do limiar de fadiga EMG (EMG_{LF}). A segunda fase foi constituída por três sessões de testes de carga constante para determinação da MFEL. O consumo de oxigênio e a concentração de lactato foram mensurados durante todos os testes da segunda fase. A resposta EMG do quadríceps durante os testes contínuos foi avaliada por meio do RMS contido no janelamento de 1500 ms. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre os *slopes* do RMS para os músculos VL e VM. Para o músculo RF, o *slope* do RMS foi significativamente maior para o janelamento de 1500 ms comparado com 200 ms nas intensidades de 30%, 35%, 40%, 50% e 60% de 1RM ($p < 0,05$). O *slope* do RMS também foi significativamente maior para o janelamento de 3000 ms comparado com 200 ms nas intensidades de 35%, 40% e 50% de 1RM ($p < 0,05$) para o músculos RF. O *slope* do RMS apresentou alta confiabilidade entre os diferentes procedimentos de suavização. O EMG_{LF} nos três diferentes janelamentos apresentou bons limites de concordância com o limiar de lactato. Na intensidade da MFEL (29,2 ± 6,7% de 1RM) ocorreu a estabilização da amplitude do sinal EMG e do consumo de oxigênio. Os resultados demonstram que a análise do RMS em diferentes janelamentos pode ser utilizada em exercício resistido, sem diferenças no seu *slope*. A resposta do *slope* do RMS durante exercício *leg press* incremental pode ser utilizado como uma abordagem simples para a determinação do EMG_{LF} no músculo quadríceps, que está fortemente correlacionado com o limiar de lactato. A intensidade da MFEL no exercício *leg press* corresponde à maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o aumento da amplitude do sinal EMG dos músculos do quadríceps.

Palavras chave: *Leg press*. Limiar anaeróbio. Valor RMS. Quadriceps.

ABSTRACT

SOUSA, N. M. F. **Electromyography analysis of maximal lactate steady state during resistance exercise.** 2013. 103f. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo (USP), São Carlos, 2013.

The maximal lactate steady state (MLSS) has been defined as the highest constant power output that can be maintained without a progressive increase in blood lactate concentration. Although there is a physiological correlation between changes in electromyography (EMG) and the anaerobic threshold, there are insufficient researches to determine the relationship between the EMG fatigue threshold (EMG_{FT}) and the MLSS. The objectives of the study was: (1) to compare different window lengths used to compute the RMS and their impact on RMS slope, (2) to identify and compare the EMG_{FT} with lactate threshold and (3) to test the hypotheses that the MLSS in leg press corresponds to the highest power output that can be maintained without an increase of the amplitude of EMG signal. Twelve men (26.0 ± 2.9) performed two test phases in different days on leg press machine. The first phase was composed by a maximal incremental test with measurement of blood lactate concentration in each stage. The EMG signal was collected from the quadriceps muscle during the test. The RMS slope was determined on three different smoothing window lengths (200, 1500 and 3000 ms) in each stage and was used to identify the EMG_{FT}. The second phase was composed by three constant workload tests for determining the MLSS. The oxygen consumption and the blood lactate concentration were measured during the tests. The EMG response of the quadriceps was evaluated by the RMS with window length of 1500 ms. There is no significant difference ($p > 0.05$) in RMS slope between the RMS window lengths analyses for VM and VL muscles. For RF muscle, the RMS slope was significantly higher for sampling period of 1500 ms compared to 200 ms at 30%, 35%, 40%, 50% and 60% of 1RM ($p < 0.05$). The RMS slope was also higher for sampling period of 3000 ms compared to 200 ms at 35%, 40% and 50% of 1RM ($p < 0.05$). The RMS slope demonstrated a high reliability between the RMS analyses. The Bland and Altman plots showed good agreements between the lactate threshold and EMG_{FT}. During the MLSS intensity (29,2 ± 6,7% of 1RM) occurs the stabilization of the VO_2 and the amplitude of the EMG signal. The results showed that the different smoothing window lengths to evaluated RMS could be used during resistance exercise without significant differences in RMS slope. The response of RMS slope during resistance incremental exercise is a simple approach to estimate the EMG_{FT} in the quadriceps muscle, which is strong related to the lactate threshold. The MLSS intensity on leg press corresponds to the highest power output that can be maintained without an increase of the amplitude of EMG signal of the quadriceps muscles.

Key-words: Leg press. Anaerobic threshold. Root mean square. Quadriceps.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora (Adaptado de De Luca, 1997)..... 26

Figura 2 – (A) Resposta temporal do sinal EMG em função do tempo de execução de um exercício isométrico até à exaustão. A linha branca em tracejado representa o comportamento temporal do RMS. (B) comportamento da função de distribuição espectral (SDF) calculada através do mesmo sinal..... 33

Figura 3 – Método para determinação do limiar de fadiga EMG (EMG_{LF}). (a) integral do sinal EMG (iEMG) em diferentes cargas de trabalho plotadas em função do tempo. (b) Carga de trabalho no cicloergômetro plotada em função do slope do iEMG (Adaptado de Moritani et al., 1993)..... 40

Figura 4 – Teste incremental máximo em exercício resistido. 52

Figura 5 – Sessão de teste contínuo (intensidade constante) para determinação da máxima fase estável do lactato..... 54

Figura 6 – Diagrama para definição da intensidade do teste constante para determinação da máxima fase estável do lactato. 55

Figura 7 – Registro EMG do músculo vastus lateralis para o voluntário número 1 durante 50% de 1RM no teste incremental máximo (A) e as respectivas análises do slope do RMS com janelamento de 200 ms (B), 1500 ms (C) e 3000 ms (D). 63

Figura 8 – Slope do RMS para o músculo *vastus medialis* calculado com janelamento de suavização de 200 ms, 1500 ms e 3000 ms durante as diferentes intensidades do teste incremental máximo. Sem diferenças estatisticamente ($p > 0,05$) significativas entre os tamanhos de janelamento. 64

Figura 9 – Slope do RMS para o músculo *vastus lateralis* calculado com janelamento de suavização de 200 ms, 1500 ms e 3000 ms durante as diferentes intensidades do teste incremental máximo. Sem diferenças estatisticamente significativas (p > 0,05) entre os tamanhos de janelamento. 65

Figura 10 – Slope do RMS para o músculo *rectus femuralis* calculado com janelamento de suavização de 200 ms, 1500 ms e 3000 ms durante as diferentes intensidades do teste incremental máximo. *Diferença estatisticamente significativa com 200 ms (p < 0,05). 66

Figura 11 – Exemplo da determinação do limiar de lactato (LL) e do limiar fadiga EMG (EMGLF) com janelamento de 1500 ms para o indivíduo número 8 durante o teste incremental máximo. 68

Figura 12 – Limites de concordância entre o limiar de lactato (LL) versus limiar fadiga eletromiográfico (EMGLF) com janelamento de 200 ms (A), LL versus EMGLF com janelamento de 1500 ms (B) e LL versus EMGLF em 3000 ms (C) obtidos pelo método de Bland e Altman (n = 12). 69

Figura 13 – Consumo de oxigênio (VO2) durante exercício contínuo na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL. *Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL (*p* < 0,05); † Diferença estatisticamente significativa para S6 (*p* < 0,05). 71

Figura 14 – RMS normalizado durante os testes contínuos na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL para os músculos *vastus lateralis* (VL; A), *vastus medialis* (VM; B) e *rectus femuralis* (RF; C). * Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL (p < 0,05); † Diferença estatisticamente significativa para S6 (*p* < 0,05); ‡ Diferença estatisticamente significativa para S9 (*p* < 0,05). 72

Figura 15 – RMS normalizado durante os testes contínuos na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL para o músculo quadríceps. *Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL ($p < 0,05$); † Diferença estatisticamente significativa para S6 ($p < 0,05$). 74

Figura 16 – Exemplo do slope do RMS durante exercício contínuo na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL o indivíduo número 5. As linhas em tons cinza correspondem a regressão linear das duas intensidades estudadas. 75

Figura 17 – Slope do RMS durante exercício contínuo na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL. *Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL ($p < 0,05$); † Diferença estatisticamente significativa para S6 ($p < 0,05$). 76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Metodologias para determinação da Máxima Fase estável de Lactato. Adaptado de Beneke (2003b). 43

Tabela 2 – Características antropométricas dos participantes..... 49

Tabela 3 – Coeficiente de correlação intraclasse (95% de intervalo de confiança) para o *slope* do RMS entre os diferentes tamanhos de janelamento (200, 1500 e 3000 ms) nos músculos *vastus medialis* (VM), *vastus lateralis* (VL) e *rectus femuralis* (RF). 67

Tabela 4 – Média ± DP do limiar de fadiga eletromiográfico (EMGLF) calculado em três diferentes janelamentos e do limiar de lactato para o músculo quadríceps no aparelho *leg press*. 67

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13

1.1 OBJETIVOS 17

1.1.1 Fase 1 17

1.1.2 Fase 2 17

2 REVISÃO DA LITERATURA 18

2.1 EXERCÍCIOS RESISTIDOS 18

2.2 EXERCÍCIO RESISTIDO E SUAS RESPOSTAS CARDIOVASCULARES E MUSCULARES 20

2.2.1 Bases fisiológicas para o treinamento resistido 23

2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE EMG DE SUPERFÍCIE 24

2.3.1 Bases do processamento do sinal EMG para monitoramento da fadiga muscular 28

2.3.2 Determinação do limiar de fadiga eletromiográfico 30

2.4 TRANSIÇÃO DO METABOLISMO AERÓBIO PARA ANAERÓBIO – LIMIAR ANAERÓBIO 33

2.4.1 Determinação do limiar anaeróbio em exercício resistido 35

2.4.2 Máxima fase estável do lactato 41

3 CASUÍSTICA E MÉTODOS 49

3.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA 49

3.2 DESENHO EXPERIMENTAL 50

3.2.1 Teste de 1RM 51

3.2.2 Teste incremental máximo 52

3.2.3 Teste contínuo – Máxima fase estável do lactato (MFEL) 53

3.2.4 Lactacidemia e limiar de lactato 55

3.2.5 Avaliação do consumo de oxigênio 57

3.2.6 Aquisição do sinal EMG 57

3.3 ANÁLISE DO SINAL EMG 58

3.3.1 Fase 1 – Análise EMG do teste incremental máximo 59

3.3.2 Fase 1 – Investigação do limiar de fadiga EMG 60

3.3.3 Fase 2 – Análise EMG dos testes contínuos 60

3.4 ANÁLISE ESTATISTICA 62

4 RESULTADOS 63

4.1 FASE 1 – TESTE INCREMENTAL 63

4.2 FASE 2 – TESTES CONTÍNUOS 70

5 DISCUSSÃO 77

5.1 RESPOSTA EMG DURANTE TESTE INCREMENTAL 77

5.2 RESPOSTAS FISIOLÓGICAS E EMG NOS TESTES CONTÍNUOS 81

6 CONCLUSÕES 87

REFERÊNCIAS 88

ANEXOS 101

ANEXO A – Aprovação comité de ética 101

ANEXO B – Termo de consentimento livre e esclarecido 102

1 INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMG) é um método valioso e não invasivo para o estudo do movimento humano e dos mecanismos neurofisiológicos da fadiga, que são normalmente avaliados durante contrações isométricas. Entretanto, as contrações isométricas podem não ser representativas da atividade muscular e dos mecanismos de fadiga durante atividades físicas habitualmente realizadas, como no caso do exercício resistido.

Apesar das ações musculares dinâmicas serem muito mais comuns no esporte do que as ações isométricas, elas representam um desafio maior no processamento do sinal EMG (Farina, 2006). O maior desafio resulta da característica não estacionária do sinal EMG devido ao movimento das fibras musculares abaixo dos eletrodos de registro, das alterações do tamanho das fibras musculares e das alterações do número de unidades motoras ativadas e as suas taxas de despolarização (Bonato, Gagliati *et al.*, 1996; Farina, 2006). Todos esses fatores são, na maioria das vezes, insignificantes durante a avaliação de contrações isométricas, contudo, podem dificultar substancialmente a interpretação do sinal EMG durante movimentos dinâmicos (Farina, 2006). Desta forma, métodos que permitem uma avaliação confiável das contrações dinâmicas apresentam grande importância para o estudo da função muscular e controle motor, tanto no esporte como na prática clínica esportiva.

O *root mean square* (RMS) tornou-se o parâmetro de amplitude do sinal EMG mais utilizado quando a distribuição da densidade EMG é gaussiana (Clancy e Hogan, 1999). É o parâmetro de amplitude mais sensível e confiável e o menos

afetado pelo cancelamento intrínseco devido à sobreposição dos potenciais de ação das unidades motoras (Keenan, Farina *et al.*, 2005).

No entanto, a resposta do RMS durante contrações dinâmicas pode ser influenciado por fatores geométricos, que podem conduzir a uma grande variabilidade do sinal (Farina, 2006; Mesin, Joubert *et al.*, 2006). A variância estimada pode ser substancialmente reduzida com o uso de técnicas especiais, como o branqueamento e a suavização do sinal EMG, utilizadas para melhorar a relação do sinal-ruído (Clancy, Bouchard *et al.*, 2001).

A natureza do exercício resistido, com alteração do ângulo de movimento e sucessivas ações concêntricas e excêntricas, causam uma característica não estacionária do sinal EMG, o que provoca o aumento da variabilidade dos parâmetros EMG com o tempo (Farina, 2006; Rogers e Macisaac, 2011). Assim, uma análise robusta deve determinar as alterações em longo prazo do sinal EMG, enquanto deve se manter insensível a alterações em curto prazo causadas por fatores dinâmicos. As alterações em longo prazo devem estar relacionadas com o processo de fadiga, enquanto que as alterações em curto prazo são causadas por mudanças no ângulo e velocidade de movimento. Devido às alterações da amplitude do sinal EMG durante o exercício dinâmico, deve ser selecionado um janelamento de suavização na qual o sinal esteja quase estacionário (D'alessio, 1985; Clancy, 1999). Mathiassen et al. (1995) descrevem que a técnica de suavização pode provocar efeitos profundos na validade da amplitude EMG, entretanto, os autores não apresentam recomendações científicas para o tamanho de janelamento.

Apesar de todas as limitações, a taxa de aumento da amplitude do sinal EMG em função do tempo (valor do *slope*), previamente sugerido por deVries et al. (1982), pode ser usado para analisar a resposta EMG. Quando o exercício é realizado a

uma carga constante e de alta intensidade até a exaustão, é necessário um recrutamento adicional e progressivo de fibras musculares para compensar a força perdida causada pela fadiga muscular. Este aumento no recrutamento de fibras musculares pode ser observado por um aumento no *slope* EMG (Devries, Moritani *et al.*, 1982; Moritani, Takaishi *et al.*, 1993). A maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o aumento da integral do sinal EMG (iEMG) é definida como limiar de fadiga EMG (EMG_{LF}), proporcionando uma interessante alternativa para a mensuração da mais alta intensidade que pode ser mantida sem a evidência de fadiga neuromuscular (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993).

Nesse sentido, também já foi sugerida uma forte correlação fisiológica entre alterações EMG e o limiar anaeróbio (LAn), que reflete a transição do metabolismo aeróbio para o metabolismo anaeróbio durante o exercício (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993; Hug, Faucher *et al.*, 2003; Maestu, Cicchella *et al.*, 2006). Além disso, a estabilidade do sinal EMG e do consumo de oxigênio (VO_2) permitiram a Moritani et al. (1993) sugerirem uma correlação direta entre o EMG_{LF} e o estado estável do metabolismo do lactato, representado pela máxima fase estável do lactato (MFEL). A MFEL é um importante aspeto fisiológico, uma vez que define a intensidade do exercício acima da qual o metabolismo anaeróbio proporciona uma crescente contribuição para a demanda energética do exercício (Billat, Sirvent *et al.*, 2003). É considerada um índice fisiológico fundamental para a determinação da fronteira entre o exercício moderado e exercício severo, no qual a estabilidade do VO_2 e da concentração de lactato sanguíneo e íons hidrogênio deixa de ocorrer (Baron, Dekerle *et al.*, 2003; Billat, Sirvent *et al.*, 2003). Apesar de existirem evidências da relação entre o aumento do sinal EMG e aumento do VO_2 (Shinohara e Moritani, 1992; Saunders, Evans *et al.*, 2000), ainda são escassas as pesquisas que

determinam a relação entre EMG_{LF} e a MFEL, mesmo durante exercícios aeróbios (Pringle e Jones, 2002). A grande variabilidade dos dados EMG durante exercícios dinâmicos é um dos fatores apresentados por Pringle e Jones (Pringle e Jones, 2002) para a dificuldade de estudar a correlação entre estas variáveis, mesmo quando foi observado que a MFEL corresponde ao limite superior do exercício moderado.

Considerando a repetição de movimentos isotônicos durante exercício resistido em diferentes intensidades, existem várias justificativas para o uso de diferentes janelamentos de suavização com o objetivo de diminuição da variabilidade do sinal, baseado tanto no tempo das fases concêntrica e excêntrica ou do tempo total da contração. Além disso, a determinação do LAn por diferentes parâmetros em exercício resistido (Moreira, Arsa *et al.*, 2008; Simoes, Mendes *et al.*, 2010; De Sousa, Magosso *et al.*, 2011; De Sousa, Magosso *et al.*, 2012) e da MFEL também em exercício resistido, conforme padronizado em nosso laboratório (Magosso, 2010; Sousa, 2010), também sugere a exploração da transição do metabolismo aeróbio para o metabolismo anaeróbio por métodos de análise EMG durante testes incrementais ou mesmo contínuos em exercício resistido, como o EMG_{LF}. Deste modo, os objetivos da pesquisa, que serão descritos em seguida, estão divididos em duas fases. Na primeira fase, os objetivos são baseados na seleção do janelamento mais apropriado para a análise do RMS e sua relação com o LAn. Já na segunda, são relacionados com a MFEL em exercício resistido.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Fase 1

- Comparar diferentes janelamentos de suavização usados para determinar o RMS dos músculos do quadríceps e o seu impacto no *slope* do RMS;
- Identificar um método confiável e não invasivo para estimar o aparecimento de fadiga durante exercício resistido incremental no aparelho *Leg Press* (LP);
- Comparar a resposta do *slope* do RMS com o LAn durante teste incremental no LP.

1.1.2 Fase 2

- Testar a hipótese que a intensidade da MFEL no LP corresponde à maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o aumento da amplitude do sinal EMG dos músculos do quadríceps;
- Comparar a resposta do *slope* do RMS com a MFEL durante testes contínuos no LP.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EXERCÍCIOS RESISTIDOS

Nos dias de hoje, o treinamento resistido, popularmente denominado de musculação, é uma das modalidades de exercício mais praticadas (Folland e Williams, 2007). Os exercícios resistidos são geralmente realizados com pesos, embora existam outras formas de oferecer resistência à contração muscular, como a utilização do próprio peso do corpo. Apresenta-se como uma forma segura de realização de exercício físico quando adequadamente prescrito e realizado, justificando sua indicação tanto para adultos saudáveis como para pessoas debilitadas, idosas, obesas, diabéticas, cardiopatas e crianças (Santarem, 1999). A segurança musculoesquelética do treinamento resistido deve-se à ausência dos principais fatores indutores de lesões, como impacto, traumas e quedas, variações de velocidade e direção de movimento (Santarem, 1999).

Segundo Kraemer e Ratamess (2004), o treinamento resistido possui alguns fatores que podem ser manipulados e que irão influenciar as respostas agudas e crônicas do praticante, denominados variáveis do treinamento resistido. Estas variáveis podem ser direcionadas durante o treinamento para o alcance dos objetivos pré-determinados, e envolvem: 1) intensidade; 2) volume; 3) intervalos entre as séries; 4) sequência dos exercícios; 5) velocidade de movimento; 6) exercícios selecionados; 7) frequência de treinamento; 8) ações musculares utilizadas. Analisando cautelosamente cada uma das variáveis, a sua manipulação pode resultar em um elevado número de possibilidades na montagem das sessões de treinamento (Fry, 2004). De acordo com Wernbom et al. (2007), a quantificação

da dose-resposta destas variáveis e as adaptações advindas de sua manipulação é fundamental para a prescrição apropriada dos exercícios resistidos, apesar da dificuldade inerente em se isolar qualquer uma das variáveis para que possa ser estudada.

No universo da musculação, uma grande variedade de exercícios pode ser adotada para desenvolver um mesmo agrupamento muscular. Entretanto, um exercício normalmente é o mais indicado para cada situação específica. Desse modo, o estudo biomecânico torna-se importante para a seleção dos exercícios, de modo a otimizar os estímulos em cada segmento corporal.

Entre os exercícios mais utilizados destaca-se o *Leg Press* 45º para o desenvolvimento da musculatura dos membros inferiores. O LP é caracterizado pela extensão do joelho com o quadril flexionado, tendo seu início com o indivíduo sentado com as costas apoiadas e os pés posicionados sobre a plataforma do aparelho. O mesmo deverá inspirar, desbloquear a trava de segurança e flexionar os joelhos ao máximo, de modo a levá-los até o nível das costelas na caixa torácica – fase excêntrica. Após a fase excêntrica, o indivíduo deverá realizar a extensão dos joelhos – fase concêntrica (angulação do joelho de 90 a 180 graus). Este exercício multiarticular desenvolve os maiores e mais poderosos músculos do corpo, possuindo similaridades biomecânicas e neuromusculares para muitos movimentos esportivos ou do dia a dia, como caminhar, correr ou saltar. O exercício LP apresenta as seguintes característica: 1) exercício específico para a parte inferior do corpo; 2) um exercício envolvendo grande massa muscular; 3) exercício com alavanca facilitadora do movimento; 4) exercício vastamente utilizado tanto na prática de musculação como para pesquisa; (5) exercício multiarticular, exigindo

maior coordenação neural entre os músculos (Fleck e Kraemer, 1997). Por todas essas razões, o LP foi o exercício selecionado para a presente pesquisa.

2.2 EXERCÍCIO RESISTIDO E SUAS RESPOSTAS CARDIOVASCULARES E MUSCULARES

Embora programas de exercícios físicos para melhora da capacidade cardiorrespiratória utilizem tradicionalmente exercícios dinâmicos e aeróbios, pesquisas mais recentes demonstram que os exercícios resistidos também podem ser adicionados como forma complementar do seu desenvolvimento, proporcionando também efeitos favoráveis na força e *endurance* muscular, na função cardiovascular, na redução do risco cardiovascular e nos aspectos psicossociais (Verrill e Ribisl, 1996; Kelley, 1997; Mccartney, 1998; Pollock, Franklin *et al.*, 2000; Banz, Maher *et al.*, 2003; Taylor, Dodd *et al.*, 2005).

É comum a caracterização de um exercício de natureza aeróbia pelo percentual do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx}$), no entanto, são poucos os estudos que avaliam o VO_2 em exercícios resistidos. Gotshalk et al. (2004) avaliaram um grupo de voluntários durante um treinamento em circuito, com vários grupos musculares, a 40% de uma repetição máxima (1RM) e demonstraram que o VO_2 é aproximadamente 50% do $VO_{2máx}$ determinado em esteira. Apesar de valores bem menores, os autores consideram suficiente para promover uma resposta de adaptação cardiovascular ao treinamento. Durante a realização do referido circuito, o VO_2 estabilizou após 7,5 minutos de exercício, porém, foram observados aumentos na frequência cardíaca até ao término do circuito.

Seguindo a mesma linha, em trabalho realizado no nosso laboratório foi verificado o VO_2 e gasto energético em oito mulheres jovens e saudáveis, durante a realização de treinamento resistido em circuito na intensidade do LAn para cada exercício (Costa, 2009). Encontraram-se valores médios de VO_2 de 0,53 ± 0,08 $L.min^{-1}$ e gasto energético de 2,68 ± 0,34 kcal por minuto, que foram significativamente menores que os valores encontrados quando as mesmas voluntárias realizaram exercício em esteira na intensidade do LAn (1,44 ± 0,27 $L.min^{-1}$ e 7,16 ± 1,36 kcal/min, respectivamente).

Entretanto, em outro estudo que avaliou as variáveis ventilatórias de indivíduos com insuficiência cardíaca em exercícios resistidos isolados a 40% de 1RM, o VO_2 durante a realização da rosca direta foi de aproximadamente 35% do consumo máximo de oxigênio (VO_{2max}), determinado em cicloergômetro, enquanto que na realização do LP, que envolve maior massa muscular, foi de 52% do exercício aeróbio (Cheetham, Green *et al.*, 2002). Este estudo reforça a ideia de que quanto maior a massa muscular envolvida em um exercício, maior é o VO_2 (Gotshalk, Berger *et al.*, 2004). Porém, mesmo um exercício que envolva grande massa muscular como o LP ainda não induz a um VO_2 comparável àquele atingido em exercícios de corrida ou cicloergômetro, apesar deste também ser dependente da carga imposta pelo exercício.

A intensidade do treinamento resistido dos estudos citados anteriormente foi baixa, relatando um VO_2 não acima de 50% do determinado em esteira. No entanto, quando a intensidade do exercício resistido aumenta, o VO_2 e o gasto energético total também são maiores (Bloomer, 2005).

Ainda assim, é escassa a literatura sobre os ajustes cardiovasculares, ventilatórios e metabólicos nos diferentes tipos de exercício resistido, sendo que

com relação a estes ajustes, atualmente é utilizada a técnica denominada de ergoespirometria, que tem a finalidade avaliar o desempenho físico ou a capacidade funcional de um indivíduo, conciliando a análise de gases expirados e variáveis respiratórias, bem como permite um valioso estudo da integração entre os sistemas cardiovascular, pulmonar e musculoesquelético (Taylor, Buskirk *et al.*, 1955).

Uma das principais contribuições que essa técnica oferece é a possibilidade de se determinar a ventilação (VE), VO_2, produção de dióxido de carbono (VCO_2), quociente respiratório (QR) e gasto calórico, além de determinar fatores ligados a indicadores determinantes de desempenho, identificação de intolerância ao exercício, transição metabólica, avaliação clínica e terapêutica de diversas doenças, prescrição de intensidade do exercício, índices de eficiência respiratória e cardiovascular e custo energético (Taylor, Buskirk *et al.*, 1955; Denis, Dormois *et al.*, 1984).

Em relação às respostas hemodinâmicas, quanto maior a intensidade do exercício resistido, maiores serão os aumentos de frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA), com consequente aumento do duplo produto (Meyer, Hajric *et al.*, 1999; Baum, Ruther *et al.*, 2003). A relação FC e PA é menor durante o exercício resistido dinâmico que durante o exercício aeróbio máximo, devido a uma diminuição da resposta pico da FC (Pollock, Franklin *et al.*, 2000). Durante os exercícios resistidos, ocorre aumento da perfusão subendocárdica, a elevação da PA diastólica e diminuição do retorno venoso, do volume diastólico do ventrículo esquerdo e da tensão da parede, contribuindo assim para a diminuição da resposta isquêmica em pacientes cardíacos (Pollock, Franklin *et al.*, 2000).

Os maiores aumentos de PA e FC são observados quando ocorre a manobra de Valsalva juntamente com a execução do exercício (Macdougall, Tuxen *et al.*,

1985). Além disso, a PA e FC aumentam durante a realização de uma série, sendo os picos encontrados nas últimas repetições (Meyer, Hajric *et al.*, 1999), o que faz com que a interdependência entre volume e intensidade também exerça influência nas respostas cardiovasculares.

O número de repetições de uma série também influencia as respostas pressóricas e de FC. Lamotte et al. (2005) demonstrou tal evidência ao utilizar um protocolo de baixa intensidade com 4 séries de 17 repetições a 40% de 1RM e outro de alta intensidade com 4 séries de 10 repetições a 70% de 1RM, observando maior resposta pressórica nas séries de baixa intensidade. Assim, além da resposta pressórica e FC aumentarem com a intensidade do exercício, aumentos consideráveis do número de repetições também desencadeia um aumento nessas duas variáveis.

Em suma, os ajustes cardiovasculares e respiratórios durante o exercício resistido estão na dependência da intensidade, duração, frequência e volume de exercício resistido (Mitchell e Victor, 1996; Catai, Chacon-Mikahil *et al.*, 2002). Deste modo, a lactacidemia, as respostas da FC e das trocas gasosas podem ter uma relação estreita durante o exercício resistido, que poderá ser estudada.

2.2.1 Bases fisiológicas para o treinamento resistido

A crescente demanda do treinamento resistido incentiva a procura de metodologias com maiores benefícios para prescrição destes exercícios. Entre os métodos de avaliação para sua prescrição, o teste de 1RM é muito utilizado, permitindo a determinação da carga para o treinamento resistido (Kraemer e Fry, 1995; Kraemer, Adams *et al.*, 2002).

Tradicionalmente, é recomendada a utilização de percentuais de cargas entre 60 a 90% de 1RM para a prescrição da intensidade do exercício resistido com o objetivo de desenvolvimento de força e hipertrofia muscular (Kraemer, Adams *et al.*, 2002; Acsm, 2009; Garber, Blissmer *et al.*, 2011). Entretanto, poucos estudos avaliam sistematicamente as respostas cardiovasculares, ventilatórias e metabólicas em diferentes intensidades de 1RM, com o objetivo de estudar a resposta de tais variáveis. Considerando que estas variáveis têm grande utilidade na prescrição de exercícios físicos aeróbios, a busca do entendimento de tais ajustes em exercício resistido possibilitará propor novas metodologias de avaliação com o objetivo cardiorrespiratório.

Alguns autores observaram que programas de treinamento resistido em altas intensidades, com diferentes tipos de população, produzem maiores benefícios que aqueles em baixas cargas de trabalho (Chtara, Chaouachi *et al.*, 2008; Schjerve, Tyldum *et al.*, 2008; Karinkanta, Heinonen *et al.*, 2009). No entanto, poucos estudos analisam de forma sistematizada diferentes intensidades de exercício resistido com o objetivo de determinar a magnitude das respostas cardiorrespiratórias e metabólicas para então propor novos sistemas de treinamento com diferentes objetivos. Dessa forma, o entendimento da contribuição aeróbia para o exercício resistido, bem como a demanda energética anaeróbia necessita de algumas investigações no campo da fisiologia aplicada (Dekerle, Brickley *et al.*, 2006).

2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE EMG DE SUPERFÍCIE

A EMG é um termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Especificamente, a EMG de

superfície representa o sinal elétrico gerado pelos músculos esqueléticos e detectado através da superfície da pele. Este método pode fornecer informações para detectar intervalos de ativação muscular, assim como para estudar estratégias de controle neural e propriedades do sistema neuromuscular. Todas estas informações são de grande importância em muitos campos, como na reabilitação, ergonomia, medicine do esporte, fisioterapia, neurofisiologia e cinesiologia (Zwarts e Stegeman, 2003; Drost, Stegeman *et al.*, 2006).

Um potencial de ação que se propaga por um motoneurônio ativa todos os seus ramos que, por sua vez, ativam todas as fibras musculares da unidade motora (Krnjevic e Miledi, 1958; Paton e Waud, 1967). A despolarização da membrana pós-sináptica de uma fibra muscular é propagada em ambas as direções ao longo da fibra, gerando uma diferença de potencial entre a face interna e externa da membrana celular, causada por um movimento de íons. Um eletrodo localizado nesta região irá detectar esta diferença de potencial, cuja variação no tempo é conhecida como um potencial de ação da fibra muscular. Desta forma, cada fibra muscular contribui para a formação do sinal captado na região do eletrodo, através de seu potencial de ação (figura 1). No diagrama, *n* representa o número total de fibras musculares de uma unidade motora que compõem o potencial de ação registrado pelos eletrodos. Para simplificar, são esquematizadas apenas as fibras musculares de uma unidade motora, entretanto, o potencial de ação pode ser conduzido a várias unidades motoras (De Luca, 1997).

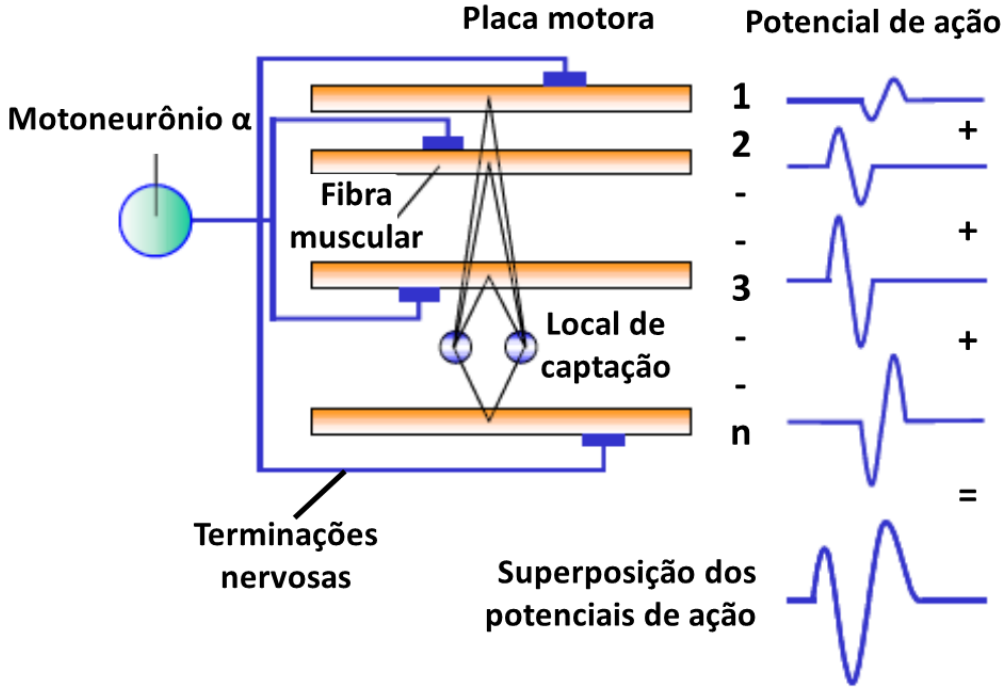

Figura 1 – Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora (Adaptado de De Luca, 1997).

Como representado na figura 1, as despolarizações da fibra muscular de uma unidade motora se sobrepõem no tempo. Desta forma, o sinal resultante no local de captação constitui uma superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação individuais. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso envia uma sequência destes potenciais, para que as unidades motoras sejam repetitivamente ativadas, resultando em um trem de pulsos. O sinal EMG é resultante do somatório destes trens, dado que são várias as unidades motoras envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular (De Luca, 1997).

A amplitude do sinal EMG apresenta uma característica estocástica por natureza e pode ser representado razoavelmente por uma distribuição Gaussiana. A amplitude do sinal pode variar entre 0 a 10 mV (pico a pico) ou entre 0 a 1,5 mV (RMS). O sinal captado apresenta frequências de até 500 Hz, com frequências

dominantes ente os 50 – 150 Hz (Merletti, Botter *et al.*, 2009). A captação do potencial de ação pode ser realizada por meio de eletrodos invasivos, denominados de fio ou de agulha, ou por meio de eletrodos não invasivos, os de superfície. Os eletrodos de superfície, apesar de não permitirem a captação do potencial de ação de uma única unidade motora, não apresentam os inconvenientes que os eletrodos invasivos podem apresentar, como a necessidade de cuidadosa esterilização, o perigo de quebra dos fios dentro do músculo e o desconforto do indivíduo (Moritani e Yoshitake, 1998). Por todas essas razões, a EMG de superfície é amplamente recomendada para o registro do sinal elétrico do músculo.

O projeto SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assesment of Muscle) apresenta recomendações de configuração e posicionamento dos eletrodos, com base em um levantamento de artigos publicados (Hermens, Freriks *et al.*, 2000). É recomendado que estes não sejam acoplados sobre os pontos motores ou nos limites musculo-tendíneos. Sugere-se posicionar o eletrodo próximo ao ponto motor na região do ventre muscular, evitando também a proximidade de outros músculos ativos. A sua configuração química deve ser constituída por eletrodos de prata e cloreto de prata (Ag/AgCl). Com relação à configuração física do eletrodo, é recomendada a utilização de eletrodos ativos com espaçamento intereletrodo de 20 mm. Estes são confeccionados com um amplificador diferencial muito próximo dos eletrodos de captação e tem por finalidade minimizar o ruído do sinal, incorporado na interface de transmissão, que é composto por baixas amplitudes (Hermens, Freriks *et al.*, 2000).

Após a captação do sinal EMG, este precisa ser tratado e analisado a fim de se interpretar as alterações fisiológicas decorrentes das contrações musculares. Existem dois tipos básicos de análise do sinal EMG, a análise no domínio do tempo

e a análise no domínio da frequência (Moritani e Yoshitake, 1998). A análise no domínio do tempo, que será utilizada neste estudo, permite, entre outras, a observação das relações entre força e atividade elétrica muscular (Moritani e Yoshitake, 1998; Mohamed, Perry *et al.*, 2002).

2.3.1 Bases do processamento do sinal EMG para monitoramento da fadiga muscular

Existem várias propostas com relação aos índices utilizados para monitorar o processo de fadiga muscular localizada. Todos os índices propostos são determinados por meio do monitoramento de alguma variável do sinal EMG durante um determinado tipo de exercício físico. A utilização de variáveis no domínio do tempo, como por exemplo, o RMS e a iEMG, são as mais utilizadas na literatura. Entretanto, também são utilizadas variáveis no domínio da frequência, como a frequência média e a frequência mediana, para monitorar o processo de fadiga muscular (Housh, Devries *et al.*, 1995; Moritani e Yoshitake, 1998).

As variáveis obtidas no domínio temporal do sinal EMG representam uma forma mais simples e bem determinada, do ponto de vista do processamento do sinal, para o monitoramento do processo de fadiga. Entretanto, estas variáveis apresentam algumas limitações, principalmente ligadas à relação entre o recrutamento das unidades motoras e a área de captação do eletrodo (De Luca, 1997). A aplicação da análise temporal é bem sucedida em exercícios no qual a resposta metabólica é fundamentalmente aeróbia, como em exercício realizado em cicloergômetro (Davis, Vodak *et al.*, 1976; Jammes, Caquelard *et al.*, 1998; Hug, Faucher *et al.*, 2003).

O monitoramento do processo de fadiga por meio de variáveis no domínio da frequência é um processo mais complexo, sendo que são propostos diferentes métodos para a determinação do processo de fadiga (Farina, 2006). Um dos métodos mais comuns é o cálculo da taxa de compressão do espectro de frequência do sinal, obtido por meio de regressões lineares de variáveis como a frequência mediana. Outros métodos mais complexos envolvem a obtenção de uma reta "padrão" que possa descrever o processo de fadiga muscular localizada (Devries, Housh *et al.*, 1990; Housh, Devries *et al.*, 1995; Farina, 2006). Estes métodos fundamentam-se na pressuposição de que a resposta do espectro de frequência do sinal EMG é dependente da intensidade do exercício. Dessa forma, se um sujeito realiza uma série de exercícios até à exaustão e com intensidades de carga diferentes, a inclinação das retas ajustadas aos dados de frequência mediana em cada série de exercício deve apresentar uma resposta específica. Tal resposta deve ser diretamente proporcional à intensidade do exercício, ou seja, quanto maior a intensidade, maior a inclinação negativa da reta (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993).

A utilização de variáveis no domínio da frequência necessita de um processamento da sua distribuição espectral. Por essa razão, todo o procedimento é mais complexo, uma vez que o cálculo da distribuição espectral é realizado por meio de duas diferentes transformadas: Transformada Discreta de *Fourier* (FDT) ou transformada rápida de *Fourier* (FFT) (Farina, 2006). Uma série temporal de característica estocástica deve comtemplar três condições para garantir a correta obtenção da sua distribuição espectral, são elas: 1) o processo randômico deve apresentar uma distribuição Gaussiana; 2) a série temporal deve ser estacionária; 3) o seu valor médio deve ser igual a zero (Farina, 2006). Como é conhecido, em condições de contração dinâmica, o sinal EMG gerado não apresenta uma resposta

estacionária bem definida como em situação de isometria. Este fator deve ser considerado como uma limitação para análise do sinal no domínio da frequência, levando apenas a uma aproximação no processamento deste tipo de sinal considerando um período máximo estacionário de 500 ms (Merletti, Knaflitz *et al.*, 1992; Potvin e Bent, 1997).

Entende-se que uma discussão metodológica que envolve a determinação do processo de fadiga em exercício resistidos nos diferentes domínios e no processamento do sinal EMG pode representar uma importante contribuição para o conhecimento de todo o processo que envolve a fadiga muscular.

2.3.2 Determinação do limiar de fadiga eletromiográfico

A fadiga muscular é definida como o declínio do desempenho muscular durante o exercício. Este fenômeno foi amplamente analisado nestas última décadas, mas sua etiologia ainda não foi totalmente elucidada. Entretanto, sabe-se que um dos fatores centrais para a sua causa está diretamente relacionada com os padrões de impulsos neuromusculares que ocorrem durante as contrações (Farina, 2006). Fundamentada dentro de um contexto científico que aborda tanto o domínio da biomecânica quanto no da fisiologia, a determinação do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) constitui-se em uma importante ferramenta utilizada no estudo do fenômeno da fadiga muscular e consequentemente do movimento humano. Para tal, são utilizadas algumas metodologias que apresentam como base, inicialmente, as propostas de deVries et al. (1982) e Moritani et al. (1993).

Tais métodos apresentam duas fases distintas, porém fortemente interligadas, que compreendem o protocolo de exercício a que o sujeito será submetido e os

procedimentos matemáticos empregados no processamento do sinal EMG coletado. Os cuidados que permeiam os métodos empregados na determinação do EMG_{LF} dizem respeito a adequada combinação entre a aplicação do protocolo de exercício e a escolha adequada das técnicas de processamento do sinal EMG. Se isto não for observado pode-se obter resultados que não são representativos do processo de fadiga muscular. Entende-se, dessa forma, que a validação do processo de determinação do EMG_{LF} é um passo importante para a proposição de métodos que tenham potencial de aplicação prática (Linnamo, Newton *et al.*, 2000; Bilodeau, Schindler-Ivens *et al.*, 2003).

Referente à fase de processamento, a análise do sinal EMG no campo da fadiga muscular envolve a observação, conjunta ou não, da resposta temporal do RMS, da integral do sinal EMG, da frequência média e da frequência mediana. Estas são as variáveis comumente usadas para descrever a amplitude ao longo do tempo e as componentes de frequência do sinal EMG (Farina, 2006).

A proposta de se obter o EMG_{LF} diz respeito à determinação de uma intensidade de exercício, crítica, que não provoque alterações nos parâmetros temporais e de frequência do sinal EMG. Ou seja, um exercício realizado na intensidade crítica do EMG_{LF}, teoricamente, poderia ser executado por um período prolongado de tempo sem sofrer um processo de fadiga muscular localizada (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993). Para que seja possível a determinação do EMG_{LF} é necessário que o processo de fadiga muscular localizada seja induzido por meio de um protocolo de exercício com carga externa. Neste sentido, percebe-se na literatura uma preferência pelos protocolos baseados em exercício isométricos. No entanto, utiliza-se em menor escala os exercícios isotônicos e, dentro destes em menor escala ainda, o exercício resistido. De uma forma geral, parece que o único

consenso em relação ao protocolo de exercício é que este deve, antes de tudo, garantir que o processo de perda do desempenho muscular seja realmente induzido (Potvin e Bent, 1997). Se esta garantia não for observada, pode-se ter uma situação na qual o índice ou limiar determinado não apresente relação com o fenômeno fisiológico avaliado. Embora o protocolo de exercício seja um componente do método para determinação do EMG_{LF}, o entendimento das respostas metabólicas do músculo ao exercício é igualmente importante para a análise da eficiência de um protocolo de exercício dentro do processo de determinação do EMG_{LF} (Moritani, Sherman *et al.*, 1992).

O fundamento básico que sustenta o monitoramento da fadiga muscular pela análise de parâmetros do sinal EMG está na relação de dependência destes parâmetros com os processos fisiológicos ocasionados pela fadiga muscular. Esta relação é dependente dos tipos de parâmetros analisados, especificamente, os parâmetros no domínio temporal ou no domínio da frequência. Por exemplo, se o monitoramento da fadiga muscular é realizado por intermédio da taxa de incremento da intensidade do sinal EMG (domínio do tempo), sabe-se que este incremento acontece como consequência do recrutamento de mais unidades motoras, que apresentam finalidade de compensar a saturação de fibras que já estão fadigadas, evitando a falência imediata do sistema (figura 2A) (Moritani, Tanaka *et al.*, 1984; Moritani, Muramatsu *et al.*, 1987; Moritani, Takaishi *et al.*, 1993; Moritani, Kimura *et al.*, 2005). Por outro lado, o monitoramento do espectro da frequência do sinal EMG fundamenta-se no fato de que durante o exercício físico a concentração de ácido lático aumenta em função do aumento da exigência da via metabólica glicolítica. Este aumento na concentração de lactato promove diminuição do pH, causando diminuição da velocidade da despolarização da fibra muscular, o que promove uma

compressão do espectro para frequências mais baixas, como representado na figura 2B (Sadoyama e Miyano, 1981; Esposito, Orizio *et al.*, 1998).

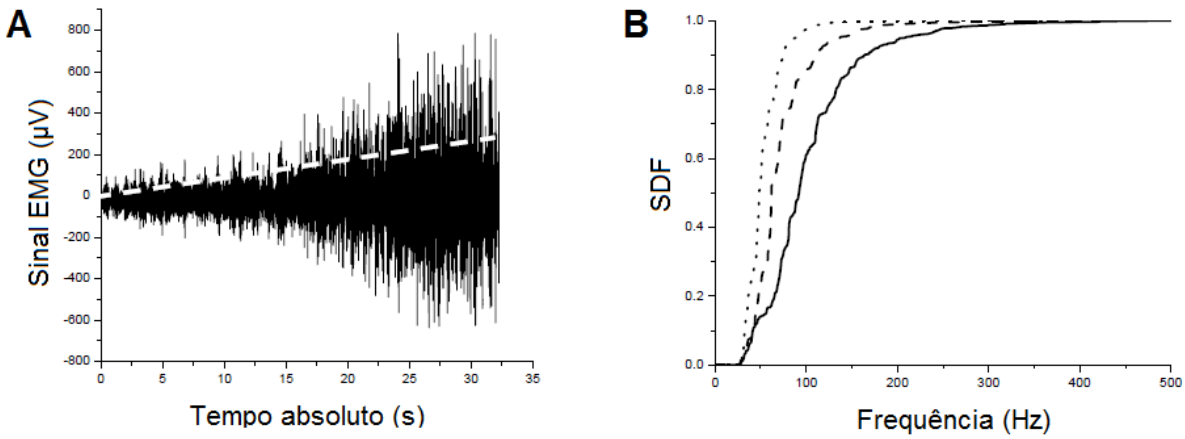

Figura 2 – (A) Resposta temporal do sinal EMG em função do tempo de execução de um exercício isométrico até à exaustão. A linha branca em tracejado representa a resposta temporal do RMS. (B) resposta da função de distribuição espectral (SDF) calculada através do mesmo sinal (Adaptado de Azevedo, 2007).

Os protocolos realizados em cicloergômetro são seguramente os mais descritos na literatura. A maioria dos estudos que utilizam este tipo de protocolo analisa os parâmetros temporais do sinal EMG para a determinação do EMG_{LF}, principalmente, a análise do RMS. São poucos os estudos que utilizam os parâmetros espectrais para a determinação do EMG_{LF} (Moritani e Yoshitake, 1998).

2.4 TRANSIÇÃO DO METABOLISMO AERÓBIO PARA ANAERÓBIO – LIMIAR ANAERÓBIO

Apesar de muita controvérsia sobre as causas do acúmulo de lactato durante o exercício físico (Brooks e Gaesser, 1980; Wasserman, Hansen *et al.*, 1986; Katz e Sahlin, 1988), existe consenso na literatura de que a partir de uma determinada intensidade do exercício crescente, o mesmo começa a acumular-se, chegando a provocar exaustão caso atinja concentrações muito elevadas. A intensidade onde ocorre o início do acumulo de lactato no sangue é de relevante importância para a prescrição de atividade física, denominada intensidade do LAn.

O termo LAn foi introduzido pela primeira vez em 1964 por Wasserman, que definiu como a intensidade de exercício na qual a concentração sanguínea de lactato começa a aumentar e a concentração de bicarbonato começa a diminuir (Wasserman e Mcilroy, 1964). Em 1967, propondo parâmetros ergoespirométricos para se estimar o ponto de inflexão da curva de lactato, Wasserman (1967) modificou o conceito de LAn para a intensidade de exercício acima da qual a concentração sanguínea de lactato aumenta de forma progressiva e a ventilação pulmonar se intensifica de maneira desproporcional ao oxigênio consumido.

Operacionalmente, o LAn pode ser definido como o momento, em relação à intensidade do esforço físico ou VO_2, quando a produção de ATP é suplementada pela glicólise anaeróbia, com formação de ácido lático. Assim, é a intensidade do exercício onde ocorre a transição do metabolismo predominantemente aeróbio para anaeróbio. Neste sentido, o LAn reflete um ponto crítico, onde intensidades superiores levam a acumulo de lactato sanguíneo, enquanto que em intensidades inferiores ao LAn ocorre manutenção da lactacidemia ou então remoção de parte da quantidade de lactato presente no sangue (Svedahl e Macintosh, 2003).

Robergs et al. (2004) propuseram um modelo para explicar o acúmulo de lactato no sangue em intensidades acima do LAn. Apesar da produção de lactato

ocorrer no citoplasma, seu aparecimento é determinado pela incapacidade da célula de produzir o ATP nas mitocôndrias por meio da respiração celular. Quando a hidrólise do ATP e, portanto, sua demanda, excede a taxa de ressíntese de ATP mitocondrial, a célula deve recorrer à produção não mitocondrial de ATP, o que resulta na formação de ácido lático. Porém, cabe ressaltar que durante a formação da molécula de ácido lático existe o consumo de dois prótons (H^+), que são captados de uma molécula de NADH, fazendo com que o ácido lático seja essencial para retardar a acidose e manter a produção de NAD^+, um substrato da glicólise que permite o contínuo fornecimento de energia por esta via.

2.4.1 Determinação do limiar anaeróbio em exercício resistido

Um dos maiores problemas relacionados à determinação e utilização do LAn ocorre em função do grande número de terminologias empregadas pelos pesquisadores para identificar fenômenos iguais ou semelhantes.

Em exercício físico dinâmico, como corrida ou ciclismo, o LAn é amplamente determinado por meio de diversos protocolos crescentes com estágios variados de duração, sendo que a intensidade na qual ocorre o ponto de inflexão na curva de lactato é considerado o LAn (Wasserman, Hansen *et al.*, 1986).

Além da utilização da concentração sanguínea de lactato para determinação do LAn, existem outras metodologias que possibilitam tal determinação. O método do limiar ventilatório, proposto por Wasserman (1986), é o mais utilizado. No entanto, existem outras metodologias como a análise de catecolaminas plasmáticas (Mazzeo e Marshall, 1989) ou o estudo da variabilidade da frequência cardíaca (Denadai, 1999). Outro método bastante interessante e desenvolvido em nosso

laboratório é a utilização de dosagens glicêmicas (Simoes, Grubert Campbell *et al.*, 1999) para determinação do LAn metabólico, sendo que a intensidade a qual corresponde a menor concentração de glicose sanguínea é denominada como a intensidade do limiar glicêmico (LG).

A procura por técnicas cada vez mais aperfeiçoadas para determinação do LAn permitiu o desenvolvimento de vários métodos matemáticos para análise de curvas de lactato sanguíneo, procurando retirar a subjetividade de uma simples análise visual (Orr, Green *et al.*, 1982; Beaver, Wasserman *et al.*, 1985; Soler, Folledo *et al.*, 1989). Entre estes métodos, podemos destacar análise algorítmica, baseada no estudo de Orr et al. (1982) e utilizada por vários autores (Mazzeo e Marshall, 1989; Podolin, Munger *et al.*, 1991). Neste modelo, a determinação do ponto de inflexão é realizada por intermédio da aplicação de dois modelos de regressão linear nos dados da concentração sanguínea, baseada no agrupamento da menor soma dos quadrados dos erros.

Desta forma, a descrição de todas essas metodologias, a literatura torna-se rica em relação às diversas técnicas de avaliação e utilização do LAn na prescrição do treinamento de exercícios aeróbios dinâmicos.

No entanto, apesar de literatura vasta para determinação do LAn em exercícios aeróbios dinâmicos, poucas pesquisas estudaram a cinética da curva de lactacidemia em exercícios resistidos crescentes.

A determinação do LAn em exercícios resistidos foi inicialmente realizada por Barros et al. (2004), que determinaram o LAn de indivíduos treinados e destreinados nos exercícios LP e rosca direta. Em um protocolo desenvolvido pelos autores, foi realizado o teste de 1RM para os exercícios, seguido de um teste crescente, iniciado com 10% de 1RM, e a cada série acrescentava-se 10% de 1RM. A duração de cada

estágio foi de 1 minuto, onde realizavam 20 repetições, com dois minutos de intervalo passivo, tempo este destinado à coleta de sangue, feita imediatamente após o termino de cada estágio, e elevação da carga. Os autores demonstraram que o LAn ocorria em aproximadamente 30% de 1RM, tanto para indivíduos treinados como destreinados e independentemente da massa muscular envolvida.

Posteriormente, Moreira et al. (2008) determinaram o LAn e LG em indivíduos fisicamente ativos com diabetes tipo 2 em exercícios resistidos. O protocolo incremental foi realizado com cargas de 10%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% e 90% de 1RM, com séries de 30 repetições, realizadas em 1 minuto, e dois minutos de intervalo para coleta de amostras de sangue nos exercícios LP e SR. O LAn e o LG para o LP foram encontrados em 31,0% e 32,1% de 1RM e para o SR em 29,9% e 32,1% de 1RM, respectivamente.

Simões et al. (2010) também identificaram o LAn em uma população idosa em aproximadamente 30% de 1RM para o exercício LP, por meio de exercício crescente com duração de estágios de quatro minutos e velocidade de 12 repetições por minuto.

Mais recentemente, em dois estudos realizados em nosso laboratório, foram discutidos diferentes modelos matemáticos (De Sousa, Magosso *et al.*, 2011) e também a utilização de parâmetros ergoespirométricos (De Sousa, Magosso *et al.*, 2012) para determinação do LAn em exercício resistido. Em relação aos modelos matemáticos, foi observado que um modelo algorítmico baseado na metodologia de Orr (1982) seria a mais eficiente para determinação do LAn em exercício resistido, apesar de não existirem diferenças para a metodologia de inspeção visual. A utilização de parâmetros ergoespirométricos também se mostrou válida para a determinação do LAn (De Sousa, Magosso *et al.*, 2012).

Nos estudos anteriormente descritos em exercício resistido, o LAn foi explicado, especialmente, pelo fator hemodinâmico provocado pelas contrações musculares. Em um teste crescente, ocorre aumento da pressão intramuscular que pode restringir o fluxo sanguíneo nos capilares, fazendo com que as células musculares tenham que produzir energia na ausência de oxigênio, por meio da via glicolítica com produção de ácido lático, posteriormente removido para o sangue.

A existência de um LAn em exercícios resistidos levanta a hipótese de que possa haver uma carga de trabalho de estabilização da lactacidemia, o que seria a máxima fase estável de lactato em exercícios resistidos.

2.4.1.1 Relação entre o limiar anaeróbio e EMG_{LF}

A atividade EMG do músculo aumenta com o tempo de execução do exercício, como resultado do processo de fadiga muscular. A atividade EMG em função do tempo produz curvas exponenciais, com poucas alterações do sinal EMG em intensidades leves a moderadas e rápidas alterações em intensidades elevadas (Viitasalo, Luhtanen *et al.*, 1985).

DeVries et al. (1982) foram os primeiros autores que propuseram um método para determinar o EMG_{LF} em cicloergômetro por meio de um protocolo com diferentes cargas até à exaustão. Este foi o primeiro estudo a ser observado uma forte correlação entre o LAn com o EMG_{LF}. Entretanto, o protocolo utilizado tinha uma limitação importante, que era a necessidade de realizar o exercício físico em diferentes intensidades até à exaustão. Pavlat et al. (1993), em um protocolo adaptado de DeVries et al. (1982), propuseram uma metodologia para a determinação do EMG_{LF} na qual realizaram cargas preditivas com duração fixa de um minuto. Por meio deste protocolo os autores puderam determinar o EMG_{LF} com a

vantagem de cada carga ser realizada por um curto período de tempo e não até à exaustão. Matsumoto et al. (1991) também demonstraram um elevada correlação entre o EMG_{LF} e o LAn, apesar de uma superestimava da capacidade física avaliada pelo EMG_{LF}.

A figura 3 representa a aplicação do método da integral do sinal EMG para determinação do EMG_{LF} (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993). A integral do sinal EMG está plotada em função do tempo em quatro diferentes cargas (400, 350, 300 e 275 W) no cicloergômetro, com o objetivo de determinar a taxa do aumento da integral do sinal EMG (iEMG *slope*). Como pode ser observado, quanto maior a carga de trabalho, maior o aumento do *slope* do iEMG, indicando grande fatigabilidade. Os *slopes* do iEMG (figura 3A) são plotados em relação à carga de trabalho, resultando em regressões lineares que foram extrapoladas para *slope* igual a zero, o que possibilitava a intercepção do eixo da carga (figura 3B), que era interpretado como o EMG_{LF}.

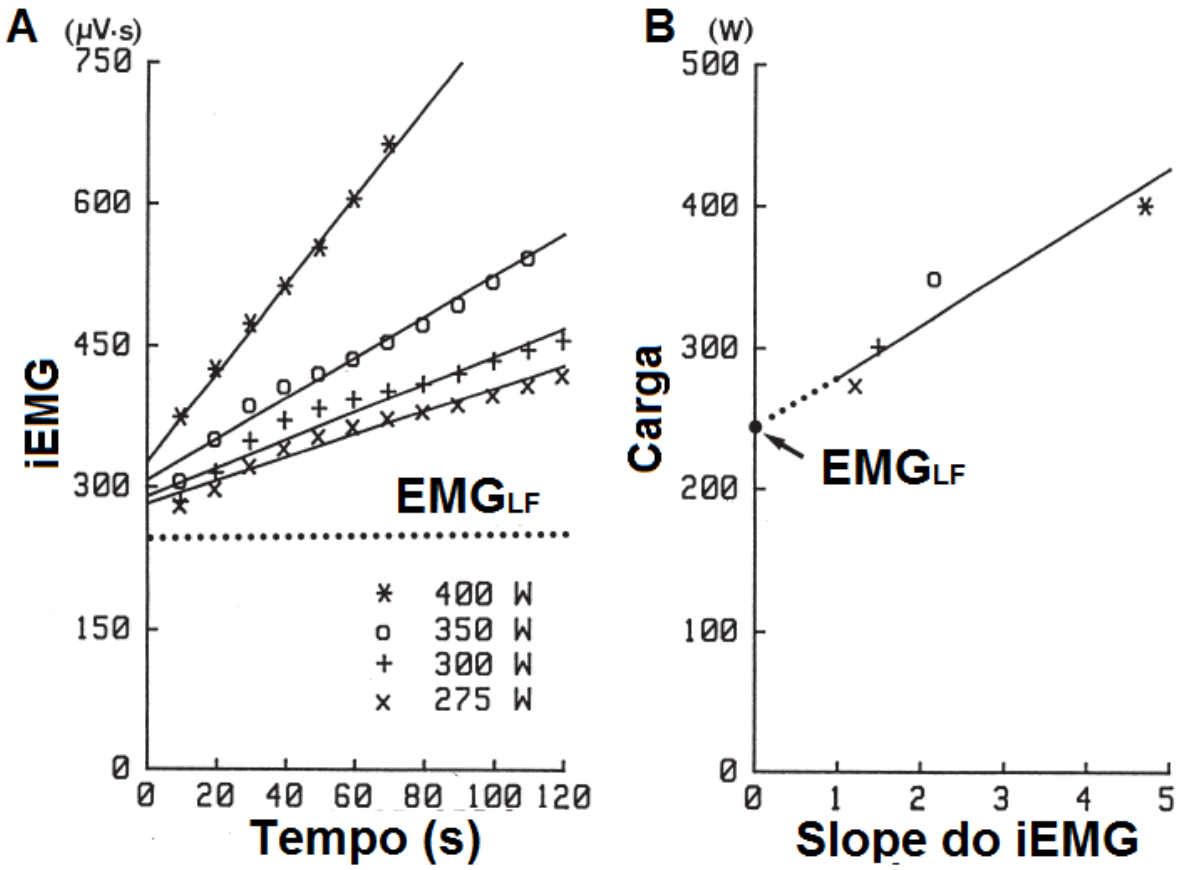

Figura 3 – Método para determinação do limiar de fadiga EMG (EMG_{LF}). (a) integral do sinal EMG (iEMG) em diferentes cargas de trabalho plotadas em função do tempo. (b) Carga de trabalho no cicloergômetro plotada em função do slope do iEMG (Adaptado de Moritani et al., 1993).

Após os estudos clássicos da utilização da EMG de superfície como um método válido de determinação do LAn em exercícios dinâmicos, outras pesquisas mais recentes também já demonstraram a relação existente entre EMG_{LF} e LAn (Moritani e Yoshitake, 1998; Lucia, Sanchez *et al.*, 1999; Hug, Faucher *et al.*, 2003; Maestu, Cicchella *et al.*, 2006; Mello, Oliveira *et al.*, 2006; Candotti, Loss *et al.*, 2008). O lactato acumulado parece exercer uma influência negativa no ambiente intracelular e na atividade muscular, resultando em deficiente contração muscular e a necessidade de recrutamento de unidades motoras adicionais para compensar essa deficiente contração.

A análise de todas estas pesquisas sugere que o EMG_{LF} pode ser uma alternativa atraente da mensuração da maior carga de trabalho sustentada sem a evidência de fadiga muscular. Desta forma, é especulado que o EMG_{LF} pode estar intimamente associado com o estado estável do metabolismo do lactato (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993).

2.4.2 Máxima fase estável do lactato

A MFEL é definida como a maior concentração de lactato que pode ser alcançada para a manutenção de um estado de equilíbrio em um exercício submáximo com carga de trabalho constante. Assim, a carga de trabalho correspondente à MFEL representa a maior intensidade submáxima que pode ser realizada sem a contribuição do metabolismo anaeróbio (Heck, Mader *et al.*, 1985; Beneke, 1995). Acima da intensidade da MFEL, a cinética da concentração do lactato sanguíneo apresenta um claro aumento com o tempo durante um exercício com carga constante (Heck, Mader *et al.*, 1985; Beneke, 1995).

Quando um exercício é realizado na MFEL, o lactato não se acumula no plasma, e presume-se que o metabolismo aeróbio seja suficiente para suprir toda a demanda energética do exercício, portanto a mensuração do VO_2 pode quantificar o consumo energético do exercício e, além disso, a fadiga é minimizada e o tempo de exaustão é relativamente longo (Svedahl e Macintosh, 2003). Por este motivo, existe uma grande relação entre a carga de trabalho associada à MFEL e a performance em atividades de longa duração.

Uma vez que a MFEL é o principal método para determinação da maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o contínuo acúmulo de lactato no sangue,

foram desenvolvidos vários protocolos para sua mensuração (Heck, Mader *et al.*, 1985; Beneke, 1995). Todos os métodos diferem, basicamente, no tempo de duração, período de observação da cinética do lactato e a sua concentração máxima de aumento aceite. A metodologia mais utilizada na literatura é a realização de séries de exercícios com intensidade constante e duração de 30 minutos em diferentes dias. Por meio dessas séries de exercícios, a MFEL é definida como a maior carga de trabalho onde a concentração de lactato sanguíneo não aumenta mais de 1 $mmol.L^{-1}$ nos últimos 20 minutos do teste (Heck, Mader *et al.*, 1985; Beneke e Von Duvillard, 1996). A tabela 1 mostra os protocolos mais difundidos na literatura para determinação da MFEL.

A maioria das diferenças encontradas nas metodologias se deve ao fato de que o tempo para se atingir um estado de equilíbrio na lactacidemia pode demorar de 2 a 5 minutos, dependendo do grau de elevação do lactato e do incremento de carga durante o teste incremental (Freund, Oyono-Enguelle *et al.*, 1986). Existe uma faixa de carga de trabalho em um exercício de intensidade constante em que o lactato sanguíneo se mantém estável após um primeiro aumento exponencial.

Tabela 1 – Metodologias para determinação da Máxima Fase estável de Lactato. Adaptado de Beneke (2003b).

Autores	**Modalidade**	**Duração do teste (min)**	**Aumento máximo da [Lac] ($mmol.L^{-1}.min^{-1}$)**
Aunola & Rusko (1992)	Cicloergometro	?	0,025
Beneke (1995)	Cicloergometro	20	0,05
Beneke *et al.* (1996)	Cicloergometro	30	0,05
Beneke & Von Duvillard (1996)	Remoergometro	30	0,05
Billat et al. (1994)	Esteira	20 e 30	?
Haverty et al. (1988)	Esteira	20	0,02
Heck (1990)	Cicloergometro	30	0,05
Heck et al. (1985)	Esteira	28	0,05
Mocellin et al. (1990)	Esteira	15,5	0,04 ou 0,08
Stockhausen et al. (1995)	Cicloergometro	24	0,04
Urhausen et al. (1993)	Cicloergometro	30	0,05
Williamsand Armstrong (1991)	Esteira	10	0,1

Outra variável importante é o tempo de exaustão nesta intensidade de exercício e, apesar de ainda ser pouco estudada, estima-se que seja por volta de 60 minutos (Billat, Sirvent *et al.*, 2003). Baron et al. (2008) avaliaram o tempo de exaustão na MFEL em ciclo ergômetro e a resposta de vários parâmetros fisiológicos de indivíduos treinados, no intuito de determinar qual seria a causa de fadiga quando o exercício é realizado na MFEL. O tempo médio de exaustão foi de 55 ± 8 minutos e não foram observadas mudanças do décimo minuto até o término do exercício para as concentrações arteriais de piruvato, bicarbonato, hemoglobina, pO_2, saturação do oxigênio (sO_2), osmolaridade, hematócrito, além do VO_2, produção de CO_2 (VCO_2) e quociente respiratório (QR). A partir do décimo minuto de

exercício, ocorreu redução da lactacidemia, pressão parcial do CO_2 (pCO_2), aumento de pH e *base excess* (BE). Os parâmetros de percepção subjetiva de esforço (PSE), ventilação e frequência cardíaca aumentaram do décimo minuto para o final do exercício. Apesar destas modificações, os autores não conseguiram determinar qual foi a causa da fadiga no exercício realizado na MFEL em cicloergômetro, e os mecanismos biológicos de fadiga foram associados a um controle homeostático de sistemas fisiológicos periféricos durante o exercício (Baron, Noakes *et al.*, 2008).

O mesmo grupo de pesquisa (Baron, Dekerle *et al.*, 2003) já havia comprovado que a MFEL não corresponde a um completo estado estável fisiológico. Durante 30 minutos de exercício em cicloergômetro na MFEL, os parâmetros avaliados foram similares ao outro estudo realizado (Baron, Noakes *et al.*, 2008), demonstrando que apesar da estabilização da lactacidemia, não se pode dizer que a MFEL corresponde a um completo estado estável fisiológico, onde ocorrem aumentos de frequência cardíaca e ventilação, e portanto estes dois parâmetros não podem ser avaliados individualmente para determinar se um indivíduo está realizando um exercício na carga da MFEL.

A importância da avaliação e utilização da MFEL na prescrição de treinamento foi demonstrada por Billat et al. (2004), que treinaram 11 corredores fundistas experientes durante 6 semanas na velocidade da MFEL (vMFEL), e demonstraram que após o período de treinamento, os atletas apresentaram pequenos mas significantes aumentos na vMFEL e no $VO_{2máx}$. Outro benefício encontrado pelos autores foi aumento do tempo em que os indivíduos entraram em exaustão, que representa o chamado *endurance*, ou resistência muscular localizada, definido como a capacidade de suportar um exercício por longo período de tempo (Billat, Sirvent *et al.*, 2004). Philp et al. (2008) avaliaram corredores moderadamente

treinados, que foram submetidos a um período de treinamento de 4 semanas na vMFEL e também apresentaram aumentos na vMFEL e $VO_{2máx}$ ainda maiores que aqueles encontrados na pesquisa de Billat. Esses estudos (Billat, Sirvent *et al.*, 2004; Philp, Macdonald *et al.*, 2008) comprovam que a MFEL, além de parâmetro de avaliação e determinante de performance, também serve como estímulo de treinamento para a vMFEL, VO_{2max} e endurance, indicando que indivíduos com menor grau de treinamento podem ser os maiores beneficiados pelo treino na vMFEL.

Além da avaliação em corredores, a MFEL também foi descrita em ciclistas (Harnish, Swensen *et al.*, 2001; Van Schuylenbergh, Vanden Eynde *et al.*, 2004; Denadai, Ruas *et al.*, 2006), remadores (Beneke, Leithauser *et al.*, 2001), triatletas (Van Schuylenbergh, Eynde *et al.*, 2004) e em protocolos envolvendo ratos (Gobatto, De Mello *et al.*, 2001; Ferreira, Rolim *et al.*, 2007). Dessa forma, a determinação da MFEL tornou-se muito popular no diagnóstico do desempenho físico em diversos esportes de *endurance*. Entretanto, a determinação da MFEL requer que o indivíduo realize de 3 a 5 testes de carga constante em dias diferentes. Este procedimento aumenta os custos operacionais do laboratório, além de poder interferir na rotina de treinamento de um atleta. Na tentativa de determinar a MFEL em apenas uma visita ao laboratório, vários estudos objetivam identificar indiretamente a intensidade da MFEL, enfrentando o problema de possível inadequada estimativa da MFEL por meio de limiares de lactato (Faude, Kindermann *et al.*, 2009). Nesse sentido, vários pesquisadores avaliaram a relação entre diferentes conceitos de limiar de lactato e MFEL. Estudos realizados em corredores de endurance (Simoes, Grubert Campbell *et al.*, 1999) e jogadores de futebol (Denadai, Gomide e Greco, 2003) confirmaram a validade do LAn para estimar a intensidade da MFEL durante a corrida. Entretanto,

Beneke (1995) verificou em remadores com diferentes níveis de performance, que o LAn superestimou a intensidade da MFEL. Diferenças na massa muscular envolvida nestes tipos de exercício podem explicar em parte estes resultados (Beneke, 2003a). Faude et al. (2009), descrevem que a intensidade do LAn determinada por meio de testes incrementais apresenta uma tendência para ser significativamente maior que a intensidade da MFEL. Outro fator que pode influenciar na validade do LAn para estimar a MFEL é o nível de treinamento aeróbio dos indivíduos. Alguns estudos propõem que a concentração da lactato sanguíneo no LAn poderia diminuir com o aumento da performance aeróbia (Beneke, 2003a).

Como mostrado na tabela 1, os protocolos para determinação da MFEL são baseados em modalidades como a corrida, a natação, o ciclismo ou mesmo o remo. O estudo da MFEL em exercício resistido ainda é uma área que necessita de maiores evidências científicas. Apenas em nosso laboratório foi proposto um teste para determinação da MFEL em exercício resistido (Magosso, 2010; Sousa, 2010). O teste foi baseado na determinação da MFEL em exercício de endurance, com adaptações para o exercício resistido. Assim sendo, o teste apresenta a duração de 30 minutos com a realização de 15 séries de exercício constante com duração de 1 minuto cada série e recuperação de 1 minuto. É considerado MFEL a maior intensidade do exercício (%1RM) em que a concentração de lactato não aumente mais que 1 $mmol.L^{-1}$ nos últimos 10 minutos de exercício. Por meio do protocolo acima citado, Magosso (2010) e Sousa (2010) demonstraram a existência de MFEL em exercício resistido, tanto em população adulta como em idosos. Além da estabilidade da concentração de lactato, também foram observadas a estabilização de parâmetros ventilatórios e FC.

O conceito de MFEL em exercício resistido proporciona um modelo de dois componentes, aeróbio e anaeróbio, de fornecimento bioenergético humano para este tipo de exercício, onde tem sido generalizado como predominantemente anaeróbio. Por outro lado, pode demarcar a transição do exercício resistido moderado para o exercício intenso. O exercício moderado poderia teoricamente ser mantido indefinidamente, por um longo período de tempo sem fadiga muscular.

2.4.2.1 Máxima fase estável do lactato e EMG_{LF}

Como descrito anteriormente, o EMG_{LF} pode estar intimamente associado com o estado estável do metabolismo do lactato (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993). Como forma de explorar esta associação, Moritani et al. (1993) realizaram experimentos adicionais para determinar se o EMG_{LF} representa na prática a maior carga de trabalho que pode ser mantida sem a evidência de fadiga neuromuscular. Para esse objetivo, os participantes realizaram diferentes exercícios constantes por 20 minutos com diferentes cargas de trabalho. A resposta do sinal EMG e do VO_2 apresentou estabilidade em exercícios realizados abaixo ou na intensidade do EMG_{LF}. Entretanto, em intensidades acima do EMG_{LF} ocorreu um aumento acentuado do sinal EMG de do VO_2. Estes resultados preliminares puderam mostrar que em exercícios com intensidades constantes até ao EMG_{LF} ocorre um estado estável do sinal EMG e do VO_2 (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993).

Desta forma, Moritani et al. (1993) definiram que a intensidade do EMG_{LF} é a maior intensidade que pode ser mantida sem um aumento na integral do sinal EMG em função do tempo. Este conceito é baseado na observação de uma relação linear entre a intensidade do exercício e a taxa de aumento do sinal EMG com o tempo (Housh, Johnson *et al.*, 1991). Apesar de existirem evidências da relação entre o

aumento do sinal EMG e aumento do VO_2 (Shinohara e Moritani, 1992; Saunders, Evans *et al.*, 2000), ainda são escassas as pesquisas que determinaram a relação entre EMG_{LF} e a MFEL, mesmo durante exercícios aeróbios. Pringle e Jones (2002) foram dos poucos autores a relacionar estas duas variáveis durante cicloergômetro. Entretanto, os autores não observaram uma relação forte entre a MFEL e EMG_{LF}, isto porque conseguiram determinar o EMG_{LF} em apenas metade dos participantes. Além disso, observaram grande variabilidade dos dados EMG durante os exercícios constantes, impossibilitando a análise estatística adequada para determinação da relação.

Assim, são escassas as pesquisas que relacionam a MFEL com o EMG_{LF}. Além disso, também são escassos os estudos da MFEL durante exercício resistido, assim como a determinação do EMG_{LF} neste tipo de exercício. Por tudo isso, ainda não existe uma relação conhecida entre MFEL e EMG_{LF} durante exercício resistido.

3 CASUÍSTICA E MÉTODOS

3.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA

Participaram do estudo 13 homens saudáveis e com experiência mínima de seis meses em treinamento resistido. Por motivos de coleta de dados equivocada, um voluntário foi excluído da pesquisa. As características antropométricas dos participantes são apresentadas na tabela 2.

Tabela 2 – Características antropométricas dos participantes

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	26,0	2,9	21,0	33,0
Estatura (cm)	180,7	6,5	170,0	192,0
Massa corporal (kg)	82,3	7,3	70,0	95,0
IMC (kg/m^2)	25,2	1,7	23,1	28,7

IMC: índice de massa corporal.

Os critérios de inclusão utilizados para seleção da amostra foram os seguintes: (1) gênero masculino; (2) faixa etária de 20 a 35 anos; (3) experiência prévia em pelo menos seis meses em treinamento resistido.

Também foram adotados alguns critérios de exclusão, como: (1) tabagismo; (2) etilismo; (3) problemas cardíacos ou respiratórios; (4) problemas articulares ou musculares que limitassem a realização dos movimentos; (5) patologias que pudessem interferir no metabolismo do indivíduo, como diabetes, dislipidemias e

anemia; (6) uso de recursos ergogênicos ou esteroides anabólicos androgênicos nos seis meses que antecederam o estudo.

Os experimentos realizaram-se no período da manhã, em uma sala com temperatura controlada entre 22 – 24 ºC e umidade relativa do ar entre 50 – 60%. Cada participante foi instruído para evitar bebidas contendo cafeína e outros estimulantes no dia anterior aos testes.

O projeto foi aprovado no comitê de ética da Universidade Federal de São Carlos por meio do parecer número 494.2009 (ANEXO A) e está em conformidade com a declaração de Helsinki para estudos com humanos (1964). Os indivíduos foram informados dos riscos inerentes ao experimento e assinaram um termo de consentimento livre esclarecido antes da participação nos testes (ANEXO B).

3.2 DESENHO EXPERIMENTAL

Os participantes realizaram duas fases de testes em dias diferentes no aparelho LP (*Leg press* 45º, Reforce, Brasil). A primeira fase constituiu-se por duas sessões: (1) determinação de 1RM e, após 48 h, (2) teste incremental máximo no LP com mensuração da concentração de lactato em cada estágio. O sinal EMG de três músculos do quadríceps foi continuamente capturado durante o teste incremental máximo e o valor RMS contido em três diferentes tipos de suavização foi analisado e comparado. A segunda fase constituiu-se por três sessões de testes contínuos para determinação da MFEL. Iniciou-se 48 h após o término da primeira e as sessões que a constituíam também foram separadas por 48 h entre si. Mensurou-se o VO_2 e a concentração de lactato durante todos os testes da segunda fase. Também se

coletou continuamente o sinal EMG de três músculos do quadríceps durante os testes contínuos e analisou-se o valor RMS em um tipo de suavização.

Os participantes realizaram o movimento no LP da seguinte forma: (1) duração de 3 s para cada ciclo de movimento, ou seja, cada repetição; (2) duração de 1,5 s para a fase concêntrica e 1,5 s para a fase excêntrica; (3) ângulo de movimento do joelho entre 90 e 180 graus, controlado por um eletrogoniômetro (EMG system, Brasil).

3.2.1 Teste de 1RM

Após uma breve familiarização dos movimentos a realizar, os participantes realizaram o teste de 1RM para o exercício LP, como descrito por Kraemer e Fry (1995). Todos os indivíduos realizaram uma série de aquecimento de oito repetições a 50% de 1RM estimada, de acordo com a experiência de treinamento dos participantes e da relação conhecida na literatura entre o número de repetições máximas realizadas e o percentual de 1RM (Hoeger, Barette *et al.*, 1987). Após dois minutos de descanso, uma série de três repetições a 70% da 1RM estimada foi realizada. Os levantamentos seguintes constituíram-se por repetições simples com cargas progressivamente mais pesadas até a 1RM ser determinada, com intervalo de descanso entre as tentativas de cinco minutos. Durante os intervalos ocorreu o ajuste dos pesos para a tentativa seguinte. O ajuste de carga realizou-se a partir da informação cedida pelo avaliado e o número de tentativas para determinação da carga máxima foi de cinco. O procedimento de determinação de 1RM permitiu a utilização de suas frações (ex. 10% de 1RM) no teste crescente e na quantificação da intensidade do exercício, visto que esta quantificação em percentual de 1RM é

uma das formas mais comuns dentro da prática de treinamento resistido e principalmente em estudos científicos (Fry, 2004).

3.2.2 Teste incremental máximo

O teste crescente consistiu em séries de 20 movimentos realizados em 1 min, seguido de 2 min de intervalo entre as séries (figura 4). Cada movimentos tinha a duração de 3 s, sendo 1,5 s para a fase concêntrica e 1,5 s para a fase excêntrica. Um pesquisador experiente controlou a velocidade de movimento, com *feedback* verbal e visual sempre que o voluntário alterasse a velocidade. As intensidades selecionadas para o teste incremental máximo foram 10, 20, 25, 30, 35 e 40% de 1RM. Subsequentemente, o ajuste incremental de carga foi de 10% de 1RM até à exaustão. Esta divisão de intensidades baseou-se no fato de que estudos prévios demonstraram que o LAn em exercícios resistidos ocorre próximo de 30% de 1RM, independentemente do exercício realizado (Moreira, Arsa *et al.*, 2008; Simoes, Mendes *et al.*, 2010; De Sousa, Magosso *et al.*, 2011; De Sousa, Magosso *et al.*, 2012).

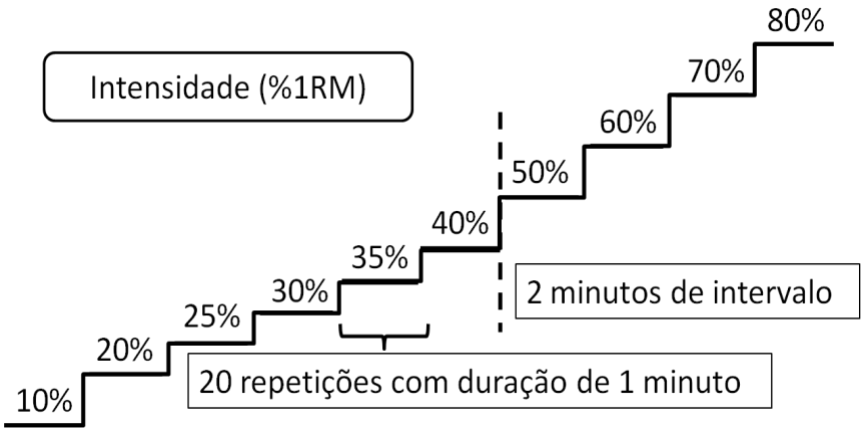

Figura 4 – Teste incremental máximo em exercício resistido.

A interrupção do teste ocorreu ou por incapacidade do voluntário realizar o movimento dentro dos padrões biomecânicos previamente estabelecidos ou por incapacidade de realizar o número de repetições pré-estabelecidas para cada estágio. Considerou-se o último estágio a intensidade na qual o participante conseguiu realizar, no mínimo, 18 movimentos.

3.2.3 Teste contínuo – Máxima fase estável do lactato (MFEL)

A MFEL determinou-se em três sessões de testes contínuos, com diferentes intensidades. A primeira sessão foi realizada na intensidade equivalente ao limiar de lactato dos participantes, previamente determinado no teste incremental máximo. A intensidade da segunda e terceira sessão determinou-se em função da resposta da lactacidemia obtida no primeiro teste.

Cada sessão contínua consistiu em 15 séries de 20 movimentos, com duração de um minuto cada série e padronização de velocidade igual à utilizada no teste incremental máximo (figura 5). O intervalo entre as séries foi de um minuto, com duração total do teste de 30 minutos, como preconizado por Beneke *et al.* (2003b) para determinação de MFEL em exercícios aeróbios. O teste era dado como encerrado quando o indivíduo completasse corretamente as 15 séries do exercício; caso não fossem completados, no mínimo, 15 movimentos em uma série ou incapacidade de realizar os movimentos com biomecânica correta – interrupção por fadiga. Por convenção, a primeira série foi nomeada de S1, a segunda série de S2 e assim sucessivamente, até a série 15 (S15). Durante o teste contínuo, a lactacidemia determinou-se em S3, S6, S9, S12 e S15.

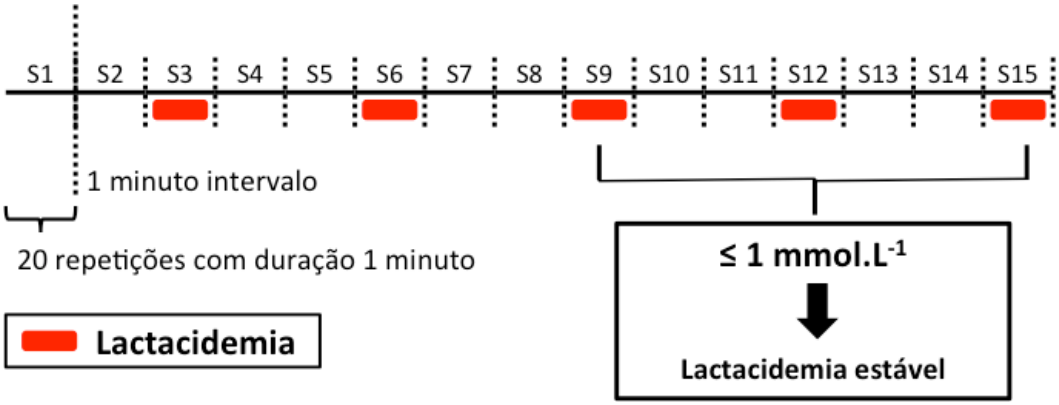

Figura 5 – Sessão de teste contínuo (intensidade constante) para determinação da máxima fase estável do lactato.

Como exemplificado na figura 6, caso a lactacidemia permanecesse estável, ou seja, com variação menor ou igual a 1,0 mmol.L^{-1} de S9 para S15, a intensidade era aumentada em dois estágios para o segundo teste (ex. de 30% para 40% de 1RM). Por outro lado, caso a lactacidemia apresentasse elevação maior que 1,0 mmol.L^{-1} de S9 para S15, ou seja, não ficasse estável, a intensidade era diminuída em dois estágios (ex. de 30% para 20% de 1RM). Este procedimento repetiu-se na terceira sessão, no entanto, o ajuste era realizado apenas em um estágio (ex. de 20% para 25%, caso a variação da lactacidemia fosse menor que 1mmol.L^{-1}). Por meio deste ajuste de intensidade entre os testes, todos os voluntários realizaram uma sessão em que não houve estabilização da lactacidemia, considerada como acima da MFEL, e uma sessão onde ocorreu estabilização da concentração de lactato sanguíneo, considerada como a MFEL para o exercício.

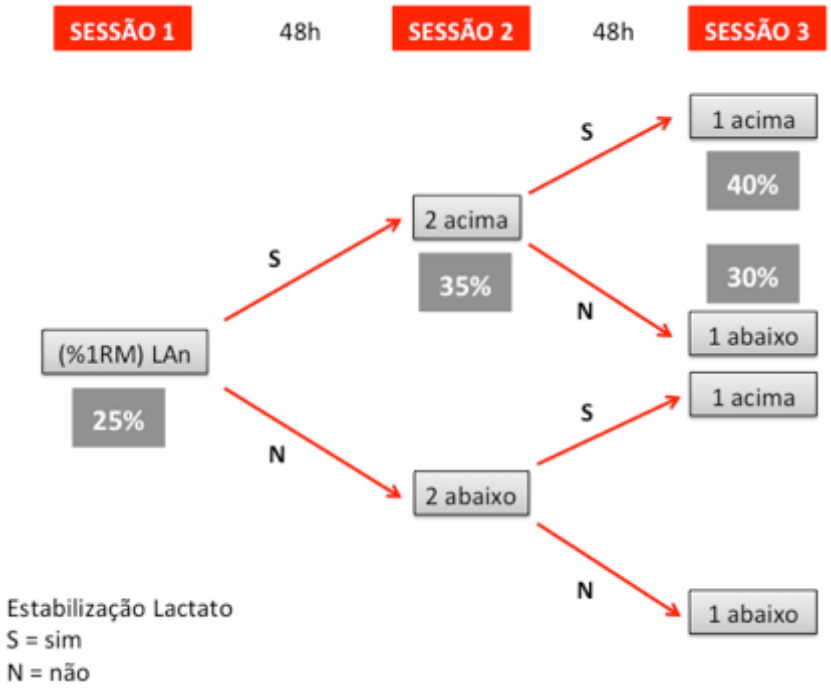

Figura 6 – Diagrama para definição da intensidade do teste constante para determinação da máxima fase estável do lactato.

O aumento ou diminuição da intensidade do exercício realizou-se de acordo com os estágios executados no teste incremental máximo, previamente realizado.

3.2.4 Lactacidemia e limiar de lactato

Uma amostra de 25 µl de sangue foi coletada do lobo da orelha na situação de repouso e 30 s após o final de cada estágio do teste incremental máximo (Goodwin, Harris *et al.*, 2007). A concentração de lactato sanguíneo determinou-se em lactímetro com uso de um método eletro-enzimático (1500 Sport, Yellow Springs Instruments Inc., USA). Sempre que possível, a amostra de sangue analisou-se diretamente no lactímetro, ou seja, imediatamente após a sua coleta. No entanto, quando tal procedimento não era possível, armazenava-se e congelava-se a amostra de sangue em tubos de *Ependorff*, com uma solução de 50 µl de fluoreto de

sódio a 1%, sendo analisada em até no máximo cinco dias após o seu armazenamento. Cerca de 80% de todas as amostras de sangue foram analisadas imediatamente após a sua coleta.

A intensidade correspondente ao limiar de lactato foi determinada por meio de um modelo algorítmico baseado no estudo de Orr *et al.* (Orr, Green *et al.*, 1982) e recentemente adaptado para exercício resistido (De Sousa, Magosso *et al.*, 2011). No modelo, os valores de lactato sanguíneo sofrem uma regressão linear dupla, transformando os dados em duas retas que contêm todos os pontos. A regressão linear dupla baseou-se no agrupamento da menor soma dos quadrados dos erros. A intercepção das duas retas correspondeu ao limiar de lactato, expresso em percentual de 1RM. Desta forma, a figura é organizada em um gráfico cartesiano, onde o eixo das ordenadas corresponde à concentração de lactato sanguíneo e o eixo das abscissas à intensidade do exercício, em percentual de 1RM. As duas retas, contendo todos os pontos, são representadas no gráfico e sua intercepção corresponde ao LAn (ver figura 9). Os dados para determinação do limiar de lactato foram tratados com o uso do *software* Matlab versão 7.4 (MathWorkcs, Natick, MA, USA).

Durante os testes contínuos também se coletou uma amostra de 25 µl de sangue do lobo da orelha na situação de repouso e 30 s após o final de S3, S6, S9, S12 e S15 para a determinação do lactato sanguíneo em cada momento, de acordo com os procedimentos descritos anteriormente para o teste incremental máximo.

3.2.5 Avaliação do consumo de oxigênio

Durante os testes contínuos se mensurou o VO_2 por meio de um analisador de gases portátil (VO2000, Medgraphics, St. Paul, Minnesota, USA) e com a utilização do software *Aerografic*. O analisador de gases foi calibrado imediatamente antes de cada teste com uma amostra de ar local, como recomendado pelo manual de instruções do fabricante do produto. Antes do inicio do registro de cada teste, instruiu-se o voluntário a respirar normalmente até que os valores se apresentassem dentro da normalidade. Em todos os testes, utilizou-se o pneumotacógrafo de fluxo médio. O registro dos resultados do VO_2 realizou-se por meio da média a cada 20 segundos de teste. O VO_2 de cada série do teste contínuo foi calculado como a média dos 60 segundos, correspondente ao tempo de cada estágio. O VO_2 nos intervalos de recuperação foi excluído da análise.

3.2.6 Aquisição do sinal EMG

Durante o teste incremental máximo e os testes contínuos, coletou-se a atividade EMG continuamente dos principais músculos do quadríceps: *vastus medialis* (VM), *vastus lateralis* (VL) e *rectus femuralis* (RF). Os eletrodos de superfície (eletrodos universais Ag/AgCl, HAL, São Paulo, SP, Brasil) colocaram-se na superfície da pele com uma distância intereletrodo de 20 mm. Os eletrodos foram colocados longitudinalmente em relação ao arranjo das fibras musculares e de acordo com as recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (Hermens, Freriks *et al.*, 2000). Antes da colocação dos eletrodos nos músculos, realizou-se a tricotomia com lamina descartável, seguida de limpeza com

álcool e algodão, de forma a reduzir a impedância da pele (Hermens, Freriks *et al.*, 2000). Identificou-se o local de colocação dos eletrodos com caneta dermatográfica para ser utilizado em todos os testes. Utilizou o processo estiloide da ulna para o posicionamento do eletrodo de referencia. Os fios foram conectados aos eletrodos e firmemente presos com o uso de fita adesiva para evitar interferências com o movimento das pernas.

O registro da atividade elétrica do músculo ocorreu com o uso de um módulo de aquisição EMG de oito canais (EMG800C, EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil) constituído por um condicionador de sinais com filtro passa banda com cortes das frequências de 20 – 500 Hz, um amplificador com ganho de 1000 vezes, um módulo comum de rejeição de > 120 dB e nível de referência de entrada de ruído na ordem dos 3 μV RMS. Todos os dados foram adquiridos e processados por um conversor analógico para digital (A/D) de 16-bits (EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil) com uma frequência de amostragem de 1 kHz.

3.3 ANÁLISE DO SINAL EMG

O sinal EMG foi analisado no *software* Matlab versão 7.4 (MathWorks, Natick, MA, USA). Os dados EMG coletados durante o período de recuperação entre os estágios do teste incremental e dos testes contínuos foram excluídos da análise. A análise EMG dividiu-se em duas fases, de acordo com o desenho experimental da pesquisa, como descrito seguidamente.

3.3.1 Fase 1 – Análise EMG do teste incremental máximo

A atividade EMG foi analisada por três técnicas de amostragem, correspondendo a três diferentes suavizações com diferentes períodos de amostragem (janelamento): (1) janelamento de 200 ms com *overlapping* de 100 ms, (2) janelamento de 1500 ms e *overlapping* de 750 ms e (3) janelamento de 3000 ms e *overlapping* de 1500 ms. A análise realizada baseou-se no RMS contido no tempo de 200 ms, no tempo de 1500 ms e no tempo de 3000 ms. A escolha do tamanho de janelamento fundamentou-se na duração total de um movimento (3000 ms), duração isolada da fase concêntrica e da fase excêntrica (1500 ms) e um período menor do que cada fase (200 ms). Realizou-se o cálculo do valor RMS para cada janelamento, para cada músculo e para cada participante. A primeira e última repetição de cada estágio foram excluídas da análise para prevenir interferências que poderiam corresponder ao início e ao final de cada estágio.

Após o cálculo do valor RMS, a interpretação dos resultados no domínio da amplitude realizou-se por meio da taxa de aumento do RMS (*slope* do RMS) em cada estágio. Determinou-se o *slope* do RMS para os músculos VM, VL e RF durante o teste incremental para cada período de amostragem e para cada estágio do exercício incremental. O uso de uma reta de regressão linear simples nos valores de RMS permitiram o cálculo do *slope* do RMS durante as diferentes intensidades do exercício resistido incremental. Em uma típica equação de regressão linear ($y = ax + b$), o *slope* corresponde ao valor “a”. Usou-se o *slope* do RMS para minimizar as limitações do uso do RMS para a avaliação da ativação muscular relativa durante contrações dinâmicas.

3.3.2 Fase 1 – Investigação do limiar de fadiga EMG

A representação do RMS do músculo quadríceps foi obtido como a soma do RMS dos músculos VM, VL e RF (Temfemo, Bishop *et al.*, 2006; Temfemo, Laparadis *et al.*, 2007). Após o somatório do RMS, calculou-se o *slope* do RMS para cada intensidade do exercício. Plotaram-se os valores do *slope* em função da intensidade do teste incremental máximo com o objetivo de explorar a resposta EMG dos músculos do quadríceps, baseado no LAn previamente estabelecido em exercício resistido. Com a utilização de um gráfico cartesiano, o eixo das ordenadas correspondeu ao *slope* do RMS e o eixo das abscissas à intensidade do exercício, em percentual de 1RM. A investigação do EMG_{LF} ocorreu com a aplicação do modelo algorítmico semelhante ao utilizado para a determinação do limiar de lactato, como representado no item "3.3.4 Lactacidemia e limiar de lactato". As duas retas, contendo todos os pontos, são representadas no gráfico e sua intercepção corresponde ao EMG_{LF} (para mais informações, ver figura 9).

3.3.3 Fase 2 – Análise EMG dos testes contínuos

A análise realizada baseou-se no RMS contido no espectro de 1500 ms e *overlapping* de 750 ms em todos os estágios dos testes contínuos. A seleção do tamanho de janelamento fundamentou-se nos resultados obtidos durante a fase 1 da pesquisa. Realizou-se o cálculo do valor RMS para os três músculos e para cada participante. A primeira e última repetição de cada estágio foram excluídas da análise para prevenir interferências que poderiam corresponder ao início e ao final

de cada estágio. Nesta última fase da pesquisa, utilizaram-se duas técnicas de análise EMG: (1) normalização do valor de RMS e (2) *slope* do RMS.

A técnica de normalização utilizou o RMS médio contido na primeira série dos testes contínuos (Clarys, 2000). Considerou-se a média do valor de RMS de cada músculo durante S1 para cada voluntário como RMS inicial para os três músculos. Seguidamente, calculou-se a média do RMS nos últimos 10 s dos estágios S1, S3, S6, S9, S12 e S15. Finalmente, os resultados do RMS foram expressos em porcentagem do valor inicial, considerando o RMS inicial como 100% da ativação muscular para os três músculos. Assim, todos os valores de RMS nos últimos 10 s dos estágios S1, S3, S6, S9, S12 e S15 representam uma porcentagem do valor RMS obtido na primeira série de exercício (S1). Este método de normalização permite comparar as diferenças percentuais em relação ao início do exercício para cada músculo estudado. Todo o procedimento de normalização também se realizou para o músculo quadríceps, sendo que o RMS do músculo quadríceps correspondeu à soma do RMS dos músculos VM, VL e RF (Temfemo, Bishop *et al.*, 2006; Temfemo, Laparadis *et al.*, 2007).

A interpretação dos resultados no domínio da amplitude também se realizou por meio da taxa de aumento do RMS (*slope* do RMS) do músculo quadríceps, representado pela soma do RMS dos músculos VM, VL e RF (Temfemo, Bishop *et al.*, 2006; Temfemo, Laparadis *et al.*, 2007). Após o somatório do RMS, calculou-se o *slope* do RMS em todos os estágios dos exercícios contínuos (S1 a S15) com procedimento semelhante à fase 1. Mais uma vez, usou-se o *slope* do RMS foi para minimizar as limitações do uso do RMS para a avaliação da ativação muscular relativa durante contrações dinâmicas.

3.4 ANÁLISE ESTATISTICA

Os resultados são expressos em média ± DP. A normalidade dos dados foi testada e confirmada com o uso do teste de Shapiro-Wilk. Quando as variáveis não apresentavam normalidade, as mesmas foram transformadas no seu logaritmo na base de 10 (log_{10}) ou, quando necessário, logaritmo natural (log_e). A comparação entre o *slope* do RMS e o valor do EMG_{LF} entre os diferentes janelamentos realizou-se por meio do teste de ANOVA para medidas repetidas. A assunção da esfericidade foi verificada pelo teste de Mauchley. Quando não existia esfericidade da amostra, a significância (*F-ratio*) corrigiu-se pelo método de Greenhouse-Geisser. Para as variáveis cujo valor do teste era significativo, utilizou-se o *post-hoc* de Tukey's com ajuste de Bonferroni para identificar as diferenças. A confiabilidade da medida do *slope* do RMS entre os diferentes janelamentos avaliou-se por meio do coeficiente de correlação intraclasse (ICC). O teste-t para amostras pareadas utilizou-se para a comparação entre o limiar de lactato e o EMG_{LF}. O método proposto por Bland e Altman (Bland e Altman, 1986) permitiu confirmar a concordância entre o limiar de lactato e o EMG_{LF}. As diferenças no VO_2, RMS normalizado e no *slope* do RMS durante os testes contínuos na MFEL e acima da MFEL foram analisadas por meio do teste ANOVA para medidas repetidas com uma configuração 2 x 6 (2 grupos x 6 séries). Utilizou-se S1, S3, S6, S9, S12 e S15 para a análise. Todos os requisitos descritos acima para o teste ANOVA de medidas repetidas foram considerados. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$ e o *software* usado foi o SPSS versão 20.0 (Somers, NY, USA).

4 RESULTADOS

4.1 FASE 1 – TESTE INCREMENTAL

O valor médio ± DP de 1RM no exercício LP foi 287,3 ± 30,4 kg e a intensidade máxima atingida durante o teste incremental foi 68,3 ± 9,4% de 1RM.

A figura 7A representa a resposta EMG do músculo VL de um voluntário durante 50% de 1RM e os três diferentes janelamentos para a determinação do respetivo RMS (figura 7B, C e D). A reta de regressão linear, apresentada nas figuras referentes às três diferentes análises de RMS, representa a resposta do RMS durante 50% de 1RM.

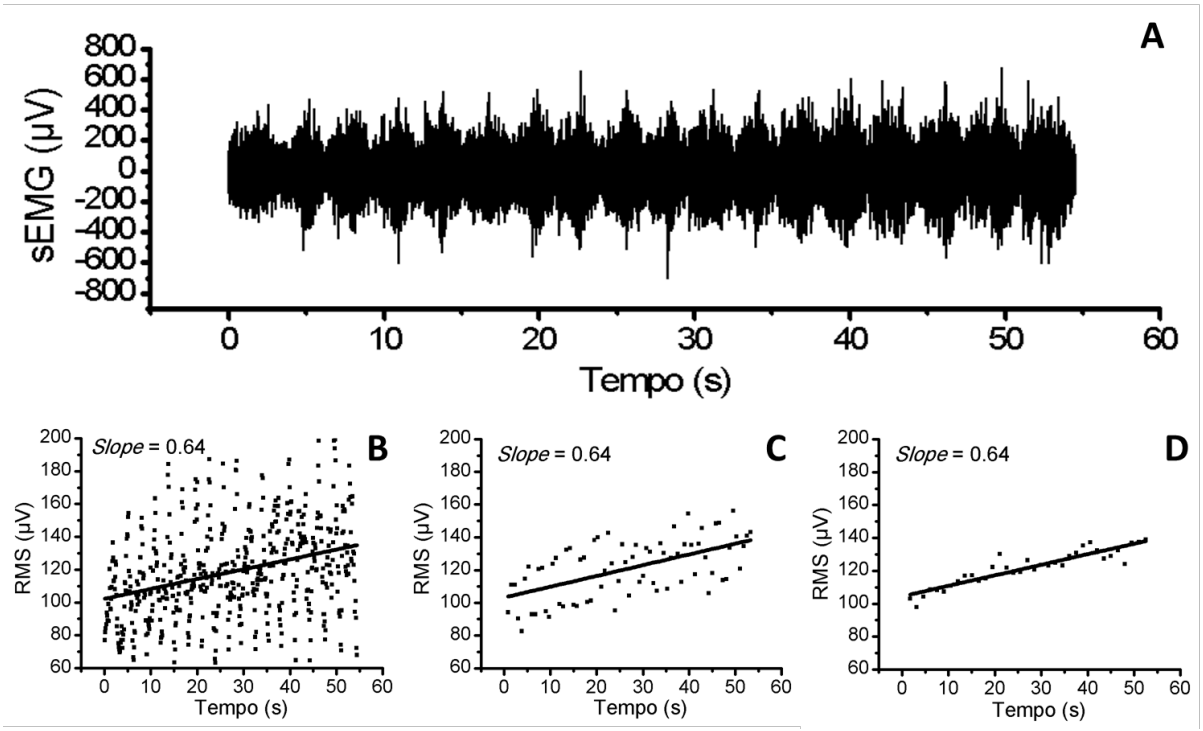

Figura 7 – Registro EMG do músculo vastus lateralis para o voluntário número 1 durante 50% de 1RM no teste incremental máximo (A) e as respectivas análises do slope do RMS com janelamento de 200 ms (B), 1500 ms (C) e 3000 ms (D).

O *slope* do RMS foi calculado para os músculos VM, VL e RF durante o teste incremental máximo com a metodologia descrita anteriormente. Não existiram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) no *slope* do RMS entre as três diferentes análises do RMS para os músculos VM e VL (figura 8 e 9, respectivamente).

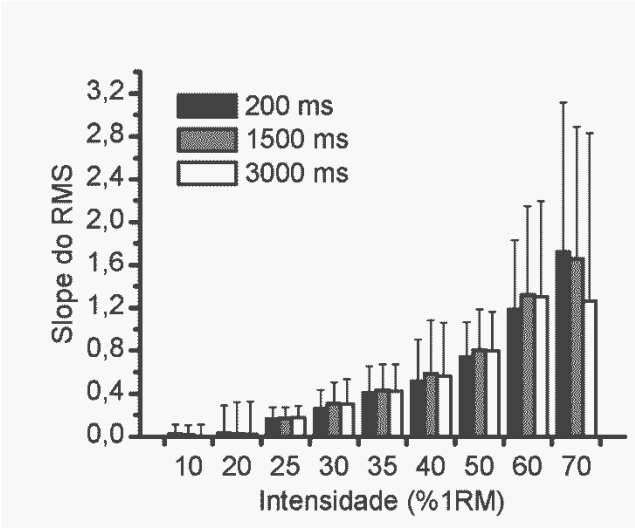

Figura 8 – Slope do RMS para o músculo *vastus medialis* calculado com janelamento de suavização de 200 ms, 1500 ms e 3000 ms durante as diferentes intensidades do teste incremental máximo. Sem diferenças estatisticamente ($p > 0,05$) significativas entre os tamanhos de janelamento.

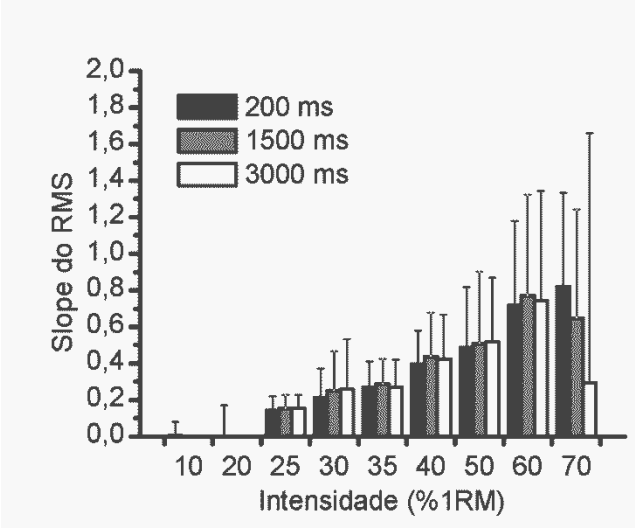

Figura 9 – Slope do RMS para o músculo *vastus lateralis* calculado com janelamento de suavização de 200 ms, 1500 ms e 3000 ms durante as diferentes intensidades do teste incremental máximo. Sem diferenças estatisticamente significativas (p > 0,05) entre os tamanhos de janelamento.

Para o músculo RF (figura 10), o slope do RMS foi significativamente maior para o janelamento de 1500 ms comparado com 200 ms nas intensidades de 30%, 35%, 40%, 50% e 60% de 1RM ($p < 0,05$). O *slope* do RMS também foi significativamente maior para o janelamento de 3000 ms comparado com 200 ms nas intensidades de 35%, 40% e 50% de 1RM ($p < 0,05$). As outras intensidades do teste incremental não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre as análises de RMS.

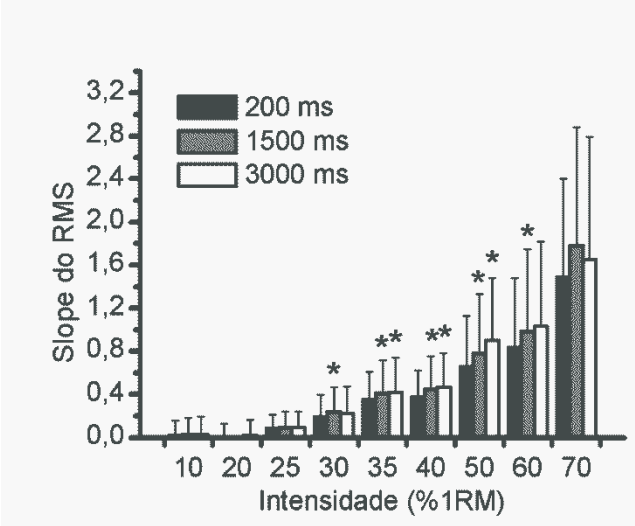

Figura 10 – Slope do RMS para o músculo *rectus femuralis* calculado com janelamento de suavização de 200 ms, 1500 ms e 3000 ms durante as diferentes intensidades do teste incremental máximo. *Diferença estatisticamente significativa com 200 ms ($p < 0,05$).

Demonstrou-se uma alta confiabilidade do *slope* do RMS entre as diferentes análises de RMS para os músculos VM (ICC = 0,95), VL (ICC = 0,95) e RF (ICC = 0,94). A tabela 3 apresenta os valores de ICC (95% IC) para o *slope* do RMS entre os diferentes períodos de janelamento em todas as intensidades do teste incremental.

Tabela 3 – Coeficiente de correlação intraclasse (95% de intervalo de confiança) para o *slope* do RMS entre os diferentes tamanhos de janelamento (200, 1500 e 3000 ms) nos músculos *vastus medialis* (VM), *vastus lateralis* (VL) e *rectus femuralis* (RF).

Intensidade (%1RM)	VM	VL	RF
10	0.91 (0.78 – 0.97)	0.98 (0.93 – 0.99)	0.96 (0.91 – 0.99)
20	0.98 (0.95 – 0.99)	0.94 (0.85 – 0.98)	0.85 (0.67 – 0.95)
25	0.95 (0.88 – 0.98)	0.95 (0.88 – 0.98)	0.99 (0.97 – 0.99)
30	0.91 (0.78 – 0.97)	0.89 (0.74 – 0.96)	0.96 (0.89 – 0.99)
35	0.98 (0.94 – 0.99)	0.97 (0.92 – 0.99)	0.96 (0.87 – 0.99)
40	0.97 (0.92 – 0.99)	0.96 (0.90 – 0.99)	0.95 (0.81 – 0.98)
50	0.96 (0.90 – 0.99)	0.96 (0.90 – 0.99)	0.87 (0.65 – 0.96)
60	0.95 (0.88 – 0.99)	0.96 (0.90 – 0.99)	0.94 (0.83 – 0.98)
Média ± DP	**0.95 ± 0.03**	**0.95 ± 0.03**	**0.94 ± 0.04**

O padrão de resposta do *slope* do RMS para o músculo quadríceps permitiu determinar um limiar em todas as análises de RMS, que foi denominado de EMG_{LF}. A intensidade média do EMG_{LF} para o janelamento de 200 ms ocorreu em 29,3 ± 6,7% de 1RM, para o janelamento de 1500 ms em 29,4 ± 7,7% de 1RM e para o janelamento de 3000 ms em 27,8 ± 7,6% de 1RM. Não se observaram diferenças entre as intensidades do EMG_{LF} para as diferentes análises de RMS (tabela 4; $p > 0,05$).

Tabela 4 – Média ± DP do limiar de fadiga eletromiográfico (EMGLF) calculado em três diferentes janelamentos e do limiar de lactato para o músculo quadríceps no aparelho *leg press*.

	EMG_{LF}			**LL**
	200 ms	**1500 ms**	**3000 ms**	
% de 1RM	29,3 ± 6,7	29,4 ± 7,7	27,8 ± 7,6	28,0 ± 3,7

A figura 11 apresenta a resposta do lactato sanguíneo e do *slope* do RMS para o janelamento de 1500 ms em um participante do estudo. Quando considerado todos os voluntários, o limiar de lactato ocorreu em 28,0 ± 3,7% de 1RM. Não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre o limiar de lactato e o EMG_{LF} para os diferentes períodos de janelamento do RMS ($p > 0,05$).

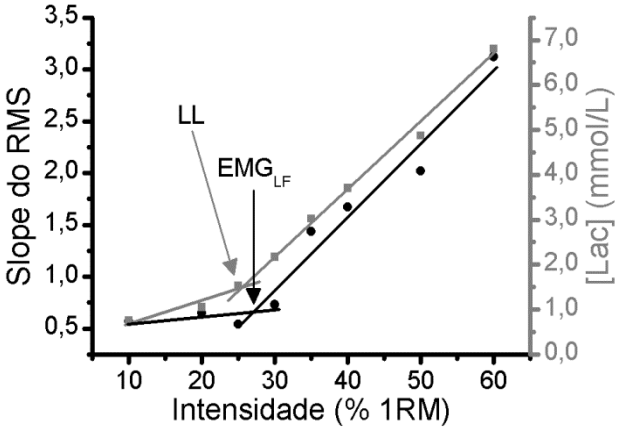

Figura 11 – Exemplo da determinação do limiar de lactato (LL) e do limiar fadiga EMG (EMGLF) com janelamento de 1500 ms para o indivíduo número 8 durante o teste incremental máximo.

O procedimento de Bland e Altman indicou bons limites de concordância entre o limiar de lactato e o EMG_{LF} (figura 12).

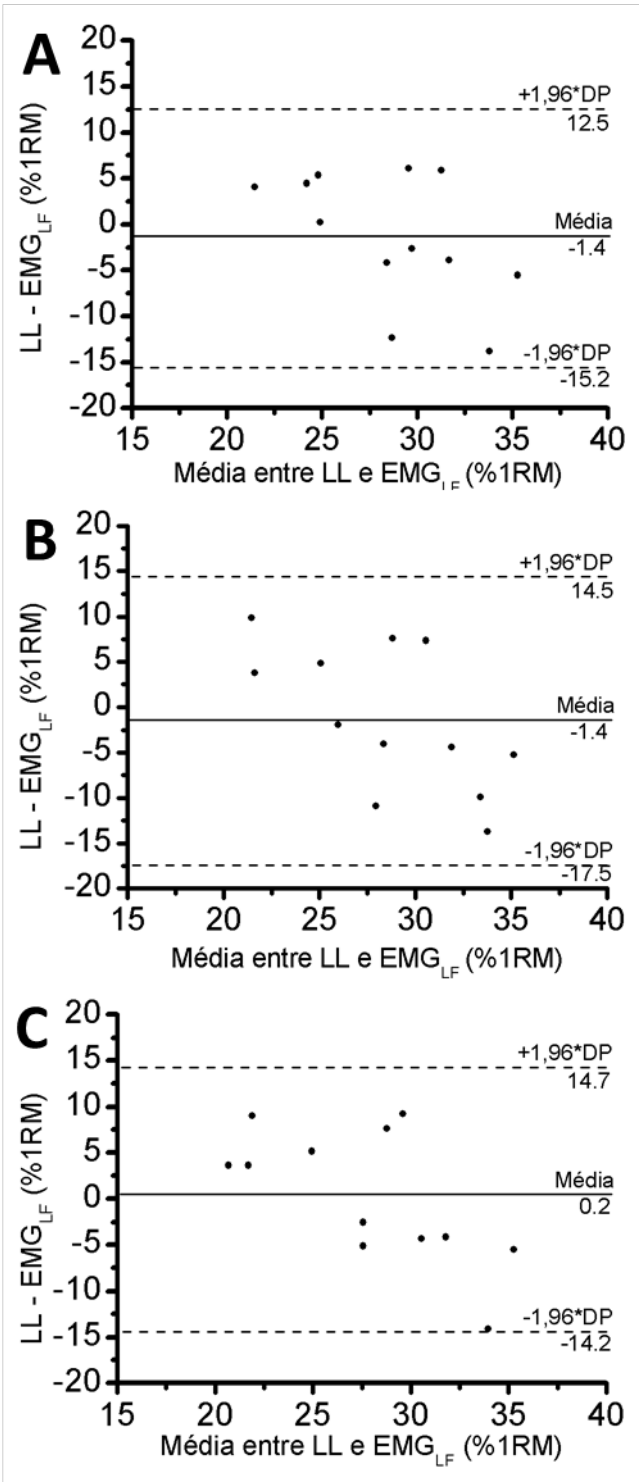

Figura 12 – Limites de concordância entre o limiar de lactato (LL) versus limiar fadiga eletromiográfico (EMGLF) com janelamento de 200 ms (A), LL versus EMGLF com janelamento de 1500 ms (B) e LL versus EMGLF em 3000 ms (C) obtidos pelo método de Bland e Altman (n = 12).

O viés ± 95% dos limites de concordância para o limiar de lactato versus EMG_{LF} em 200 ms, limiar de lactato versus EMG_{LF} em 1500 ms e limiar de lactato versus EMG_{LF} em 3000 ms foram -1,4 ± 13,6% de 1RM, -1,4 ± 15,6% de 1RM e 0,2 ± 14,2% de 1RM, respetivamente.

4.2 FASE 2 – TESTES CONTÍNUOS

A realização dos testes contínuos permitiram determinar a MFEL no exercício LP. A intensidade da MFEL ocorreu em 29,2 ± 6,7% de 1RM e não apresentou diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) em relação ao limiar de lactato. A lactacidemia final do teste contínuo correspondente à MFEL foi 3,90 ± 0,79 $mmol.L^{-1}$. A diferença da concentração de lactato entre S9 e S15 foi 0,59 ± 0,36 $mmol.L^{-1}$, o que caracteriza uma estabilização da concentração de lactato durante o teste. A intensidade do teste contínuo imediatamente acima da MFEL foi 34,2 ± 7,6% de 1RM com lactacidemia final de 6,47 ± 1,12 $mmol.L^{-1}$. A diferença de concentração de lactato entre S9 e S15 na intensidade acima da MFEL foi 1,51 ± 0,28 $mmol.L^{-1}$. A figura 13 apresenta a resposta do VO_2 durante os testes contínuos na intensidade da MFEL e uma carga acima da MFEL. Existiu uma interação estatisticamente significativa entre a intensidade e tempo de exercício para o VO_2 durante os testes contínuos, $F(5, 50) = 23,910$, $p < 0,0005$, $\eta^2 = 1,000$. A interação permitiu identificar a estabilidade do VO_2 durante a intensidade da MFEL e uma leve resposta de aumento acima da MFEL. Além disso, os valores de estabilidade do VO_2 na MFEL foram estatisticamente menores ($p < 0,05$) que na intensidade acima da MFEL após S3.

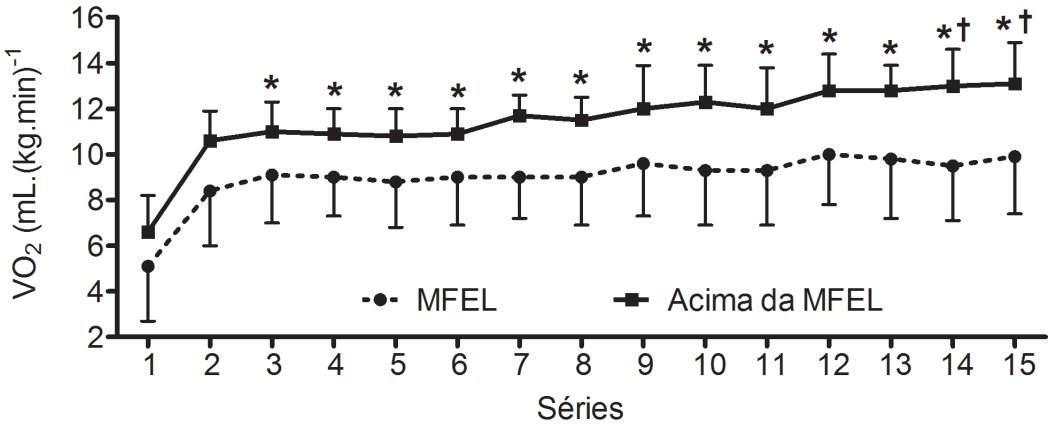

Figura 13 – Consumo de oxigênio (VO2) durante exercício contínuo na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL. *Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL (p < 0,05); † Diferença estatisticamente significativa para S6 (p < 0,05).

Em relação à intensidade da MFEL, não se observaram diferenças estatisticamente significativas (p > 0,05) no VO_2 no período de S6 a S15. Por outro lado, na intensidade acima da MFEL, o VO_2 foi estatisticamente superior (p < 0,05) em S15 e S12 em relação a S6.

A figura 14 apresenta os valores normalizados do RMS durante os testes contínuos na MFEL e uma carga acima da MFEL para os músculos VL, VM e RF. Existiu uma interação estatisticamente significativa entre a intensidade e tempo de exercício no valor do RMS normalizado do músculo VL, F(2,094, 23,033) = 10,757, p < 0,0005, η^2 = 0,494. Observaram-se diferenças estatisticamente significativas (p < 0,05) no RMS normalizado do músculo VL entre as intensidades da MFEL e acima da MFEL em S6, S9, S12 e S15. Em relação à intensidade da MFEL, não se observaram diferenças estatisticamente significativas (p > 0,05) no valor RMS normalizado do VL no período de S6 a S15. Por outro lado, na intensidade acima da MFEL, o valor do RMS normalizado do músculo VL foi estatisticamente superior (p < 0,05) em S15 em relação a S6 e S9. O valor de RMS normalizado aumentou

aproximadamente 13% e 41% de S1 para S15 durante a realização dos testes contínuos na intensidade da MFEL e acima da MFEL, respetivamente (figura 14A).

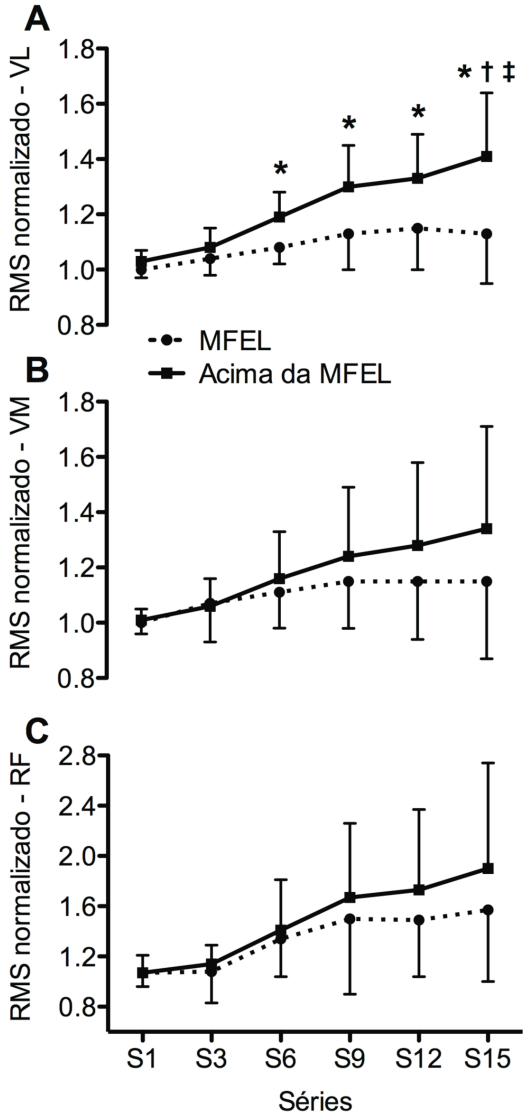

Figura 14 – RMS normalizado durante os testes contínuos na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL para os músculos *vastus lateralis* (VL; A), *vastus medialis* (VM; B) e *rectus femuralis* (RF; C). * Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL (p < 0,05); † Diferença estatisticamente significativa para S6 (*p* < 0,05); ‡ Diferença estatisticamente significativa para S9 (*p* < 0,05).

Não existiu interação estatisticamente significativa entre a intensidade e tempo de exercício no valor do RMS normalizado dos músculos VM, $F(1{,}462, 16{,}086) = 1{,}683$, $p = 0{,}154$, $\eta^2 = 0{,}133$ e RF, $F(1{,}996, 21{,}955) = 1{,}398$, $p = 0{,}239$, $\eta^2 = 0{,}113$. Não se observaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0{,}05$) no RMS normalizado dos músculos VM e RF entre as intensidades da MFEL e acima da MFEL, apesar de uma tendência para maiores valores do RMS normalizado a partir de S9. Também não se observaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0{,}05$) no período de S6 a S15 tanto para a intensidade da MFEL como acima da MFEL, apesar de existir uma tendência para o aumento do RMS normalizado nos dois músculos na intensidade acima da MFEL. A grande variabilidade interindividual nas respostas EMG do VM e RF não permitiram observar diferenças significativas entre as intensidades e ao longo do tempo. Apesar disso, pode-se observar que o valor de RMS normalizado do músculo VM aumentou apenas 15% de S1 para S15 durante a MFEL e aproximadamente 34% acima da MFEL (figura 14B). O aumento superior do RMS normalizado entre S1 e S15 também foi observado no músculo RF durante o teste acima da MFEL (90%) em relação ao teste na MFEL (57%; figura 14C).

O somatório do RMS dos músculos VM, VL e RF permitiram identificar uma interação estatisticamente significativa entre a intensidade e o tempo de exercício no valor RMS normalizado para o músculo quadríceps, $F(2{,}023, 22{,}248) = 4{,}687$, $p = 0{,}020$, $\eta^2 = 0{,}299$. O RMS normalizado do músculo quadríceps foi estatisticamente superior ($p < 0{,}05$) durante o teste contínuo na intensidade acima da MFEL em S9, S12 e S15. Em relação à intensidade da MFEL, não se observaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0{,}05$) no valor de RMS normalizado do quadríceps no período de S6 a S15. Por outro lado, na intensidade acima da MFEL,

o valor do RMS normalizado foi estatisticamente superior ($p < 0,05$) em S15 e S12 em relação a S6. Ocorreu um aumento do RMS normalizado de aproximadamente 22% e 46% de S1 para S15 durante a realização dos testes contínuos na intensidade da MFEL e acima da MFEL, respetivamente (figura 15).

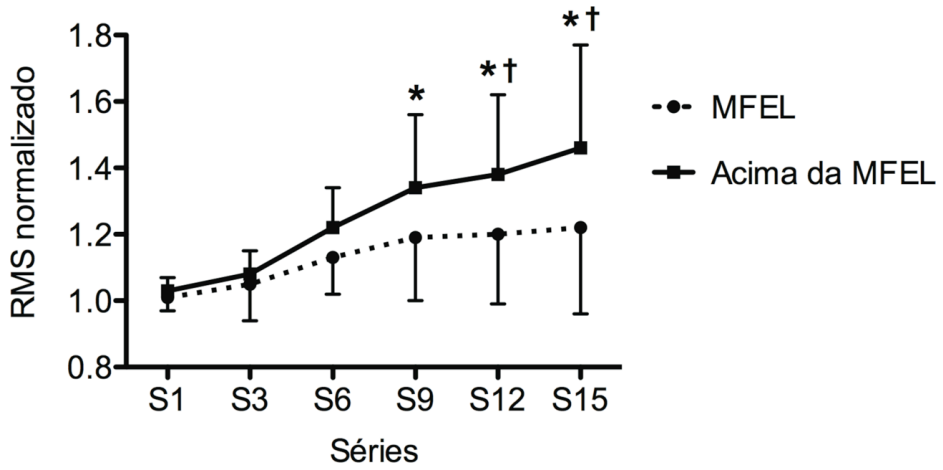

Figura 15 – RMS normalizado durante os testes contínuos na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL para o músculo quadríceps. *Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL ($p < 0,05$); † Diferença estatisticamente significativa para S6 ($p < 0,05$).

A análise do *slope* do RMS para o músculo quadríceps permitiu identificar uma resposta padrão durante os testes contínuos para a MFEL e uma intensidade acima da MFEL. Como se pode observar na figura 16, a resposta do *slope* do RMS apresenta um padrão de estabilização durante o teste na MFEL e um padrão de aumento contínuo no teste acima da MFEL. Os dados da figura 16 correspondem ao *slope* do RMS de apenas um participante da pesquisa. Dos 12 participantes, observou-se uma resposta de aumento do *slope* do RMS durante o teste acima da MFEL em 9 voluntários. Em dois participantes não se identificou a mesma resposta

de aumento e um voluntário interrompeu o teste em S7 por fadiga muscular. Além disso, observa-se que acima da MFEL existe tanto um aumento do *slope* do RMS em função das séries realizadas como também um progressivo aumento do RMS dentre de todas as séries do exercício, chegando, no caso do voluntário 5, a valores próximos de um aumento de 2,5 vezes durante todo o teste. O mesmo não ocorre na intensidade da MFEL, em que o *slope* do RMS se mantem constante durante todas as séries de exercício e em valores muito próximos de zero.

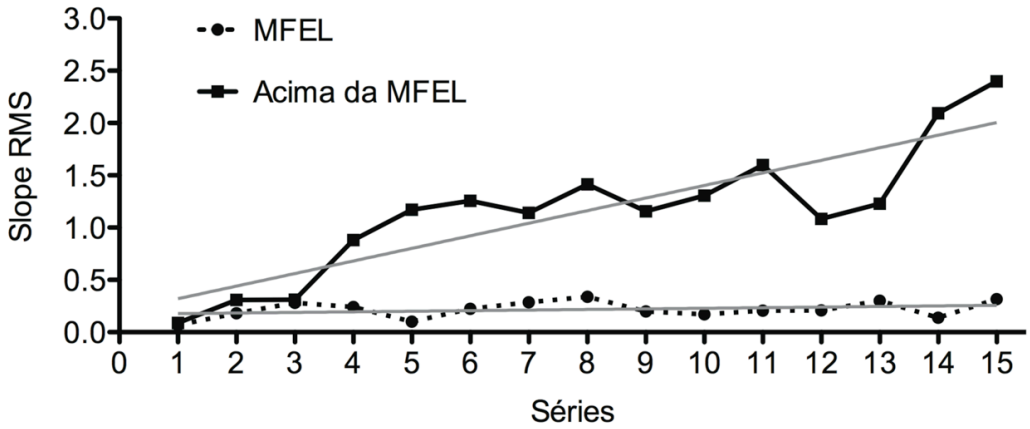

Figura 16 – Exemplo do slope do RMS durante exercício contínuo na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL o indivíduo número 5. As linhas em tons cinza correspondem a regressão linear das duas intensidades estudadas.

Quando considerados todos os voluntários, ocorreu uma interação estatisticamente significativa entre a intensidade e tempo de exercício no *slope* do RMS do quadríceps, $F(5, 55) = 8{,}465$, $p < 0{,}0005$, $\eta^2 = 0{,}435$ (figura 17). Como se pode observar, após S3, o *slope* do RMS na intensidade acima da MFEL apresentou um valor estatisticamente superior ($p < 0{,}05$) ao *slope* do RMS na intensidade da MFEL.

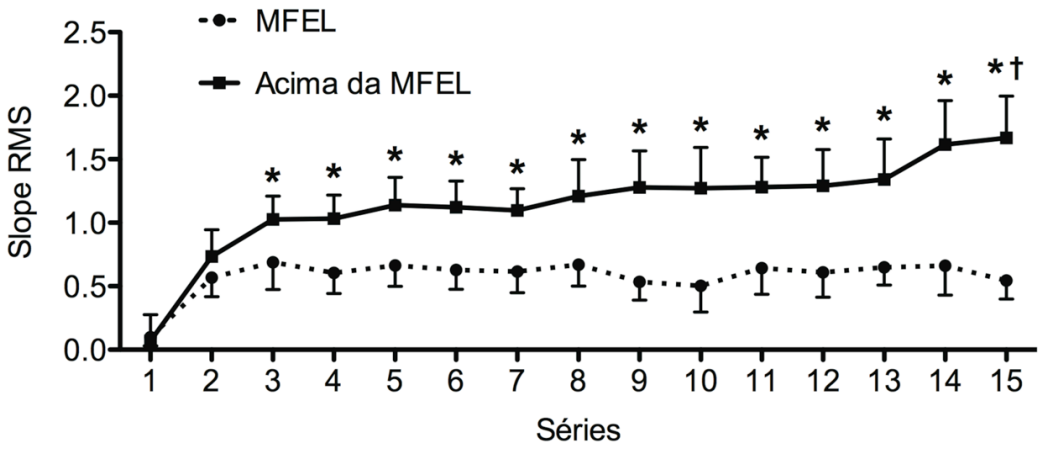

Figura 17 – Slope do RMS durante exercício contínuo na intensidade da máxima fase estável do lactato (MFEL) e uma carga acima da MFEL. *Diferença estatisticamente significativa entre MFEL e acima da MFEL ($p < 0,05$); † Diferença estatisticamente significativa para S6 ($p < 0,05$).

Analisando o teste na MFEL, não se observaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) entre as séries no *slope* do RMS. Entretanto, na intensidade acima da MFEL, o *slope* do RMS do músculo quadríceps apresenta um aumento estatisticamente significativo ($p < 0,05$) entre S6 e S15. Considerando apenas as séries de definição da MFEL no LP, observa-se que o aumento do *slope* do RMS na intensidade da MFEL foi de apenas 2% entre S9 e S15, entretanto, na intensidade imediatamente acima da MFEL o aumento foi de aproximadamente 30%.

5 DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que os diferentes janelamentos para análise do RMS dos músculos do quadríceps resultou em semelhantes taxas de incremento do valor RMS durante um exercício incremental resistido, apesar de pequenas diferenças no músculo RF. A taxa de aumento do valor RMS apresentou uma alta confiabilidade entre os diferentes procedimentos de suavização para os músculos avaliados. Por meio da taxa de aumento do valor RMS, foi possível identificar um limiar comum e com bons limites de concordância com o limiar de lactato durante os três diferentes janelamentos analisados, denominado EMG_{LF}. Além disso, os testes contínuos permitiram identificar a MFEL no exercício LP em aproximadamente 30% de 1RM. A análise da resposta EMG, tanto por meio da técnica de normalização como pelo *slope* do RMS, identifica uma estabilização durante a intensidade da MFEL. Por outro lado, quando analisada a resposta EMG na carga imediatamente acima da MFEL, não só os valores são superiores em relação à MFEL nos últimos 20 minutos de exercício como ocorre um progressivo aumento do *slope* do RMS e do RMS normalizado com o tempo até ao final do exercício.

5.1 RESPOSTA EMG DURANTE TESTE INCREMENTAL

Pesquisas anteriores mostraram uma alta variabilidade do sinal de RMS durante contrações dinâmicas (Farina, 2006; Mesin, Joubert *et al.*, 2006), que poderia ser substancialmente reduzida com um adequado processo de suavização (Mathiassen, Winkel *et al.*, 1995; Clancy, 1999). Durante contrações dinâmicas, Clancy (1999) estabeleceu que o erro de variância na estimativa da amplitude EMG

está diminuído com uma janela de suavização longa, entretanto, os erros de viés na amplitude do sinal estão diminuídos com uma janela de suavização curta. Considerando a variabilidade do sinal EMG e suas implicações durante contrações dinâmicas, como comentado anteriormente, o valor absoluto do RMS nos três diferentes janelamentos não foi avaliado diretamente no teste incremental. Ou seja, a determinação do RMS serviu apenas para observação da resposta EMG durante diferentes intensidades de exercício, que foi expresso por meio do *slope* do RMS. Desta forma, foram comparadas as taxas de aumento do valor RMS entre os diferentes janelamentos, com a finalidade de descrever apenas o seu comportamento durante diferentes intensidades do exercício resistido. A metodologia proposta foi baseada no estudo de Moritani et al (1993), onde foi demonstrado que quanto maior a carga durante um teste, maior será a correspondente taxa de aumento da integral do sinal EMG.

Apesar das comparações quantitativas da amplitude do sinal EMG requerer a análise de possíveis fatores de confusão durante contrações dinâmicas (Farina, Merletti *et al.*, 2004; Farina, 2006), a presente pesquisa demonstrou que a taxa de aumento do valor RMS em diferentes intensidades do exercício pode determinar as alterações a longo prazo do sinal EMG, enquanto continua insensível a alterações a curto prazo causadas por fatores dinâmicos. Além disso, dois dos três músculos avaliados não apresentaram diferenças na taxa de aumento do valor RMS entre os janelamentos, indicando que o *slope* do RMS não é afetado pelo tamanho do janelamento nesses músculos durante o teste incremental em exercício resistido. O músculo RF, por outro lado, apresentou diferenças entre os janelamentos, o que pode ser explicado por fatores geométricos como a sua estrutura bi-articular, que

poderá levar a um aumento da componente não estacionária do sinal EMG, resultando em maior variabilidade (Farina, 2006; Mesin, Joubert *et al.*, 2006).

Mesmo assim, a taxa de aumento do valor RMS apresentou uma alta confiabilidade entre os diferentes janelamentos para os músculos estudados, permitindo o uso de diferentes tamanhos de suavização para avaliar a resposta do sinal EMG durante diferentes intensidades em exercício resistido incremental. Por essa razão, o janelamento de suavização pode ser determinado com base em dois grandes fatores. O primeiro é o uso do janelamento de suavização para representar a duração da fase concêntrica, da fase excêntrica ou do tempo total de uma repetição. Esta abordagem, que está representada nas figuras 7C e D, é pouco sensitiva a alterações em curto prazo, mas permite uma visão simplificada das alterações em longo prazo, apresentando uma variabilidade baixa do *slope* do RMS. O segundo fator é o uso de um janelamento de suavização pequeno para representar o rápido recrutamento e relaxamento das unidades motoras e as alterações do ângulo de articulação durante contrações dinâmicas. Este método é mais sensitivo a alterações em curto prazo, entretanto, apresenta uma alta variabilidade do *slope* do RMS (figura 7B). No mesmo sentido, D'Alessio (1985) e St. Amant et al. (1998) já tinham demonstrado que durante uma análise EMG é mantido um erro devido à variância estimada, que é diminuído com o uso de um janelamento longo, e um erro devido ao viés estimado, que é diminuído em casos dinâmicos com o uso de um janelamento curto. Assim, o sinal EMG pode ser suavizado com o uso de um procedimento de análise do RMS com diferentes tamanhos de janelamento, de acordo com o menor tipo de erro que se deseja atingir.

O aumento não linear do sinal EMG durante o teste crescente demonstrado neste estudo também já foi evidenciado em pesquisas que avaliaram a fadiga

neuromuscular durante contrações isométricas e dinâmicas (Moritani, Nagata *et al.*, 1982; Moritani, Takaishi *et al.*, 1993; Hug, Faucher *et al.*, 2003; Maestu, Cicchella *et al.*, 2006; Smirmaul, Dantas *et al.*, 2010; Marson, 2011). Moritani e deVries (1978) foram os primeiros autores a afirmar que o sinal EMG é um método viável para quantificar a atividade muscular total e para estimar a fadiga muscular de forma não invasiva. O recrutamento de unidades motoras adicionais e o aumento da frequência de estimulação podem ser observados por meio do aumento da atividade EMG, que ocorre para compensar o déficit de contratilidade resultante do comprometimento das unidades motoras fatigadas (Enoka e Stuart, 1992). Vários autores também já demostraram que as variações da atividade muscular durante o exercício, observadas por meio da EMG, podem estar relacionadas com o acúmulo de produtos do metabolismo, como o ácido lático (Moritani e Yoshitake, 1998; Lucia, Sanchez *et al.*, 1999; Candotti, Loss *et al.*, 2008).

A relação entre o sinal EMG e a concentração de lactato sanguíneo também foi observada durante o teste incremental, especificamente com a taxa de aumento do valor RMS. Além de não terem sido encontradas diferenças entre o EMG_{LF} e o limiar de lactato, também foram observados bons limites de concordância entre os métodos. Estudos recentes identificaram o LAn durante exercício resistido por meio da avaliação da concentração da glicose sanguínea, parâmetros ventilatórios e variabilidade da frequência cardíaca (Moreira, Arsa *et al.*, 2008; Simoes, Mendes *et al.*, 2010; De Sousa, Magosso *et al.*, 2011; De Sousa, Magosso *et al.*, 2012). Os resultados deste trabalho mostram um EMG_{LF} que sugere uma correlação forte com o LAn, uma vez que alterações no padrão da atividade neuromuscular (*slope* do RMS) durante exercício resistido incremental parecem estar fortemente associadas com o acúmulo de lactato sanguíneo. Para nosso conhecimento, este é o primeiro

trabalho a utilizar a EMG com o objetivo de análise da transição da fase aeróbia para anaeróbia durante exercício resistido, ou seja, LAn. Os resultados deste estudo favorecem a especulação inicial de que a EMG de superfície pode ser usada para identificar o LAn em exercício resistido. O uso do *slope* do RMS no lugar dos seus valores absolutos foi baseado na pesquisa de Moritani et al (1993), com o objetivo de fornecer a menor variação do sinal EMG durante diferentes intensidades do exercício resistido, limitação que deve ser considerada. A taxa de aumento do valor RMS foi um método fiável para identificar as alterações em longo prazo do sinal EMG.

5.2 RESPOSTAS FISIOLÓGICAS E EMG NOS TESTES CONTÍNUOS

A realização dos testes contínuos com mensuração da concentração de lactato sanguíneo durante o exercício permitiu identificar a MFEL no exercício LP. A MFEL ocorreu na mesma intensidade relativa do limiar de lactato, indicando que a mesma pode ser determinada por meio de um teste crescente. Svedahl *et al.* (2003) afirmaram que a MFEL representa efetivamente a intensidade do exercício correspondente ao LAn, como apresentado nesta pesquisa e também identificado na literatura para exercícios aeróbios dinâmicos, especificamente corrida (Simoes, Grubert Campbell *et al.*, 1999; Denadai, Gomide, Greco *et al.*, 2003). Outro resultado importante é a estabilização da concentração em aproximadamente 4 $mmol.L^{-1}$ durante o exercício correspondente à MFEL. Kinderman *et al.* (1979) e Heck *et al.* (1985), em seus trabalhos clássicos, apresentam resultados que sugerem os 4 $mmol.L^{-1}$ como a concentração de início do acumulo de lactato sanguíneo durante exercício físico para uma determinada população. Apesar de algumas controvérsias,

4 $mmol.L^{-1}$ é considerada a concentração média de lactato sanguíneo que pode ser tolerada durante exercício dinâmico (Kindermann, Simon *et al.*, 1979; Svedahl e Macintosh, 2003). Esse valor também pode determinar a concentração de lactato sanguíneo tolerado durante um exercício resistido realizado por períodos de tempo elevados, demonstrando uma semelhança fisiológica do que ocorre com exercício dinâmico, onde o transporte de lactato para fora do músculo alcança um pico máximo quando o lactato muscular atinge 4 a 5 $mmol.kg^{-1}$ de músculo úmido (Svedahl e Macintosh, 2003).

O protocolo para determinação da MFEL em exercício resistido já foi amplamente discutido em pesquisas anteriores realizadas em nosso laboratório (Magosso, 2010; Sousa, 2010). Reforçamos apenas a ideia de que o mesmo mostrou-se favorável para a determinação da MFEL, uma vez que lactacidemia superior a 1 $mmol.L^{-1}$ entre S9 e S15 permite observar um estado de exercício que não é mais estável, aumentado significativamente a concentração de lactato até ao final do exercício. Além disso, acima da intensidade da MFEL, a cinética do lactato apresentou um aumento identificável e considerável com o tempo, resultado fundamental para considerar exercício acima da MFEL (Heck, Mader *et al.*, 1985; Beneke, 1995). Por último, avaliando a intensidade da MFEL, que considerou a diferença da concentração de lactato sanguíneo não superior a 1 $mmol.L^{-1}$, podemos constatar que, além da estabilização da lactacidemia, outras variáveis fisiológicas, como FC, pressão arterial, VE, VO_2 e VCO_2 também apresentaram estabilidade. Estes últimos dados não são publicados na presente pesquisa mas estão apresentados em trabalhos anteriores do grupo (Magosso, 2010; Sousa, 2010). Todos esses resultados confirmam o conceito amplamente difundido de MFEL em

que, após uma adaptação inicial necessária no início do exercício, a MFEL caracteriza-se por um equilíbrio fisiológico (Beneke, 1995; 2003b).

O equilíbrio fisiológico também foi observado na estabilização da amplitude do sinal EMG durante o exercício LP na intensidade correspondente à MFEL, o que pode fortalecer o conceito de MFEL em exercício resistido. Isto porque outras pesquisas com atividades como corrida e ciclismo já sugerem uma forte correlação entre alterações EMG e a transição do metabolismo aeróbio para metabolismo anaeróbio durante o exercício (Moritani, Takaishi *et al.*, 1993; Hug, Faucher *et al.*, 2003; Maestu, Cicchella *et al.*, 2006). No presente estudo, foi possível identificar uma resposta de estabilização do RMS normalizado e do *slope* do RMS durante o exercício realizado na MFEL. Por outro lado, na intensidade imediatamente acima da MFEL, a resposta EMG apresentou um aumento contínuo e progressivo em todos os músculos estudados. Por meio da técnica de taxa de aumento do valor RMS em função do tempo (ou séries realizadas), apenas não foi possível identificar a resposta de aumento da amplitude do sinal EMG em dois participantes. Para os restantes, ficou claro uma relação linear entre o tempo de exercício e a taxa de aumento do valor RMS na intensidade acima da MFEL, o que não ocorreu na MFEL. Apesar de metodologia diferente, os resultados são semelhantes às pesquisas de Moritani *et al.* (1982) e deVries *et al.* (1982), que utilizaram diferentes cargas entre a potência crítica e 115% do VO_{2max} para reproduzir uma relação linear entre a carga de trabalho e a taxa de aumento na iEMG. No caso específico da metodologia na presente pesquisa, a relação direta foi observada ao longo do tempo para a mesma intensidade imediatamente acima da MFEL, o que mostra uma relação ainda maior com estados estáveis de variáveis fisiológicas. Voltando aos estudos de Moritani *et al.* (1982) e deVries *et al.* (1982), os autores observaram um progressivo aumento

da amplitude do sinal EMG em função do tempo, mostrando que quanto maior a intensidade do exercício, maior a taxa de aumento. Esse aumento progressivo na amplitude do sinal EMG também foi observado em nosso estudo, mesmo com a utilização de carga constante. As últimas séries do teste acima da MFEL reproduziram um aumento muito maior do RMS que as primeiras séries, entretanto, no teste correspondente à MFEL a taxa de aumento do RMS manteve-se estável e próximo de zero durante todas as séries. Desta forma, a semelhante resposta EMG nas intensidades da MFEL e acima da MFEL entre os participantes do estudo são uma tendência consistente para sugerir que a intensidade da MFEL no exercício LP também corresponde a uma estabilização da ativação muscular, além de outras variáveis estudadas.

É proposto que o EMG_{LF} apresenta uma maior associação com o estado estável do metabolismo do lactato nos músculos ativos do que o limiar de lactato ou ventilatório (Devries, Moritani *et al.*, 1982; Shinohara e Moritani, 1992). Entretanto, na presente pesquisa apenas se estudou a relação entre EMG_{LF} e limiar de lactato, mostrando que são intensidades semelhantes. Apesar da relação entre MFEL e EMG_{LF} não ter sido diretamente estudada, os dados sugerem uma forte associação entre si. Além da VE (dados não publicados), do VO_2 e da concentração de lactato sanguíneo não apresentar aumento durante o exercício na intensidade da MFEL, a amplitude do sinal EMG também não é alterada. Da mesma forma, durante o exercício acima da MFEL, onde o VO_2 e concentração de lactato sanguíneo aumentam significativamente com o tempo, também existe um aumento da amplitude do sinal EMG.

A teoria mais aceita descreve que o aumento da amplitude do sinal EMG representa o recrutamento de unidades motoras anteriormente inativas e/ou

aumento da taxa de despolarização das unidades motoras ativas, de forma a compensar a diminuição da contratilidade de unidades motoras danificadas ou fatigadas (Farina, 2006). Se unidades motoras adicionais são recrutadas, o princípio do tamanho determina que elas são maiores e com um limiar de excitabilidade mais alto (Vollestad e Blom, 1985). Um aumento simultâneo lento do VO_2 e aumento da iEMG dos músculos recrutados durante exercícios aeróbios intensos e próximo do máximo foi tomada como evidência de que o recrutamento de unidades motoras do tipo II está relacionada com o componente lento do VO_2 (Shinohara e Moritani, 1992; Barstow, Jones *et al.*, 1996; Saunders, Evans *et al.*, 2000). A constatação de que o aumento do RMS normalizado e do *slope* do RMS é acompanhado pelo aumento lento do VO_2 na intensidade acima da MFEL em exercício resistido sugere um recrutamento e/ou taxa de despolarização adicional de fibras musculares durante o exercício LP com o tempo, mesmo em cargas constantes. O modelo de análise do RMS do quadríceps como um todo permitiu identificar a relação entre a amplitude do sinal EMG e a resposta cardiorrespiratória. Mesmo em valores baixos de VO_2, o componente lento de aumento do VO_2 demonstrado no presente estudo também já foi evidenciado em pesquisas realizadas durante exercícios dinâmicos que pretendiam isolar o músculo quadríceps (Poole, Gaesser *et al.*, 1992; Le Chevalier, Vandewalle *et al.*, 2000). Le Chevalier et al. (2000) descrevem que a origem do componente lento em exercícios isolados pode ser a progressiva ativação de grupos musculares que não estão diretamente envolvidos na produção de trabalho, como os músculos do tronco e dos braços. Entretanto, como se pode observar no presente estudo, mesmo em intensidades constantes, ocorre um aumento progressivo da amplitude do sinal EMG com o tempo, sendo uma forte evidência da relação do sinal EMG e VO_2. Todas estas evidências podem servir de base para considerar também

a MFEL em exercício resistido como um índice fisiológico fundamental para a determinação da fronteira entre o exercício moderado e exercício severo, no qual a estabilidade do VO_2, da concentração de lactato sanguíneo e amplitude do sinal EMG deixam de ocorrer (Baron, Dekerle *et al.*, 2003; Billat, Sirvent *et al.*, 2003). Pode proporcionar também uma interessante alternativa para a mensuração da mais alta intensidade em exercício resistido que pode ser mantida por longo período de tempo sem a evidência de fadiga neuromuscular.

Existem algumas limitações no presente estudo que devem ser consideradas. Primeiramente, o tamanho do janelamento foi selecionado de acordo com a duração de cada repetição. O menor janelamento foi de 200 ms, entretanto, alguns estudos recomendam janelamentos ainda menores (Mathiassen, Winkel *et al.*, 1995; Clancy, Bouchard *et al.*, 2001), que não foi avaliado neste trabalho. Além disso, foi assumido que o músculo quadríceps é representado pelo conjunto dos músculos VL, VM e RF e que estes são os músculos primários do exercício LP, contudo, existem outros músculos envolvidos no exercício. Finalmente, apesar de se ter chegado a uma relação importante entre a MFEL e amplitude do sinal EMG, a correlação entre MFEL e EMG_{LF} não foi diretamente estudada. Isso se deve à dificuldade de adaptação do desenho experimental, uma vez que para estudar tal correlação o número de testes constantes teria de ser muito maior. Apesar disso, os valores próximos de zero na taxa de aumento do valor RMS indicam uma estabilização do sinal EMG, fator chave para considerar uma relação ainda mais forte com o LAn, determinado por uma fase estável do exercício e que estará relacionada com a transição do metabolismo aeróbio para anaeróbio.

6 CONCLUSÕES

Em suma, a análise do RMS em diferentes janelamentos pode ser utilizada em exercício resistido, sem diferenças significativas no *slope* do RMS. A taxa de aumento do valor RMS durante exercício LP incremental pode ser utilizada como uma abordagem relativamente simples para a determinação do EMG_{LF} no músculo quadríceps, que está fortemente correlacionado com o limiar de lactato. Dessa forma, pode ser considerado um método simples, não invasivo e localizado (quadríceps) para a estimação do LAn em exercício resistido. O tamanho do janelamento de suavização não apresentou influência na intensidade do EMG_{LF}.

A MFEL em exercício LP, que ocorreu em aproximadamente 30% de 1RM, corresponde à maior carga de trabalho que pode ser mantida sem o aumento da amplitude do sinal EMG dos músculos do quadríceps. A estabilização da amplitude do sinal EMG durante o teste contínuo pode ser identificada por meio da técnica de normalização do RMS e pela taxa de aumento do valor RMS. Após a carga da MFEL, ocorre um progressivo aumento da amplitude do sinal EMG até ao final do exercício. Futuras pesquisas devem continuar a explorar a potencial utilização da MFEL como indicador da possível transição do metabolismo aeróbio para anaeróbio durante exercício resistido, além da sua relação com EMG e fadiga neuromuscular em modelos de exercício resistido constante.

REFERÊNCIAS[1]

ACSM. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc,** v. 41, n. 3, p. 687-708, Mar 2009.

BANZ, W. J. et al. Effects of resistance versus aerobic training on coronary artery disease risk factors. **Exp Biol Med (Maywood),** v. 228, n. 4, p. 434-40, Apr 2003.

BARON, B. et al. Maximal lactate steady state does not correspond to a complete physiological steady state. **Int J Sports Med,** v. 24, n. 8, p. 582-7, Nov 2003.

BARON, B. et al. Why does exercise terminate at the maximal lactate steady state intensity? **Br J Sports Med,** v. 42, n. 10, p. 828-33, Oct 2008.

BARROS, C. L. M. et al. Limiar de lactato em exercício resistido. **Motriz,** v. 10, n. 1, p. 31-36, 2004.

BARSTOW, T. J. et al. Influence of muscle fiber type and pedal frequency on oxygen uptake kinetics of heavy exercise. **J Appl Physiol,** v. 81, n. 4, p. 1642-50, Oct 1996.

BAUM, K.; RUTHER, T.; ESSFELD, D. Reduction of blood pressure response during strength training through intermittent muscle relaxations. **Int J Sports Med,** v. 24, n. 6, p. 441-5, Aug 2003.

BEAVER, W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. **J Appl Physiol,** v. 59, n. 6, p. 1936-40, Dec 1985.

BENEKE, R. Anaerobic threshold, individual anaerobic threshold, and maximal lactate steady state in rowing. **Med Sci Sports Exerc,** v. 27, n. 6, p. 863-7, Jun 1995.

_____. Maximal lactate steady state concentration (MLSS): experimental and modelling approaches. **Eur J Appl Physiol,** v. 88, n. 4-5, p. 361-9, Jan 2003a.

[1] De acordo com a Associação Brasileira de Normas e Técnicas. NBR 6023

_____. Methodological aspects of maximal lactate steady state-implications for performance testing. **Eur J Appl Physiol,** v. 89, n. 1, p. 95-9, Mar 2003b.

BENEKE, R.; LEITHAUSER, R. M.; HUTLER, M. Dependence of the maximal lactate steady state on the motor pattern of exercise. **Br J Sports Med,** v. 35, n. 3, p. 192-6, Jun 2001.

BENEKE, R.; VON DUVILLARD, S. P. Determination of maximal lactate steady state response in selected sports events. **Med Sci Sports Exerc,** v. 28, n. 2, p. 241-6, Feb 1996.

BILLAT, V. et al. Training effect on performance, substrate balance and blood lactate concentration at maximal lactate steady state in master endurance-runners. **Pflugers Arch,** v. 447, n. 6, p. 875-83, Mar 2004.

BILLAT, V. L. et al. The concept of maximal lactate steady state: a bridge between biochemistry, physiology and sport science. **Sports Med,** v. 33, n. 6, p. 407-26, 2003.

BILODEAU, M. et al. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 13, n. 1, p. 83-92, Feb 2003.

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, Feb 8 1986.

BLOOMER, R. J. Energy cost of moderate-duration resistance and aerobic exercise. **J Strength Cond Res,** v. 19, n. 4, p. 878-82, Nov 2005.

BONATO, P.; GAGLIATI, G.; KNAFLITZ, M. Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. **Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE,** v. 15, n. 6, p. 102-111, 1996.

BROOKS, G. A.; GAESSER, G. A. End points of lactate and glucose metabolism after exhausting exercise. **J Appl Physiol,** v. 49, n. 6, p. 1057-69, Dec 1980.

CANDOTTI, C. T. et al. Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. **Can J Physiol Pharmacol,** v. 86, n. 5, p. 272-8, May 2008.

CATAI, A. M. et al. Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. **Braz J Med Biol Res,** v. 35, n. 6, p. 741-52, Jun 2002.

CHEETHAM, C. et al. Effect of aerobic and resistance exercise on central hemodynamic responses in severe chronic heart failure. **J Appl Physiol,** v. 93, n. 1, p. 175-80, Jul 2002.

CHTARA, M. et al. Effect of concurrent endurance and circuit resistance training sequence on muscular strength and power development. **J Strength Cond Res,** v. 22, n. 4, p. 1037-45, Jul 2008.

CLANCY, E. A. Electromyogram amplitude estimation with adaptive smoothing window length. **IEEE Trans Biomed Eng,** v. 46, n. 6, p. 717-29, Jun 1999.

CLANCY, E. A.; BOUCHARD, S.; RANCOURT, D. Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions. **IEEE Eng Med Biol Mag,** v. 20, n. 6, p. 47-54, Nov-Dec 2001.

CLANCY, E. A.; HOGAN, N. Probability density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors. **IEEE Trans Biomed Eng,** v. 46, n. 6, p. 730-9, Jun 1999.

CLARYS, J. P. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. **Ergonomics,** v. 43, n. 10, p. 1750-62, Oct 2000.

COSTA, T. **Análise do gasto energético em diferentes exercícios físicos realizados na intensidade do limiar anaeróbio**. 2009. 151 (Mestre). Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos.

D'ALESSIO, T. Analysis of a digital EMG signal processor in dynamic conditions. **IEEE Trans Biomed Eng,** v. 32, n. 1, p. 78-82, Jan 1985.

DAVIS, J. A. et al. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. **J Appl Physiol,** v. 41, n. 4, p. 544-50, Oct 1976.

DE LUCA, J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomecanics,** v. 13, p. 135- 63, 1997.

DE SOUSA, N. M. et al. Acute cardiorespiratory and metabolic responses during resistance exercise in the lactate threshold intensity. **Int J Sports Med,** v. 33, n. 2, p. 108-13, Feb 2012.

DE SOUSA, N. M. F. et al. The measurement of lactate threshold in resistance exercise: a comparison of methods. **Clinical Physiology and Functional Imaging,** v. 31, n. 5, p. 376-381, 2011.

DEKERLE, J. et al. Validity of the two-parameter model in estimating the anaerobic work capacity. **Eur J Appl Physiol,** v. 96, n. 3, p. 257-64, Feb 2006.

DENADAI, B. S. **Indices fisiológicos da avaliação aeróbica: Conceitos e aplicações**. Ribeirão Preto: B.S.D., 1999. ISBN 85-900772-1-7.

DENADAI, B. S.; GOMIDE, E.; GRECO, C. C. Validity of critical velocity to determine the maximal lactate steady state in soccer players. 5th World Congress on Science and Football, 2003, Lisboa, Portugal.

DENADAI, B. S. et al. Validity of critical velocity to determinde the maximal lactate steady state in soccer players. 5th World Congress on Science and Football, 2003, Lisboa, Portugal.

DENADAI, B. S.; RUAS, V. D.; FIGUEIRA, T. R. Maximal lactate steady state concentration independent of pedal cadence in active individuals. **Eur J Appl Physiol,** v. 96, n. 4, p. 477-80, Mar 2006.

DENIS, C.; DORMOIS, D.; LACOUR, J. R. Endurance training, VO2 max, and OBLA: a longitudinal study of two different age groups. **Int J Sports Med,** v. 5, n. 4, p. 167-73, Aug 1984.

DEVRIES, H. A. et al. Factors affecting the estimation of physical working capacity at the fatigue threshold. **Ergonomics,** v. 33, n. 1, p. 25-33, Jan 1990.

DEVRIES, H. A. et al. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. **Ergonomics,** v. 25, n. 9, p. 783-91, Sep 1982.

DROST, G. et al. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 16, n. 6, p. 586-602, Dec 2006.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol,** v. 72, n. 5, p. 1631-48, May 1992.

ESPOSITO, F.; ORIZIO, C.; VEICSTEINAS, A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 78, n. 6, p. 494-501, Nov 1998.

FARINA, D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. **Exerc Sport Sci Rev,** v. 34, n. 3, p. 121-7, Jul 2006.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol,** v. 96, n. 4, p. 1486-95, Apr 2004.

FAUDE, O.; KINDERMANN, W.; MEYER, T. Lactate threshold concepts: how valid are they? **Sports Med,** v. 39, n. 6, p. 469-90, 2009.

FERREIRA, J. C. et al. Maximal lactate steady state in running mice: effect of exercise training. **Clin Exp Pharmacol Physiol,** v. 34, n. 8, p. 760-5, Aug 2007.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Designing resistance training programs**. Human Kinetics, 1997.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. **Sports Med,** v. 37, n. 2, p. 145-68, 2007.

FREUND, H. et al. Work rate-dependent lactate kinetics after exercise in humans. **J Appl Physiol,** v. 61, n. 3, p. 932-9, Sep 1986.

FRY, A. C. The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. **Sports Med,** v. 34, n. 10, p. 663-79, 2004.

GARBER, C. E. et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. **Med Sci Sports Exerc,** v. 43, n. 7, p. 1334-59, Jul 2011.

GOBATTO, C. A. et al. Maximal lactate steady state in rats submitted to swimming exercise. **Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol,** v. 130, n. 1, p. 21-7, Aug 2001.

GOODWIN, M. L. et al. Blood lactate measurements and analysis during exercise: a guide for clinicians. **J Diabetes Sci Technol,** v. 1, n. 4, p. 558-69, Jul 2007.

GOTSHALK, L. A.; BERGER, R. A.; KRAEMER, W. J. Cardiovascular responses to a high-volume continuous circuit resistance training protocol. **J Strength Cond Res,** v. 18, n. 4, p. 760-4, Nov 2004.

HARNISH, C. R.; SWENSEN, T. C.; PATE, R. R. Methods for estimating the maximal lactate steady state in trained cyclists. **Med Sci Sports Exerc,** v. 33, n. 6, p. 1052-5, Jun 2001.

HECK, H. et al. Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. **Int J Sports Med,** v. 6, n. 3, p. 117-30, Jun 1985.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 10, n. 5, p. 361-74, Oct 2000.

HOEGER, W. et al. Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum. **Journal of Applied Sport Science Research,** v. 1, p. 11-13, 1987.

HOUSH, T. J. et al. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 71, n. 2-3, p. 131-6, 1995.

HOUSH, T. J. et al. Physiological responses at the fatigue threshold. **Int J Sports Med,** v. 12, n. 3, p. 305-8, Jun 1991.

HUG, F. et al. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. **Clin Physiol Funct Imaging,** v. 23, n. 4, p. 208-14, Jul 2003.

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

KARINKANTA, S. et al. Maintenance of exercise-induced benefits in physical functioning and bone among elderly women. **Osteoporos Int,** v. 20, n. 4, p. 665-74, Apr 2009.

KATZ, A.; SAHLIN, K. Regulation of lactic acid production during exercise. **J Appl Physiol,** v. 65, n. 2, p. 509-18, Aug 1988.

KEENAN, K. G. et al. Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. **J Appl Physiol,** v. 98, n. 1, p. 120-31, Jan 2005.

KELLEY, G. Dynamic resistance exercise and resting blood pressure in adults: a meta-analysis. **J Appl Physiol,** v. 82, n. 5, p. 1559-65, May 1997.

KINDERMANN, W.; SIMON, G.; KEUL, J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 42, n. 1, p. 25-34, Sep 1979.

KRAEMER, W. J. et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc,** v. 34, n. 2, p. 364-80, Feb 2002.

KRAEMER, W. J.; FRY, A. C. **Strength testing: development and evaluation of methodology**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1995. 115-138.

KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. **Med Sci Sports Exerc,** v. 36, n. 4, p. 674-88, Apr 2004.

KRNJEVIC, K.; MILEDI, R. Failure of neuromuscular propagation in rats. **J Physiol,** v. 140, n. 3, p. 440-61, Mar 11 1958.

LAMOTTE, M.; NISET, G.; VAN DE BORNE, P. The effect of different intensity modalities of resistance training on beat-to-beat blood pressure in cardiac patients. **Eur J Cardiovasc Prev Rehabil,** v. 12, n. 1, p. 12-7, Feb 2005.

LE CHEVALIER, J. M. et al. Local critical power is an index of local endurance. **Eur J Appl Physiol,** v. 81, n. 1-2, p. 120-7, Jan 2000.

LINNAMO, V. et al. Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 10, n. 6, p. 417-24, Dec 2000.

LUCIA, A. et al. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. **Br J Sports Med,** v. 33, n. 3, p. 178-85, Jun 1999.

MACDOUGALL, J. D. et al. Arterial blood pressure response to heavy resistance exercise. **J Appl Physiol,** v. 58, n. 3, p. 785-90, Mar 1985.

MAESTU, J. et al. Electromyographic and neuromuscular fatigue thresholds as concepts of fatigue. **J Strength Cond Res,** v. 20, n. 4, p. 824-8, Nov 2006.

MAGOSSO, R. F. **Estudo da existência de máxima fase estável de lactato durante a realização dos exercícios resistidos leg press 45° e supino reto**. 2010. 83 (Mestre). Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC Universidade de São Paulo, São Carlos.

MARSON, R. A. Study of muscular fatigue by EMG analysis during isometric exercise. Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2011 ISSNIP, 2011, 6-8 Jan. 2011. p.1-4.

MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J.; HAGG, G. M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 5, n. 4, p. 197-226, Dec 1995.

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

MAZZEO, R. S.; MARSHALL, P. Influence of plasma catecholamines on the lactate threshold during graded exercise. **J Appl Physiol,** v. 67, n. 4, p. 1319-22, Oct 1989.

MCCARTNEY, N. Role of resistance training in heart disease. **Med Sci Sports Exerc,** v. 30, n. 10 Suppl, p. S396-402, Oct 1998.

MELLO, R. G.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Detection of the anaerobic threshold by surface electromyography. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,** v. 1, p. 6189-92, 2006.

MERLETTI, R. et al. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. **Clin Biomech (Bristol, Avon),** v. 24, n. 2, p. 122-34, Feb 2009.

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; DELUCA, C. J. Electrically evoked myoelectric signals. **Crit Rev Biomed Eng,** v. 19, n. 4, p. 293-340, 1992.

MESIN, L. et al. A finite element model for describing the effect of muscle shortening on surface EMG. **IEEE Trans Biomed Eng,** v. 53, n. 4, p. 593-600, Apr 2006.

MEYER, K. et al. Hemodynamic responses during leg press exercise in patients with chronic congestive heart failure. **Am J Cardiol,** v. 83, n. 11, p. 1537-43, Jun 1 1999.

MITCHELL, J. H.; VICTOR, R. G. Neural control of the cardiovascular system: insights from muscle sympathetic nerve recordings in humans. **Med Sci Sports Exerc,** v. 28, n. 10 Suppl, p. S60-9, Oct 1996.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. **Clin Biomech (Bristol, Avon),** v. 17, n. 8, p. 569-79, Oct 2002.

MOREIRA, S. R. et al. Methods to identify the lactate and glucose thresholds during resistance exercise for individuals with type 2 diabetes. **J Strength Cond Res,** v. 22, n. 4, p. 1108-15, Jul 2008.

MORITANI, T.; DEVRIES, H. A. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. **Am J Phys Med,** v. 57, n. 6, p. 263-77, Dec 1978.

MORITANI, T. et al. Electrophysiology and kinesiology for health and disease. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 15, n. 3, p. 240-55, Jun 2005.

MORITANI, T.; MURAMATSU, S.; MURO, M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. **Am J Phys Med,** v. 66, n. 6, p. 338-50, Dec 1987.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Med Sci Sports Exerc,** v. 14, n. 3, p. 198-202, 1982.

MORITANI, T. et al. Oxygen availability and motor unit activity in humans. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 64, n. 6, p. 552-6, 1992.

MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **J Appl Physiol,** v. 74, n. 4, p. 1729-34, Apr 1993.

MORITANI, T. et al. Relationship between myoelectric signals and blood lactate during incremental forearm exercise. **Am J Phys Med,** v. 63, n. 3, p. 122-32, Jun 1984.

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

ORR, G. W. et al. A computer linear regression model to determine ventilatory anaerobic threshold. **J Appl Physiol,** v. 52, n. 5, p. 1349-52, May 1982.

PATON, W. D.; WAUD, D. R. The margin of safety of neuromuscular transmission. **J Physiol,** v. 191, n. 1, p. 59-90, Jul 1967.

PAVLAT, D. J. et al. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 67, n. 4, p. 305-8, 1993.

PHILP, A. et al. Maximal lactate steady state as a training stimulus. **Int J Sports Med,** v. 29, n. 6, p. 475-9, Jun 2008.

PODOLIN, D. A.; MUNGER, P. A.; MAZZEO, R. S. Plasma catecholamine and lactate response during graded exercise with varied glycogen conditions. **J Appl Physiol,** v. 71, n. 4, p. 1427-33, Oct 1991.

POLLOCK, M. L. et al. AHA Science Advisory. Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: benefits, rationale, safety, and prescription: An advisory from the Committee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention, Council on Clinical Cardiology, American Heart Association; Position paper endorsed by the American College of Sports Medicine. **Circulation,** v. 101, n. 7, p. 828-33, Feb 22 2000.

POOLE, D. C. et al. Pulmonary and leg VO2 during submaximal exercise: implications for muscular efficiency. **J Appl Physiol,** v. 72, n. 2, p. 805-10, Feb 1992.

POTVIN, J. R.; BENT, L. R. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 7, n. 2, p. 131-9, Jun 1997.

PRINGLE, J. S.; JONES, A. M. Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling. **Eur J Appl Physiol,** v. 88, n. 3, p. 214-26, Dec 2002.

ROBERGS, R. A.; GHIASVAND, F.; PARKER, D. Biochemistry of exercise-induced metabolic acidosis. **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol,** v. 287, n. 3, p. R502-16, Sep 2004.

ROGERS, D. R.; MACISAAC, D. T. EMG-based muscle fatigue assessment during dynamic contractions using principal component analysis. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 21, n. 5, p. 811-8, Oct 2011.

SADOYAMA, T.; MIYANO, H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 47, n. 3, p. 239-46, 1981.

SANTAREM, J. M. **Treinamento de Força e Potência. O Exercício**. Atheneu, 1999.

SAUNDERS, M. J. et al. Muscle activation and the slow component rise in oxygen uptake during cycling. **Med Sci Sports Exerc,** v. 32, n. 12, p. 2040-5, Dec 2000.

SCHJERVE, I. E. et al. Both aerobic endurance and strength training programmes improve cardiovascular health in obese adults. **Clin Sci (Lond),** v. 115, n. 9, p. 283-93, Nov 2008.

SHINOHARA, M.; MORITANI, T. Increase in neuromuscular activity and oxygen uptake during heavy exercise. **Ann Physiol Anthropol,** v. 11, n. 3, p. 257-62, May 1992.

SIMOES, H. G. et al. Blood glucose responses in humans mirror lactate responses for individual anaerobic threshold and for lactate minimum in track tests. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol,** v. 80, n. 1, p. 34-40, Jun 1999.

SIMOES, R. P. et al. Heart-rate variability and blood-lactate threshold interaction during progressive resistance exercise in healthy older men. **J Strength Cond Res,** v. 24, n. 5, p. 1313-20, May 2010.

SMIRMAUL, B. P. et al. Comparison of electromyography fatigue threshold in lower limb muscles in trained cyclists and untrained non-cyclists. **Electromyogr Clin Neurophysiol,** v. 50, n. 3-4, p. 149-54, Apr-Jun 2010.

SOLER, A. M. et al. Anaerobic threshold estimation by statistical modelling. **Braz J Med Biol Res,** v. 22, n. 6, p. 795-7, 1989.

SOUSA, N. M. F. **Análise de existência de máxima fase estável de lactato em exercício resistido em população jovem e idosa**. 2010. 95 (Mestre). Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC Universidade de São Paulo, São Carlos.

ST-AMANT, Y.; RANCOURT, D.; CLANCY, E. A. Influence of smoothing window length on electromyogram amplitude estimates. **IEEE Trans Biomed Eng,** v. 45, n. 6, p. 795-800, Jun 1998.

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

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

TAYLOR, N. F.; DODD, K. J.; DAMIANO, D. L. Progressive resistance exercise in physical therapy: a summary of systematic reviews. **Phys Ther,** v. 85, n. 11, p. 1208-23, Nov 2005.

TEMFEMO, A. et al. Effects of prior exercise on force-velocity test performance and quadriceps EMG. **Int J Sports Med,** v. 27, n. 3, p. 212-9, Mar 2006.

TEMFEMO, A. et al. Are there differences in performance, metabolism, and quadriceps muscle activity in black African and Caucasian athletes during brief intermittent and intense exercise? **J Physiol Sci,** v. 57, n. 4, p. 203-10, Aug 2007.

VAN SCHUYLENBERGH, R.; EYNDE, B. V.; HESPEL, P. Prediction of sprint triathlon performance from laboratory tests. **Eur J Appl Physiol,** v. 91, n. 1, p. 94-9, Jan 2004.

VAN SCHUYLENBERGH, R.; VANDEN EYNDE, B.; HESPEL, P. Correlations between lactate and ventilatory thresholds and the maximal lactate steady state in elite cyclists. **Int J Sports Med,** v. 25, n. 6, p. 403-8, Aug 2004.

VERRILL, D. E.; RIBISL, P. M. Resistive exercise training in cardiac rehabilitation. An update. **Sports Med,** v. 21, n. 5, p. 347-83, May 1996.

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

VOLLESTAD, N. K.; BLOM, P. C. Effect of varying exercise intensity on glycogen depletion in human muscle fibres. **Acta Physiol Scand,** v. 125, n. 3, p. 395-405, Nov 1985.

WASSERMAN, K. Lactate and related acid base and blood gas changes during constant load and graded exercise. **Can Med Assoc J,** v. 96, n. 12, p. 775-83, Mar 25 1967.

WASSERMAN, K. et al. **Principles of exercise testing and interpretation**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1986.

WASSERMAN, K.; MCILROY, M. B. Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients during Exercise. **Am J Cardiol,** v. 14, p. 844-52, Dec 1964.

WERNBOM, M.; AUGUSTSSON, J.; THOMEE, R. The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. **Sports Med,** v. 37, n. 3, p. 225-64, 2007.

ZWARTS, M. J.; STEGEMAN, D. F. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. **Muscle Nerve,** v. 28, n. 1, p. 1-17, Jul 2003.

ANEXOS

ANEXO A – Aprovação comité de ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos
Via Washington Luís, km. 235 - Caixa Postal 676
Fones: (016) 3351.8028
Fax: (016) 3351.8025
CEP 13560-970 - São Carlos - SP - Brasil
propg@ufscar.br - www.propg.ufscar.br

CAAE 0166.0.135.000-09

Título do Projeto: Determinação da Máxima Fase Estável de Lactato em Exercícios Resistidos
Classificação: Grupo I / **Fase:** Não se aplica
Pesquisadores (as): Ilmo. Sr. Rodrigo Ferro Magosso, Vilmar Baldissera (orientador), Nuno Manuel Frade de Sousa (colaborador)
Processo: 23112.004532/2009-14

Parecer Nº. 494/2009

1. Avaliação

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CEP/UFSCar) analisou o projeto de pesquisa acima identificado e considerando os pareceres do relator e do revisor DELIBEROU:

O propósito geral da pesquisa é verificar se ocorre uma máxima fase estável de lactato durante a realização dos exercícios resistidos Leg Press 450 e supino reto em diferentes idades. Os trabalhos ocorrerão no Departamento de Ciências Fisiológicas da UFSCar, tendo como alvo de pesquisa 25 pessoas adultas de 20 a 35 anos e de 50 a 75 anos, sexo masculino, sem distinção étnica.

Como justificativa, a pesquisadora apontou resultado de pesquisa em corredores obtidos por outros pesquisadores no mesmo tema, indicando que indivíduos com menor grau de treinamento podem ser mais beneficiados pelo treino na vMFEL- Máxima Fase Estável de Lactato. Embora já pesquisada a matéria e resultados publicados, a pesquisadora entende que não há estudos na literatura que tenham estabelecidos a existencia da MFEL em exercícios resistidos, particularmente com idosos, planos de periodização fidedignos ainda não foram apresentados, principalmente porque os métodos para determinar a intensidade do exercício em movimentos resistidos ainda não estão totalmente desenvolvidos. Na metodologia, os sujeitos de pesquisa realizarão o teste de carga máxima (1RM), seguido teste crescentes para determinação do AT e mais três sessões para determinação da máxima fase estável de lacto, sendo uma na intensidade correspondente ao AT, uma abaixo e uma acima desta intensidade, para os exercícios Supino reto e Leg Press 450, realizadas de maneira aleatória e separadas por 48 horas. Todas as sessões ocorrerão no mesmo horário do dia para evitar influências do ciclo circadiano.

Os riscos são possíveis desconfortos para utilização de bucal e clipe nasal para análise de parâmetros ventilatórios.

Os benefícios envolvem conhecimento de sua carga máxima e máxima fase estável de lactato para estes exercícios, sendo que o primeiro é bem descrito como parâmetro importante na prescrição de treinamento resistido.

O recrutamento dos sujeitos será feito através de cartazes gerais sobre a pesquisa e um contato telefônico e e- mails, caso o indivíduo se interesse e queira saber maiores detalhes. Outros meios serão utilizados contatos verbais.

Orçamento, cronograma, currículo, folha de rosto e TCLE estão em ordem.

O projeto atende o comando da Resolução 196/96 do CNS e suas complementares, prevê os riscos, com a devida avaliação e minimização. É claro quanto aos critérios de inclusão e exclusão. Respeita a confidencialidade. Sem vislumbrar quaisquer prejuízos o sujeito de pesquisa no estudo a se realizar.

Impresso em 10/12/2009 10:37:34

ANEXO B – Termo de consentimento livre e esclarecido

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

1. Você está sendo convidado para participar da pesquisa intitulada "Determinação da máxima fase estável de lactato em exercícios resistidos". Todos os materiais utilizados serão de uso individual e posteriormente descartado.
2. O método de seleção foi através de contatos por pesquisadores e conhecidos.
3. A qualquer momento, você poderá desistir de participar da pesquisa e assim retirar seu consentimento.
4. Sua desistência não trará qualquer prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a Instituição.
5. O principal benefício de sua participação na pesquisa em termos de aplicação prática, conhecer a carga de 1RM para os exercícios Leg Press e Supino reto, que poderá posteriormente ser utilizada na continuidade de seu programa de treinamento, bem como saber a intensidade em que você poderá treinar com lactacidemia estável.
6. Sua participação nesta pesquisa compreenderá inicialmente o preenchimento de uma anamnese de história saudável, avaliação antropométrica (peso, altura) e composição corporal (Bioimpedância Elétrica). Posteriormente será determinada a carga máxima nos exercícios de musculação Leg Press 45° e Supino Reto, determinação do Limiar Anaeróbio e da máxima fase estável de lactato nestes exercícios.
7. Haverá, ao longo da pesquisa, a necessidade de algumas coletas de sangue na região do lóbulo da orelha, feitas por pessoa treinada e que compreende uma pequena punção, para coleta de 25 microlitros de sangue com lancetas estéreis, descartáveis e de uso único e individual.
8. Os riscos de sua participação na pesquisa estão relacionados à: desconforto quanto à execução do teste com o analisador de gases.
9. Será mensurada a freqüência cardíaca e pressão arterial em repouso e durante todos os exercícios a serem estudados, e caso algum comportamento anormal venha a acontecer, o exercício será interrompido imediatamente.
10. Os resultados obtidos nesta pesquisa poderão ser publicados em revistas científicas, ou apresentados em congressos, com o intuito de colaborar com o conhecimento científico, mas que os seus dados pessoais e sua identificação se manterão em total sigilo.
11. Todos os dados obtidos ficarão disponíveis somente ao pesquisador responsável e aos participantes envolvidos na pesquisa. Embora os computadores disponíveis no laboratório sejam de uso comum para todos os pesquisadores, há senhas e, portanto cada usuário tem uma área própria, na qual nenhuma pessoa pode ter acesso a ela, e assim a todas as informações contidas.
12. Você receberá uma cópia deste termo, na qual constará o telefone, endereço e e-mail do pesquisador principal, podendo tirar qualquer dúvida a respeito do projeto em si e de sua participação.

_____

Assinatura do Pesquisador Responsável

Contatos:
Telefone: (16)9235-1938
Endereço: Rua XV de Novembro, 2579. Centro, São Carlos
E-mail: rmagosso@hotmail.com

Eu, _____declaro que tomei ciência dos procedimentos da coleta de dados do projeto intitulado “Determinação da máxima fase estável de lactato em exercícios resistidos”. Certifico que recebi explicação sobre a natureza e o propósito da pesquisa, os benefícios potenciais e possíveis riscos associados com a minha participação e concordo em participar.

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

São Carlos, _____de _____ de _____

_____

Sujeito da pesquisa