

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

RESPOSTAS NEUROMUSCULARES DO MÚSCULO
VASTO LATERAL AO MÉTODO DA PRÉ-EXAUSTÃO
ADAPTADO

Valdinar de Araújo Rocha Júnior

BRASÍLIA
2008

RESPOSTAS NEUROMUSCULARES DO MÚSCULO VASTO LATERAL AO
MÉTODO DA PRÉ-EXAUSTÃO ADAPTADO

VALDINAR DE ARAÚJO ROCHA JÚNIOR

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

ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO

VALDINAR DE ARAÚJO ROCHA JÚNIOR

RESPOSTAS NEUROMUSCULARES DO MÚSCULO VASTO LATERAL AO
MÉTODO DA PRÉ-EXAUSTÃO ADAPTADO

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo, Doutor
(Orientador - FEF/UnB)

Prof. Dr. Martim Francisco Bottaro Marques
(Examinador Interno – FEF/UnB)

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha
(Examinador Externo – ENE/UnB)

Brasília – DF, 05 de agosto de 2008

Ficha Catalográfica

Rocha Júnior, Valdinar de Araújo.

Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método de pré-exaustão adaptado / Valdinar de Araújo Rocha Júnior . – 2008

92 p. : il.

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2008.

Orientador: Jake Carvalho do Carmo.

1. Pré-exaustão. 2. Eletromiografia. 3. Treinamento resistido. I. Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília. II. Título.

CDU 796.012

R672r

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ROCHA JÚNIOR, Valdinar de Araújo. *Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método da pré-exaustão adaptado*. Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 2008. 92p. Dissertação apresentada à Faculdade de da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

CESSÃO DE DIREITOS

Autor: Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Título: Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método da pré-exaustão adaptado.

GRAU: Mestre

ANO: 2008

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Valdinar de Araújo Rocha Júnior

QND 59 casa 34

72120-590 Taguatinga – DF – Brasil

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por todas as dádivas que tem me concedido, dentre elas a conclusão deste projeto.

A meus pais, Valdinar de Araújo Rocha e Ana Celi de Araújo Rocha, que nunca mediram esforços para me proporcionar a melhor formação possível; e a meus irmãos, João Victor de Araújo Rocha e Valdiceli de Araújo Rocha, que juntamente com meus pais, compõem a melhor família que alguém pode ter.

Ao meu orientador e grande amigo, professor Jake Carvalho do Carmo, cujos ensinamentos vão muito além dos necessários para a obtenção deste título acadêmico. Obrigado pela paciência, dedicação e, sobretudo, pelo exemplo como pessoa e profissional.

A minha irmã por parte da ciência, Maria Claudia Cardoso Pereira, e aos grandes amigos, Sauro Salomoni, Fabiano Soares de Araújo e Fabiano Peruzzo Shwartz, que sempre estiveram presentes quando precisei e em nenhum momento me deixaram fraquejar diante dos problemas ocorridos. Com eles compartilho os méritos da conclusão dessa dissertação.

Aos professores e amigos, Wilson Henrique Veneziano e Marcelino Monteiro de Andrade, por todo o apoio técnico, orientações e conselhos inestimáveis.

Aos amigos Paulo Roberto Wagner Pinheiro Júnior, Felipe Wasem Magalhães e André Martorelli pelo suporte na coleta de dados e apoio durante a execução da pesquisa.

A todo o corpo docente da Faculdade de Educação Física, em especial aos professores Martin Bottaro, Marisete Peralta Safóns e Alexandre Resende

pelo suporte à pesquisa, orientação para a melhoria do projeto e crescimento acadêmico.

Aos amigos e companheiros da Academia Nacional de Polícia pela paciência e compreensão nos momentos em que precisei me ausentar das obrigações profissionais por conta dos compromissos acadêmicos.

Aos voluntários da pesquisa pelo compromisso e seriedade na realização dos testes.

Aos amigos e companheiros de pesquisa e pós-graduação que muito contribuíram para meu crescimento acadêmico.

À minha irmã, Valdiceli; ao primo e grande amigo, Rodrigo Barros Araújo, e à grande amiga, Fabiana Lopes de Lucena, pelo apoio na elaboração e revisão do manuscrito.

A todos os amigos que não tiveram participação direta no mestrado, mas me acompanharam durante toda caminhada.

SUMÁRIO

	Página.
LISTA DE TABELAS	v
LISTA DE FIGURAS	vi
LISTAS DE SIGLAS, ABREVIACÕES E SBOLOS	viii
RESUMO.....	ix
<i>ABSTRACT</i>	x
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – Objetivo	3
1.2 – Justificativa.....	3
CAPÍTULO 2 – REVISO DE LITERATURA	5
2.1 – Treinamento Resistido.....	5
2.2 – Eletromiografia	9
2.3 – Pr-exaustão	22
CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1 – Amostra	29
3.2 – Exercícios.....	30
3.4 – Procedimento experimental.....	34
3.5 – Posicionamento de eletrodos e registro dos sinais eletromiográficos ..	36
3.6 – Processamento dos sinais.....	42
3.7 – Análise estatística.....	46
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS	47
CAPÍTULO 5 – DISCUSSO	51

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60
LISTA DE ANEXOS	68

LISTA DE TABELAS

	Página.
Tabela 1 – Resumo do delineamento experimental.	35
Tabela 2 – Descrição dos participantes cujos dados foram analisados.	47
Tabela 3 – Média \pm desvio padrão das cargas obtidas nos testes de 1 RM.	48
Tabela 4 – Média \pm desvio padrão do número de repetições executadas nos exercícios <i>leg press 45°</i> e extensão de joelhos.....	48
Tabela 5 – Valores médios \pm desvio padrão das inclinações normalizadas dos valores de RMS – variação percentual a cada repetição.	49
Tabela 6: Probabilidade (p) referente aos testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov aplicados às inclinações normalizadas das retas de regressão dos valores RMS.....	50
Tabela 7 – Valores médios \pm desvio padrão das inclinações normalizadas da velocidade de condução – variação percentual a cada repetição.	50
Tabela 8: Probabilidade (p) referente aos testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov aplicados às inclinações normalizadas das retas de regressão da velocidade de condução.....	51

LISTA DE FIGURAS

	Página.
Figura 1 – Representação da amplificação diferencial de um eletrodo bipolar.	10
Figura 2 – Arranjo linear de 16 eletrodos.	11
Figura 3 – Comparação entre o diferencial simples e o modo duplo diferencial.	11
Figura 4 – Arranjo linear de eletrodos e amplitude do sinal captado em diferentes regiões do músculo (modificado – De Luca, 1997).....	12
Figura 5 – Sinal eletromiográfico bruto (A) e retificado por onda completa (B).	15
Figura 6 – Representação esquemática dos procedimentos de normalização (modificado – Konrad, 2005).	16
Figura 7 – Amplitude RMS obtida em diferentes percentuais da máxima contração voluntária durante protocolo de rampa (modificado – Moritani e Muro, 1987).	17
Figura 8 – Representação de um sinal eletromiográfico apropriado para o cálculo da velocidade de condução.....	19
Figura 9 – Relação entre força e velocidade de condução. (modificado – Masuda <i>et al.</i> 2001).....	21
Figura 10 - Amplitude RMS do sinal eletromiográfico durante fadiga na máxima contração isométrica (A) e em 50% dessa intensidade (B) (modificado - Moritani <i>et al.</i> , 1986).....	26
Figura 11 - Velocidade de condução a 30% da máxima contração voluntária (modificado - Houtman et al., 2003).	28
Figura 12 - Velocidade de condução em cinquenta contrações intermitentes. Valores normalizados pela velocidade inicial (modificado - Van der Hoeven e Lange, 1994).	28
Figura 13 - (A) Exercício <i>leg press</i> 45°, exercício multi-articular; (B) extensão de joelhos, exercício mono-articular (modificado - Delavier, 2001).....	30

Figura 14 - Fita elástica delimitando a amplitude articular para a execução do <i>leg press 45°</i>	31
Figura 15 - Amplitude da inicial e final da extensão de joelho determinada pelo braço de resistência do aparelho.	32
Figura 16 - Eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino , Itália).	36
Figura 17 - Visualização do sinal captado pelo software EmgAcq (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).....	38
Figura 18 - Tela de apresentação dos parâmetros analisados no mapeamento (EmgAcq / LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).....	39
Figura 19 - (A) Ilustração de um espectro de frequência sem ruídos e (B) outro contaminado por ruído de 60 Hz e frequências harmônicas.	40
Figura 20 - Marcação da região de boa propagação no músculo vasto lateral para a fixação do arranjo de eletrodos flexível.	40
Figura 21 - Arranjo linear flexível de oito eletrodos e diagramação de seu posicionamento e preenchimento com gel condutor.	41
Figura 22 - <i>Trigger</i> utilizado para sincronizar o ângulo articular com o sinal eletromiográfico. Equipamento desenvolvido no Laboratório de Processamento de Sinais Digitais (FEF – UnB).....	42
Figura 23 - Representação do janelamento em torno do pulso elétrico gerado pelo trigger no ângulo de 100 graus de flexão do joelho.....	43
Figura 24 – Retas de regressão dos valores de RMS no exercício <i>leg press 45°</i> - variação percentual média em quinze repetições.	49
Figura 25 – Retas de regressão da velocidade de condução no exercício <i>leg press 45°</i> - variação percentual média em quinze repetições.	51

LISTAS DE ABREVIACÕES

ARV – *Average Rectified Value* (Amplitude Média Retificada)

C – Série simples (controle)

LSD – teste *post hoc Least Significant Difference*

P30 – Pré-exaustão de baixa intensidade

P60 – Pré-exaustão de alta intensidade

RMS – *Root Mean Square* (Valor Quadrático Médio)

RM – Repetio máxima

RESUMO

RESPOSTAS NEUROMUSCULARES DO MÚSCULO VASTO LATERAL AO MÉTODO DA PRÉ-EXAUSTÃO ADAPTADO

Autor: Valdinar de Araújo Rocha Júnior
Orientador: Jake Carvalho do Carmo

O objetivo do estudo foi verificar se a pré-exaustão realizada em exercício mono-articular de baixa intensidade é uma forma eficaz de recrutar maior o número de unidades motoras no exercício multi-articular subsequente. A eletromiografia foi registrada no vasto lateral de nove sujeitos ($23,33 \pm 3,46$ anos) por meio de um arranjo linear de eletrodos. Na pré-exaustão de baixa intensidade (P30) foram realizadas 15 extensões unilaterais de joelho seguidas de 15 repetições de *leg press* 45° com cargas de 30 e 60% de 1 repetição máxima (RM), respectivamente. Na pré-exaustão de alta intensidade (P60) a mesma seqüência foi executada, porém a carga dos dois movimentos foi de 60% de 1 RM. Uma série simples de 15 repetições *leg press* 45° foi utilizada como exercício controle (C). O valor RMS e a velocidade de condução foram estimados para cada repetição e a partir desses valores foram calculadas regressões lineares. As inclinações das retas foram normalizadas por seus valores iniciais e comparadas por meio de uma ANOVA de medidas repetidas. As maiores inclinações do RMS de P30 e P60 em relação a C ($p < 0,05$) sugerem maior recrutamento de unidades motoras nas séries de pré-exaustão. Não houve diferença significativa entre as inclinações da velocidade de condução de P30, P60 e C. A série P30 é mais indicada para o treinamento, pois permite maior controle do volume no exercício multi-articular.

Palavras-chaves: pré-exaustão, eletromiografia, treinamento resistido.

ABSTRACT

NEUROMUSCULAR REPOSSES OF VASTUS LATERALIS TO THE ADAPTED PRE-EXHAUSTION METHOD

Autor: Valdinar de Araújo Rocha Júnior
Orientador: Jake Carvalho do Carmo

The aim of study was to verify if the pre-exhaustion performed at a single-joint exercise with low intensity is an effective method to recruit a large number of motor units in the subsequent multi-joint exercise. The electromyography was recorded from vastus lateralis of nine subjects (23,33 ±3,46 years) by a linear array of electrodes. The low intensity pre-exhaustion (P30) was a combination of 15 unilateral knee extensions with 15 unilateral repetitions of *leg press 45°* performed at 30 and 60% of 1 repetition maximum (1 RM), respectively. In the high intensity pre-exhaustion (P60), the same combination was performed, but at 60% of 1 RM for both exercises. A single set of 15 repetitions of *leg press 45°* was analyzed as control exercise (C). The RMS and the conduction velocity were estimated for each repetition and then fit with a regression line. The slopes of regression line were normalized by their initial values and then compared by one way ANOVA for repeated measures. The higher RMS slopes of P30 and P60 suggest a higher recruitment of motor units. There was no difference in the conduction velocity slopes of P30, P60 and C. The low intensity pre-exhaustion is more indicated for training due to the fact it allows a better control of volume in the multi-joint exercise.

Keywords: pre-exhaustion, electromyography, resistance training.

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

Alguns métodos de treinamento resistido tentam, de forma empírica, encadear exercícios para que a seqüência de estímulos proporcione uma melhor resposta da musculatura trabalhada. Um método bastante utilizado com essa finalidade é conhecido como pré-exaustão. Essa técnica consiste na realização de um exercício mono-articular seguido de um exercício multi-articular para o mesmo músculo, como por exemplo, executar uma série de agachamento após uma série de extensão de joelhos (Augustsson et al., 2003). O objetivo dessa seqüência é enfatizar o trabalho sobre o músculo pré-fatigado por um possível aumento do número de fibras musculares recrutadas para a execução do exercício multi-articular (Gentil et al., 2007). No exemplo citado a combinação favoreceria a ativação dos músculos do quadríceps femoral.

Embora o sistema nervoso evoque unidades motoras adicionais para compensar a perda de potencial contrátil de fibras fatigadas (Moritani e Muro, 1987; Merletti e Parker, 2004), estudos sobre a pré-exaustão demonstram que sua utilização não atende ao propósito de intensificar o trabalho sobre um determinado grupamento muscular. Pelo contrário, o desgaste excessivo decorrente da realização do exercício mono-articular vigoroso parece inibir a atividade do músculo pré-fatigado e há a necessidade de o organismo recorrer a outros grupos musculares para a realização do exercício multi-articular (Augustsson et al., 2003; Gentil et al., 2007).

Apesar da pré-exaustão, da maneira como vem sendo praticada, não apresentar os resultados esperados, é possível que ajustes na intensidade dos estímulos aplicados possam validar a adoção desse procedimento na rotina de treinamento. Houtman et al. (2001) e Houtman et al. (2003) observaram que, após a fadiga inicial de unidades motoras tipo I, causada pela manutenção de uma contração de baixa intensidade, parece ocorrer uma maior atividade de unidades motoras tipo II. Deste modo, esforços com carga reduzida no exercício mono-articular podem favorecer o recrutamento de um maior número de unidades motoras no

exercício subsequente, principalmente de unidades motoras tipo II que normalmente possuem maior limiar de excitação (Henneman et al., 1965).

A eletromiografia de superfície é uma das técnicas mais aplicadas em pesquisas sobre o processo de ativação dos músculos e frequentemente é utilizada em estudos sobre o treinamento resistido. Ela compreende a soma da atividade elétrica gerada pelas unidades motoras recrutadas e possibilita a identificação das estratégias de recrutamento muscular por meio de parâmetros como a valor quadrático médio (*root mean square* – RMS) e a velocidade de condução (Farina et al., 2004a). O valor RMS é um estimador de amplitude que tem alta correlação com o nível de ativação neural e a força exercida em uma ação muscular (Farina et al., 2004b; De Luca, 1997). Ele consiste na raiz quadrada de um quociente cujo numerador é o somatório do valor de cada amostra do sinal eletromiográfico elevada à segunda potência, e o denominador é o número total de amostras. No presente estudo o valor RMS foi calculado por meio de janelas móveis recortadas do sinal eletromiográfico. Já a velocidade de condução é a velocidade de propagação dos potenciais de ação ao longo da fibra muscular. De maneira simplória, pode-se dizer que essa variável é estimada pela razão da distância entre eletrodos posicionados sobre a pele e o lapso temporal no registro do potencial de ação por esses eletrodos (distância/tempo). A velocidade de condução está relacionada a aspectos fisiológicos como o número de unidades motoras recrutadas, a taxa de disparo dos potenciais de ação e o tipo de fibra solicitado na ação muscular (Morimoto et al., 1984; Kupa et al., 1995). O valor RMS e a velocidade de condução também constituem bons indicadores da exaustão muscular, pois com o advento da fadiga em contrações submáximas o valor do RMS aumenta e a velocidade de condução diminui (DeLuca, 1997; Merletti e Parker, 2004).

Pesquisas sobre a atividade elétrica muscular no treinamento resistido podem comprovar os benefícios, potencializar os resultados, ou corrigir eventuais falhas dos métodos existentes. O presente estudo trata da comparação dos parâmetros eletromiográficos de amplitude e velocidade de condução em musculatura submetida a diferentes níveis de pré-exaustão. Dois exercícios extremamente populares no treinamento em academias foram combinados: a extensão de joelhos e o *leg press*

45°, exercícios mono e multi-articular, respectivamente. A eletromiografia foi registrada por meio de arranjo linear de eletrodos, uma ferramenta que permite maior precisão que os eletrodos configuração bipolar na localização de regiões de boa propagação dos potenciais de ação (Merletti e Parker, 2004).

1.1 – Objetivo

O objetivo do presente estudo é avaliar, por meio de parâmetros eletromiográficos, se a pré-exaustão realizada por exercício mono-articular de membro inferior com baixa intensidade é um método eficiente para aumentar o número de unidades motoras recrutadas na execução do exercício multi-articular subsequente.

1.2 – Justificativa

A força tem ocupado um papel cada vez mais importante como componente da aptidão física. Atualmente a ciência reconhece essa valência como fundamental para a saúde, qualidade de vida e capacidade funcional dos indivíduos (Kraemer et al., 2002). Assim, o treinamento resistido, melhor meio de desenvolver a força muscular (Fleck e Kraemer, 2004), passou a ser amplamente empregado na área esportiva, na reabilitação, na estética e em atividades de caráter recreacional.

Apesar de ser uma prática antiga e apresentar crescente popularidade entre os entusiastas e profissionais da atividade física, somente nas últimas décadas o treinamento resistido tem sido estudado com ênfase no meio acadêmico. A maior parte das metodologias desenvolvidas surgiu da observação e de experiências de atletas de força, como fisiculturistas e levantadores olímpicos (Fleck e Kraemer, 2004; Gentil, 2005). Muitas vezes os aspectos fisiológicos envolvidos na estruturação da prática de tais sujeitos eram deixados em segundo plano em razão de questões

administrativas como equipamentos disponíveis e tempo para execução dos exercícios (Fleck e Kraemer, 2004). Nesse contexto, demasiadamente empírico, a pré-exaustão surgiu como estratégia para aumentar os ganhos de força e hipertrofia.

As escassas investigações sobre a pré-exaustão apontam para resultados contraproducentes dessa metodologia. No entanto, as pesquisas observadas na literatura limitam-se somente a análises da forma tradicional de aplicação da técnica, na qual cargas elevadas são empregadas tanto no exercício mono-articular quanto no multi-articular (Augustsson et al., 2003; Gentil et al., 2007). Ao que tudo indica, não foram estudadas adaptações do método em relação às sobrecargas utilizadas em sua execução. Uma correta manipulação de intensidade pode transformar a pré-exaustão em um recurso valioso, sobretudo para praticantes de níveis intermediário e avançado que estão sujeitos à menor evolução de suas capacidades físicas e necessitam de maior variabilidade em seu treinamento (Stone et al., 2000).

CAPÍTULO 2 – REVISÃO DE LITERATURA

2.1 – Treinamento Resistido

Treinamento resistido pode ser definido como exercícios cujos segmentos corporais movimentam-se, ou tentam movimentar-se, contra uma determinada força (Fleck e Kraemer, 2004). Embora esse termo possa englobar todos os movimentos com sobrecarga, seu emprego mais usual se presta à definição de exercícios praticados em centros de atividade física e academias, nos quais, equipamentos, barras, anilhas e halteres são utilizados para aumentar a intensidade da contração muscular.

A história do treinamento resistido confunde-se com a própria história do desporto mundial. Desafios nos quais a força muscular era colocada à prova são descritos há mais de 5.000 anos em várias regiões do planeta (Kraemer e Hakkinen, 2002). A Grécia antiga foi provavelmente o local em que o treinamento resistido teve maior difusão. Parte da preparação física dos soldados desse país era baseada em exercícios de força e resistência muscular. Também há inúmeros relatos do treinamento resistido aplicado à preparação física daqueles que competiam nos antigos Jogos de Olímpia. O atleta de maior reconhecimento desse período foi Milos de Cotrona. Ele foi, provavelmente, o primeiro a explorar o conceito de sobrecarga progressiva no treinamento de força. Milos costumava treinar com um novilho sobre as costas. À medida que o novilho crescia, Milos tornava-se mais forte e, desta forma, foi capaz de carregar um boi em volta de um estádio (Kraemer et al., 2002). Na sociedade contemporânea o treinamento resistido popularizou-se no início do século XX com o desenvolvimento de esportes como o levantamento olímpico e o fisiculturismo (Kraemer e Hakkinen, 2002). Apesar do crescimento dessas modalidades, as pesquisas científicas sobre o treinamento resistido começaram somente no final da década de 40, quando Delmore e Watkins escreveram sobre os

exercícios de força com intensidade progressiva na reabilitação de militares no período pós-guerra (Kraemer et al., 2002).

A elaboração de programas de treinamento resistido é uma tarefa complexa que envolve diversos aspectos. Dentre os parâmetros mais importantes podemos destacar a intensidade e o volume do treino (Tan, 1999).

A intensidade é normalmente descrita em termos da carga ou da resistência usada na realização dos exercícios. Duas são as formas mais comuns para a indicação da intensidade em movimentos isotônicos, isto é, movimentos com sobrecarga constante e velocidade variável (Kraemer et al., 2002). A primeira define a sobrecarga em percentuais de uma repetição máxima (Fleck, 1999). Uma repetição máxima, ou simplesmente 1 RM, é a máxima carga suportada para a execução de uma única repetição do exercício dentro da técnica correta. A segunda maneira refere-se à maior carga com a qual é possível efetuar um determinado número de repetições. Neste caso, a notação 15 RM, por exemplo, descreve a intensidade suportada na execução de quinze movimentos corretos e consecutivos de um exercício (Tan, 1999).

O volume está relacionado à quantidade de treinamento executada em uma sessão de treino. Este pode ser precisamente calculado com base no trabalho mecânico total em joules (força x distância), mas estimativas mais simplórias como o número total de séries, número de repetições (repetições x séries) ou o trabalho total executado (carga x repetições x séries) são mais habituais (Tan, 1999; Fleck, 1999; Stone et al., 2000). O termo volume pode ainda se referir ao número de sessões de treino realizadas ou previstas para um período de tempo.

Quando o volume e a intensidade sofrem variações sistemáticas com propósitos bastante específicos, diz-se que o treinamento foi periodizado (Fleck, 1999). A periodização é um planejamento necessário para a obtenção de resultados ótimos do treinamento e requer conhecimento apurado dos efeitos agudos e crônicos de fatores como a ordem dos exercícios, o tipo de contração, o intervalo de recuperação entre as séries e a velocidade de contração, entre outros. Esses aspectos têm sido amplamente abordados em estudos recentes (Behm e Sale, 1993;

Webber e Kriellaars, 1997; Richrmond e Godard, 2004; Munn *et al.*, 2005; Rahimi, 2005; Tran et al., 2006), pois constituem a base para uma prescrição de qualidade e para o aprimoramento dos métodos existentes.

Os estágios iniciais do treinamento resistido são marcados por uma melhora acentuada na capacidade contrátil dos músculos. Incrementos de até 77% na carga suportada para 1 RM são reportados com apenas duas semanas de treinamento (Staron et al., 1994). Ganhos dessa magnitude estão associados a alterações no controle neural da atividade muscular. Indivíduos não-treinados usualmente apresentam dificuldade em recrutar uma grande quantidade de unidades motoras para a realização de esforços com sobrecarga elevada (Gandevia, 2001). Esse quadro é rapidamente revertido por um curto período de adaptação ao treinamento e aprendizagem dos exercícios (Moritani et al., 1979; Knight e Kamen, 2001). Além de melhorar a capacidade de mobilizar fibras musculares, o treinamento resistido também provoca um aumento na taxa de disparo das unidades motoras ativas (Gabriel et al., 2006; Folland e Williams, 2007).

Outro mecanismo que sofre rápida adaptação ao treinamento resistido é a coordenação na atividade das unidades motoras de um mesmo músculo, conhecida como coordenação intramuscular. As unidades motoras de praticantes de exercícios de força atuam em maior sincronia que as de sujeitos não fisicamente ativos (Semmler e Nordstrom, 1998). Milner-Brown et al. (1975) sugerem que essa ação simultânea de unidades motoras torna-se mais efetiva já nas primeiras seis semanas de exercícios contra resistência.

Igualmente susceptível a adaptações decorrentes do treinamento resistido é o controle que o sistema nervoso exerce sobre diferentes músculos envolvidos em um movimento. Poucas sessões de treinos são necessárias para promover maior sinergia entre músculos motores primários e acessórios (Hakkinen et al., 2001). A relação entre a ação de agonistas e antagonistas também é otimizada com o treinamento. Carolan e Cafarelli (1992) analisaram a coativação do bíceps femoral e do vasto lateral na extensão isométrica do joelho durante oito semanas de treinamento resistido. O aumento expressivo no torque máximo exercido pelos

sujeitos foi atribuído ao decréscimo na atividade do bíceps femoral, músculo antagonista, uma vez que não foi observado incremento na ação do vasto lateral com o treino. A maior redução na coativação ocorreu logo na primeira semana desse estudo.

À medida que o praticante evolui no treinamento resistido, mudanças em sua estrutura muscular são desencadeadas. A hipertrofia é uma das adaptações crônicas de maior notoriedade e pode ser observada após oito semanas de treinamento regular (Folland e Williams, 2007). O aumento da massa muscular é consequência do incremento na síntese de proteínas e decréscimo na taxa de anabolismo (Fleck e Kraemer, 2004). A combinação desses fatores resulta no aumento do tamanho e da quantidade dos filamentos de actina e miosina que constituem as miofibrilas (McDonagh e Davies, 1984, Campos et al., 2002). Tecidos conectivos como ligamentos e tendões não possuem resposta hipertrófica tão acentuada quanto as proteínas contráteis (Kubo et al., 2001). Contudo, o treinamento resistido em longo prazo também parece provocar aumento na seção transversa dessas estruturas, uma vez que elas apresentam-se mais desenvolvidas em atletas de elite de modalidades de alta intensidade (Kongsgaard et al., 2005).

Outra adaptação no sistema muscular descrita na literatura é a conversão do subtipo de fibras. Campos et al. (2002) avaliaram os efeitos do treinamento resistido de diferentes intensidades nas fibras musculares de trinta e dois iniciantes submetidos a oito semanas de exercícios para membros inferiores. A biopsia no tecido muscular e a análise de isoformas das cadeias pesadas de miosina apontaram a mudança de fibras subtipo IIB para o subtipo IIA. Esse resultado também é relatado por outros autores (Staron et al., 1994; Folland e Williams, 2007) e mostra que, independente da intensidade trabalhada, o treinamento resistido provoca alterações histoquímicas que tornam as fibras menos fatigáveis.

Além dos ganhos de força, hipertrofia, potência e resistência muscular, que fazem do treinamento resistido uma ferramenta extremamente eficaz na preparação da maioria das modalidades desportivas, a realização de exercícios contra resistência apresenta resultados significativos na promoção da saúde e da qualidade

de vida. Estudos demonstram que o treinamento resistido reduz o risco de doenças coronarianas, diabetes, câncer, previne contra a osteoporose, promove redução e manutenção do peso corporal, melhora a estabilidade articular e preserva a capacidade funcional (Kraemer et al., 2002). Com isso, esse tipo de treino passou a ser indicado e praticado não somente por aqueles que buscam resultados em competições, mas por indivíduos saudáveis de todas as faixas etárias e até mesmo por pessoas acometidas por enfermidades.

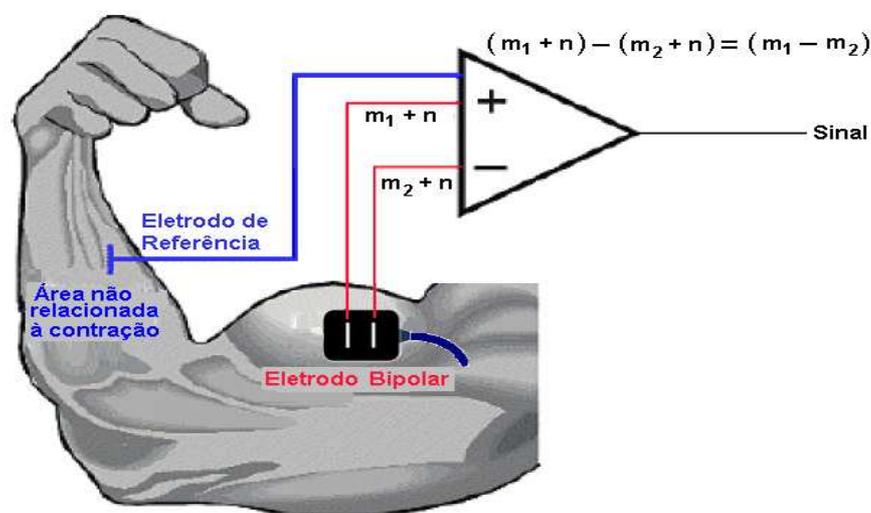
2.2 – Eletromiografia

A eletromiografia é o estudo da manifestação elétrica de todas as unidades motoras ativas durante uma contração muscular (Merletti e Parker, 2004). Ela constitui uma ferramenta poderosa de modelagem do sistema neuromuscular (Andrade, 2006) e tem sido utilizada na análise da coordenação intra e intermuscular, no diagnóstico de fadiga e na determinação da tensão muscular (Anders et al., 2005). A eletromiografia pode ser classificada como intramuscular ou de superfície, de acordo com o tipo de eletrodo utilizado. A eletromiografia de superfície faz uso de eletrodos posicionados sobre a pele para o registro da atividade elétrica muscular e é mais comumente utilizada em situações de treinamento desportivo, dada sua natureza não invasiva.

O eletrodo é normalmente composto de prata clorada – Ag-AgCl (Hermens et al., 2000). Esse material proporciona baixa impedância com a pele (resistência à passagem de corrente elétrica), baixo ruído na aquisição do sinal, além de se comportar de maneira estável, isto é, ele não se polariza (Forti, 2005). O eletrodo deve permitir um bom contato com a pele e ser grande o suficiente para abranger um número razoável de unidades motoras, porém, pequeno o bastante para evitar a captação de sinais provindos de outros músculos (*crosstalk*). Eletrodos bipolares são os mais usados em pesquisas com eletromiografia de superfície e funcionam com um sistema de amplificação diferencial (figura 1). Os sinais captados pelos dois eletrodos

são diferentes, porém os ruídos captados por ambos apresentam características muito semelhantes. A parte comum dos sinais é eliminada e a diferença entre eles é amplificada. Qualquer sinal originado em áreas remotas onde não há contração é captado pelo eletrodo de referência e excluído, pois também constitui a porção comum dos sinais (De Luca, 2002). Esse processo é chamado de rejeição do modo comum.

Figura 1 – Representação da amplificação diferencial de um eletrodo bipolar.



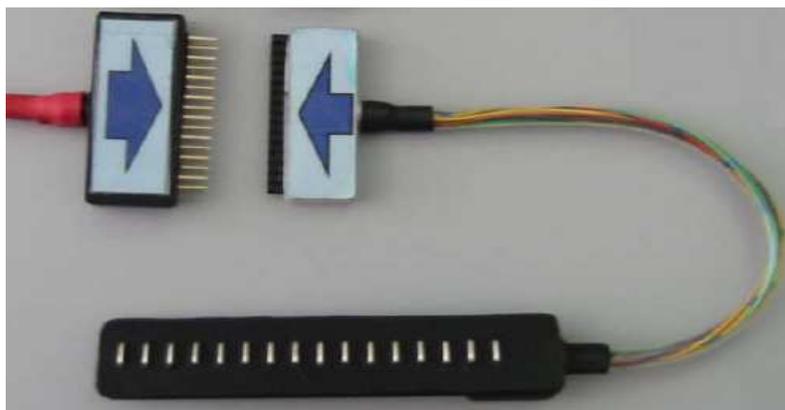
O sinal eletromiográfico é representado por “ m_i ”, onde $i=1,2$; e o ruído por “ n ” (modificado – De Luca, 2006).

Recentemente, um sistema conhecido como arranjo linear de eletrodos tem suplantado, em termos qualitativos, a tecnologia bipolar na obtenção de sinais eletromiográficos. Esse arranjo é formado por um conjunto de eletrodos com várias superfícies de contato de mesma dimensão dispostas em linha com uma distância fixa entre elas (figura 2).

Uma das vantagens do arranjo linear de eletrodos em relação à configuração bipolar está na possibilidade de se aplicar de filtros espaciais como o duplo diferencial para a captação do sinal (figura 3). Dois sinais diferenciais são obtidos dos eletrodos 1 e 2 e dos eletrodos 2 e 3. A partir desses dois diferenciais um terceiro sinal diferencial é calculado. O maior alcance do arranjo linear e a aplicação do modo

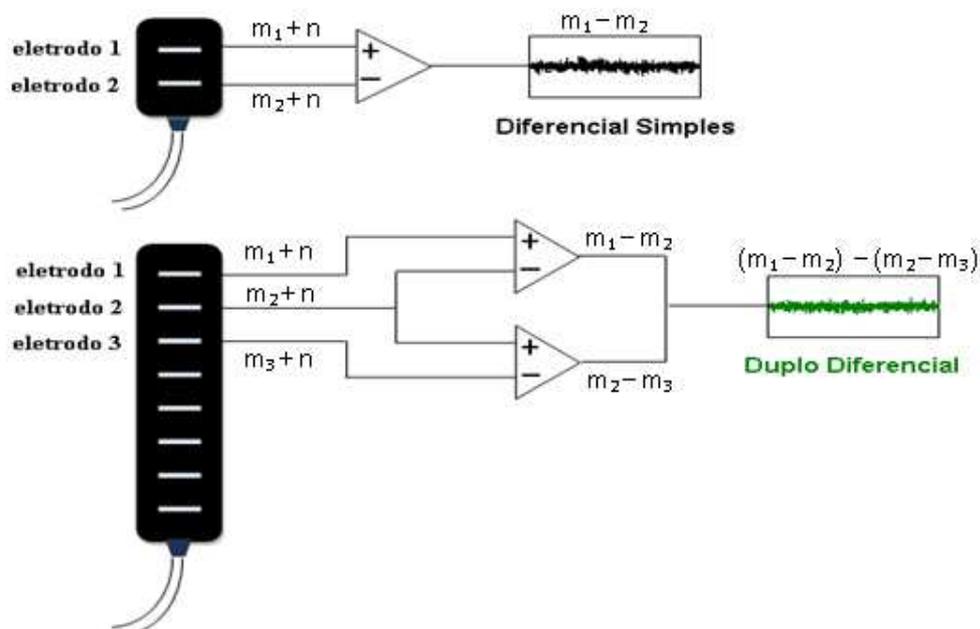
duplo diferencial permitem filtrar o sinal oriundo de pontos mais distantes, o que reduz consideravelmente o *crosstalk* na eletromiografia de superfície (De Luca, 1997).

Figura 2 - Arranjo linear de 16 eletrodos.



Dimensões de 5x1 mm e distância entre eletrodos de 5 mm (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).

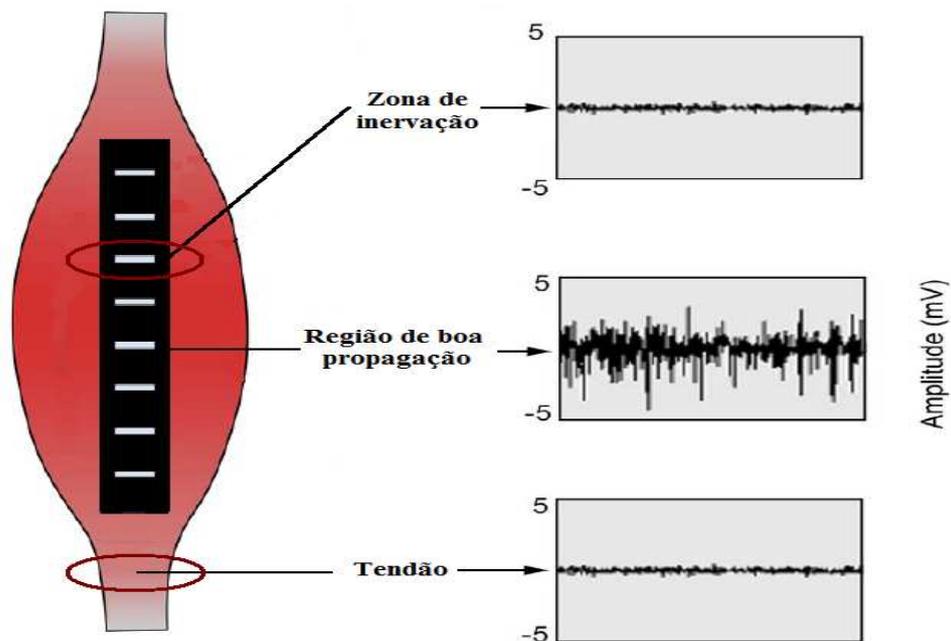
Figura 3 – Comparação entre o diferencial simples e o modo duplo diferencial.



O sinal eletromiográfico é representado por " m_i ", onde $i=1,2$; e o ruído por " n ".

Outro benefício da disposição linear de eletrodos é a identificação da anatomia das unidades motoras e o mapeamento de regiões de boa propagação do sinal eletromiográfico (Merletti et al., 2003). Por recobrir uma maior área muscular, o arranjo linear pode acompanhar o potencial de ação desde sua origem até sua extinção (Merletti e Parker, 2004). Nas zonas de inervação, onde estão presentes as junções neuromusculares, a caracterização do sinal fica prejudicada por uma interferência mútua dos potenciais disparados por diferentes unidades motoras, o que leva a estimativas incorretas da amplitude do sinal, da frequência de disparo e da velocidade de propagação do potencial de ação nas fibras musculares (Saito, et al., 2000). Antes dos arranjos lineares a localização das zonas de inervação era feita com base em mapas anatômicos que não podiam considerar diferenças individuais básicas como o tamanho de segmentos corporais, tampouco ponderavam a influência do comprimento muscular na ação analisada. Outras regiões impróprias para captação do sinal e facilmente identificáveis pelo arranjo de eletrodos são os tendões, pois neles não há propagação dos potenciais de ação (figura 4).

Figura 4 – Arranjo linear de eletrodos e amplitude do sinal captado em diferentes regiões do músculo (modificado – De Luca, 1997).



Em destaque as regiões que não propiciam boas condições para aquisição do sinal.

Embora o modo duplo diferencial e o mapeamento muscular atenuem muitas interferências presentes na captação do sinal, aquisições totalmente livres de ruídos são praticamente impossíveis (Konrad, 2005). Os pesquisadores devem conhecer as principais fontes de ruídos da eletromiografia de superfície e direcionar esforços para minimizar sua ocorrência.

Uma das perturbações mais elementares na eletromiografia de superfície é o artefato de movimento. Ele é mais comum em contrações dinâmicas e possui frequências que variam entre 0 e 20 Hz (Merletti e Parker, 2004). Normalmente é gerado pela movimentação do eletrodo sobre a pele e/ou dos cabos que ligam os eletrodos ao eletromiógrafo (Andrade, 2006). Esse tipo de ruído pode ser minimizado pela correta fixação dos cabos e pela utilização de eletrodos cujo contato com a pele se faz por uma camada de gel condutor (Clancy et al., 2002). O gel, independente de oscilações, mantém o contato entre eletrodo e pele relativamente constante, o que evita variações de amplitude causadas por flutuações do eletrodo. Outro problema relativo ao artefato de movimento é a alteração da impedância da pele provocada por deformações decorrentes do alongamento e encurtamento muscular (Clancy et al., 2002). A assepsia e abrasão do local onde o eletrodo é fixado são a melhor forma de contornar esse problema, pois tais cuidados reduzem a impedância de forma considerável e tornam diferentes regiões da pele mais uniformes em relação à passagem de corrente elétrica (Webster, 1984). Ainda que se consigam condições bastante favoráveis para o registro dos sinais, autores sugerem o uso de filtros passa-altas com frequência de corte entre 10 Hz e 20 Hz para completa eliminação dos ruídos de artefato de movimento (De Luca, 1997; Merletti, 1999). Filtros com essa característica também são ideais para reduzir a interferência de outros sinais biológicos como o eletrocardiograma (Clancy et al., 2002).

Campos eletromagnéticos também são uma fonte de ruído muito comum na eletromiografia de superfície. A frequência de ruídos dessa natureza é a frequência da corrente alternada do ambiente e/ou suas frequências harmônicas (60 Hz no Brasil e na maioria dos países do continente americano). A amplitude do ruído induzido por descargas eletromagnéticas pode ser muito superior à amplitude do sinal eletromiográfico (Clancy et al., 2002). Equipamentos com blindagem adequada

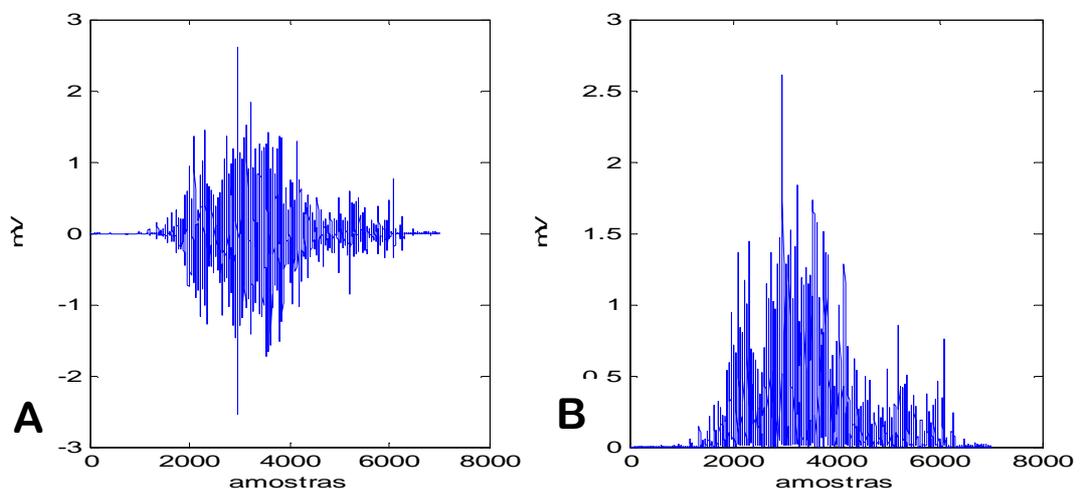
de cabos e acessórios estão menos sujeitos a interferências eletromagnéticas. Amplificadores diferenciais com a taxa de rejeição do modo comum de pelo menos 100 dB em 50/60 Hz também são recomendados para uma maior qualidade de sinal (Clancy et al., 2002; De Luca, 2002). Uma recomendação prática durante o registro dos sinais é manter os cabos do eletromiógrafo bem próximos uns dos outros ou mesmo entrelaçá-los para diminuir a exposição a diferentes faixas de campos eletromagnéticos e tornar a rejeição do modo comum mais efetivo (Clancy et al., 2002). Afastar o sujeito de equipamentos elétricos como lâmpadas e microcomputadores também é aconselhado (Veneziano, 2006).

Além das diversas fontes de ruído, algumas características do próprio sinal eletromiográfico sugerem processamentos especiais para sua análise. O caráter estocástico (aleatório) da atividade elétrica captada pelos eletrodos de superfície gera grande instabilidade nas frequências até 20 Hz, o que as torna inadequadas para análises (De Luca, 2002; Andrade, 2006). Na maioria dos músculos e na maior parte das aplicações da eletromiografia de superfície as frequências acima de 500 Hz também não correspondem a efeitos da contração muscular ou outros fatores fisiológicos (Merletti e Parker, 2004). Desse modo, o uso de filtros passa-banda com frequência de corte entre 20 e 500 Hz é bastante habitual no estudo da eletromiografia de superfície (De Luca, 1997; De Luca, 2002; Merletti e Parker, 2004).

O sinal eletromiográfico pode ser estudado por meio de diversas variáveis. Dentre os parâmetros mais pesquisados podemos destacar a amplitude do sinal eletromiográfico, que é usada como índice de ativação proveniente da medula espinhal, pois está relacionada à rede de unidades motoras recrutadas e à taxa de disparo das unidades motoras ativas (Farina, 2004). A amplitude do sinal eletromiográfico de superfície pode variar de 0 a 10 mV pico a pico (De Luca, 2002), contudo as estimativas construídas a partir desses valores brutos podem conduzir a inferências equivocadas. Por esse motivo, alguns processamentos são sugeridos na literatura para uma melhor interpretação dessa variável. Um dos procedimentos mais utilizados é denominado retificação. Ao ser captado, o sinal eletromiográfico apresenta valores positivos e negativos (figura 5-A), oriundos da constante

despolarização e repolarização da membrana muscular. A amplitude calculada com os valores originais do sinal pode subestimar a atividade das unidades motoras envolvidas na contração simplesmente pelo cancelamento das fases positivas e negativas do potencial de ação (Farina, 2004). A retificação nada mais é que a eliminação dos valores negativos (retificação de meia onda) ou a conversão destes em valores positivos (retificação de onda completa) (De Luca, 2006). A retificação de onda completa é mais desejável, pois conserva toda a energia do sinal (figura 5-B).

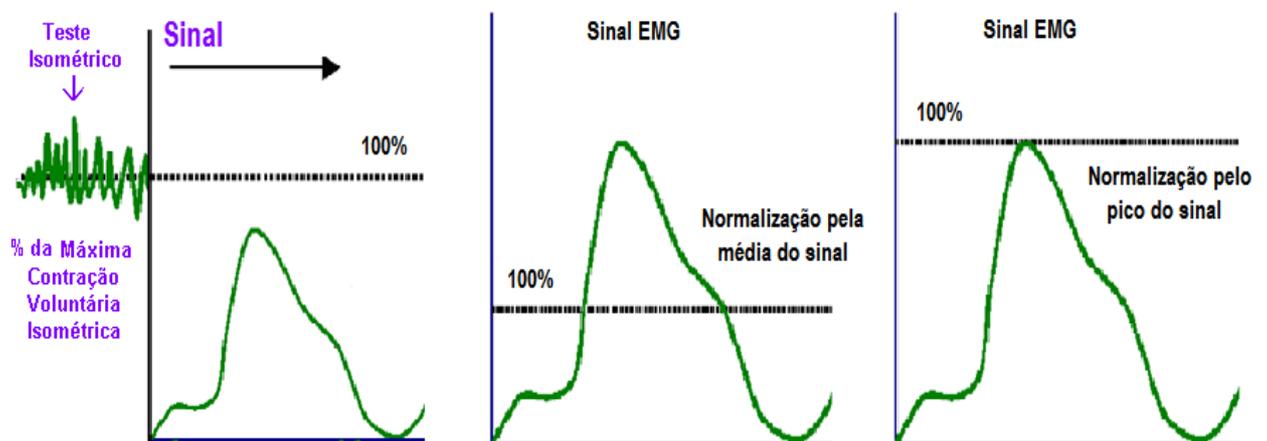
Figura 5 – Sinal eletromiográfico bruto (A) e retificado por onda completa (B).



A amplitude do sinal eletromiográfico também é fortemente influenciada pelas condições de detecção e diferenças intra e inter indivíduos (Burden e Bartlett, 1999). Normalmente é necessário “calibrar” a escala dos sinais em torno de um único parâmetro quando o objetivo é comparar diferentes situações de aquisição (Konrad, 2005). Essa “calibragem” é conhecida como normalização. O procedimento de normalização na eletromiografia de superfície é usualmente realizado de três formas (figura 6). A primeira delas tem como referência a execução de uma máxima contração voluntária isométrica. O sinal dessa contração é definido como 100% da atividade elétrica do músculo e os demais valores da escala original são convertidos em percentuais relativos a esse máximo. Esse é um critério bastante sólido para redefinição do sinal, contudo não é sensível a variações do comprimento muscular (Konrad, 2005). Outra desvantagem é a subestimação do valor máximo da contração

que pode ter uma defasagem de 20% a 40%, caso o sujeito não possa experimentar o protocolo de teste antes da coleta da força máxima (Soderberg e Knutson, 2000). As outras formas mais comuns de normalização são baseadas no valor médio do próprio sinal ou em seu valor máximo, o que é mais usual (Konrad, 2005). Esses métodos de normalização reduzem significativamente a variabilidade inter-sujeito (Burden e Bartlett, 1999).

Figura 6 – Representação esquemática dos procedimentos de normalização (modificado – Konrad, 2005).

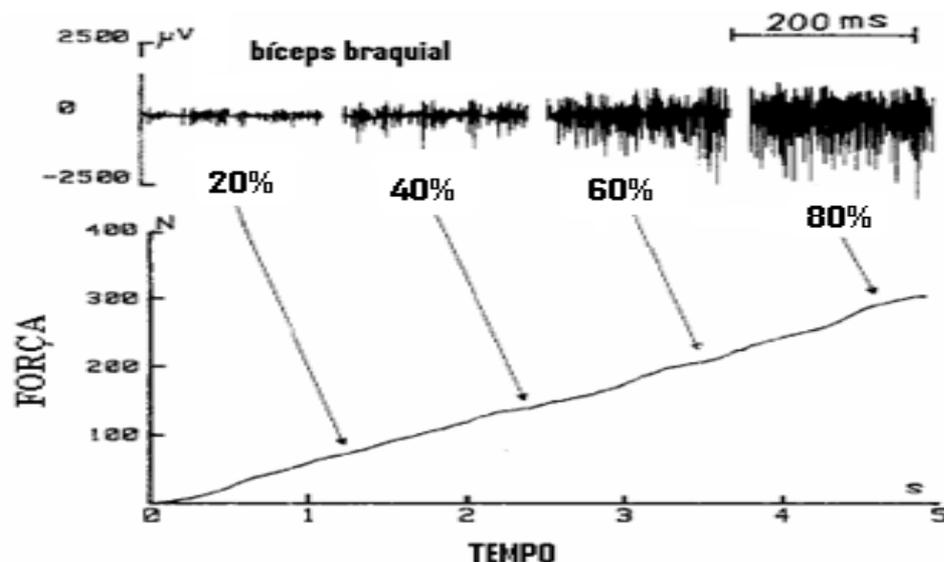


Após o procedimento de retificação e normalização, o cálculo da amplitude do sinal é usualmente feito pelo método do valor quadrático médio (*Root Mean Square* - RMS) ou pela amplitude média do sinal retificado (*Average Rectified Value* - ARV). Para o cálculo do valor RMS realiza-se a soma de todas as amostras do sinal eletromiográfico elevadas à segunda potência. Esse somatório é dividido pelo número total de amostras e extrai-se a raiz quadrada do quociente obtido (De Luca, 1997). O ARV é o somatório do sinal retificado num dado intervalo de tempo, dividido pelo tamanho do intervalo (Merletti, 1999). Ambos são representações matemáticas da área sob a curva do sinal e não traduzem nenhuma grandeza física específica ou parâmetro fisiológico direto, apesar de sua íntima relação com estes (De Luca, 2002). Alguns autores sugerem que a amplitude seja preferencialmente descrita pelo valor RMS (De Luca, 1997; De Luca, 2002; Konrad, 2005) por ser essa uma medida de potência do sinal bastante conhecida na área de engenharia eletrônica (Merletti e

Parker, 2004). Para verificar o comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico durante uma contração muscular é comum o calcular o valor RMS e o ARV de janelas móveis recortadas ao longo do sinal.

Na área clínica a amplitude é usada para estudar a coordenação muscular e os intervalos de ativação de movimentos como a marcha (Merletti e Parker, 2004). A amplitude do sinal também está ligada à força produzida pelo músculo e ao número de unidades motoras recrutadas durante a contração. Moritani e Muro (1987) avaliaram o músculo bíceps braquial com um protocolo de contração isométrica em rampa no qual a força subia de 0% a 80% da máxima contração voluntária em 5 segundos. A amplitude do sinal apresentou-se crescente e acompanhou de forma progressiva o aumento da força (figura 7). A relação linear entre a força e a amplitude do sinal eletromiográfico também é descrita para outros grupamentos musculares, tanto em contrações isométricas quanto dinâmicas (De Luca, 1997; Alkner et al., 1999; Masuda et al., 2001; Bilodeau et al., 2003).

Figura 7 – Amplitude RMS obtida em diferentes percentuais da máxima contração voluntária durante protocolo de rampa (modificado – Moritani e Muro, 1987).



Além da amplitude do sinal eletromiográfico, uma variável muito útil no estudo da atividade muscular é a velocidade de propagação do potencial de ação ao longo das fibras, conhecida como velocidade de condução (Merletti et al., 1990).

Diferentemente dos indicadores de amplitude, a velocidade de condução é um parâmetro fisiológico básico. Seus valores variam entre 2 e 7 m/s em seres humanos saudáveis (Li e Sakamoto, 1996; Masuda et al., 2001).

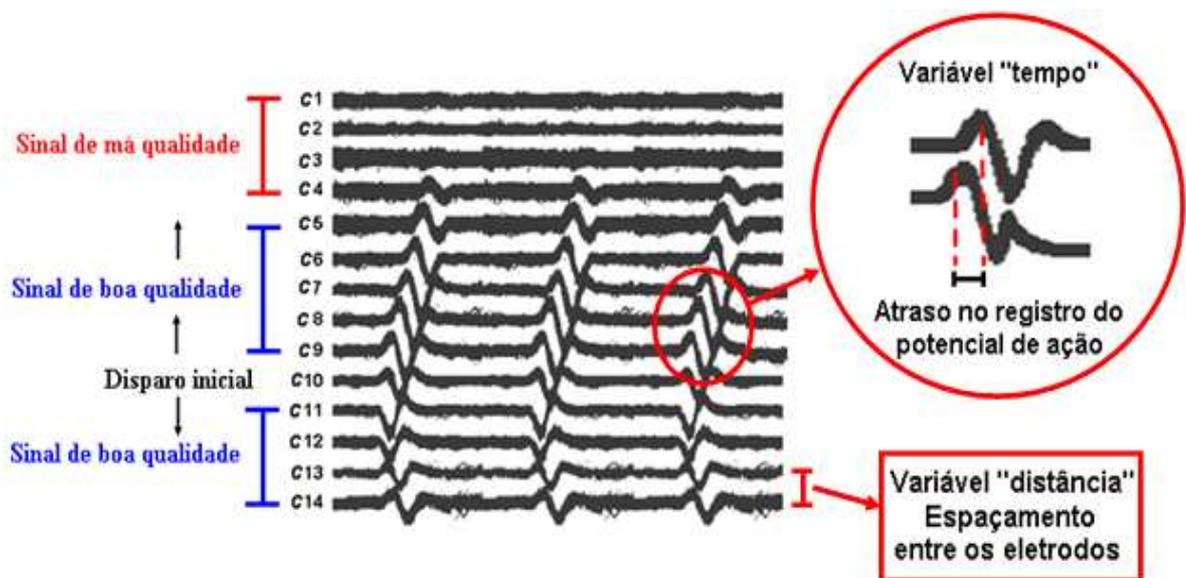
O pressuposto básico para a determinação da velocidade de condução é a detecção do potencial de ação em diversos pontos de seu trajeto (Merletti e Parker, 2004; Farina e Merletti, 2004). Para tanto, é necessário que os eletrodos de captação estejam alinhados com as fibras musculares durante a obtenção dos sinais (Martin e Maclsaac, 2005). Outra condição a ser observada é a similaridade na forma dos sinais obtidos pelas diferentes áreas de contato (Farina e Merletti, 2004). Sinais com as mesmas características são desejados, pois demonstram que os potenciais de ação não sofreram deformações em seu percurso e asseguram que a aquisição foi realizada em condições satisfatórias.

Embora um perfeito alinhamento entre eletrodos e fibras musculares não seja observado em situações práticas e os sinais registrados por diferentes eletrodos nunca sejam verdadeiramente idênticos em sua forma (Farina e Merletti, 2004; Martin e Maclsaac, 2005), a eletromiografia realizada por instrumentos como os arranjos lineares permite calcular a velocidade de condução de forma bastante confiável e reproduzível (Merletti et al., 2003). A qualidade do sinal é normalmente determinada com base em ferramentas matemáticas como o coeficiente de correlação cruzada. Cálculos dessa natureza são utilizados para detectar padrões ou ritmos comuns entre dois sinais (Rangayyan, 2002), no caso, os mesmos potenciais de ação registrados por dois ou mais eletrodos.

A figura 8 ilustra quatorze sinais eletromiográficos captados por um arranjo linear de eletrodos de superfície (C1 a C14) cujos sinais proporcionam parâmetros para estimativas consistentes da velocidade de condução. Na situação representada, a despolarização ocorre próxima ao canais C10 e os potenciais de ação propagam-se nas direções indicadas pelas setas. A partir da zona de inervação onde ocorre a despolarização inicial, a velocidade de condução pode ser obtida por meio dos dados adquiridos entre C5 e C9 ou C11 e C14. Além de preencher os requisitos anteriormente citados (detecção em diversos pontos e similaridade na forma), os

sinais dessas regiões apresentam uma característica muito importante para a estimativa da velocidade de condução: o atraso no registro das ondas de despolarização. A maioria dos métodos existentes para cálculo da velocidade de condução dedica-se à quantificação desse atraso (Lange et al., 2005), tarefa de alta complexidade dada a característica estocástica (aleatória) do sinal eletromiográfico (Farina e Merletti, 2004; Lange et al., 2005; Mesin et al., 2006). O lapso temporal entre os registros juntamente com a informação sobre o espaçamento entre os eletrodos fornecem os elementos que determinam a velocidade de condução, quais sejam, tempo e distância (Martin e Maclsaac, 2005).

Figura 8 – Representação de um sinal eletromiográfico apropriado para o cálculo da velocidade de condução.



O disparo inicial ocorre na zona de inervação próxima a C10 e os potenciais de ação propagam-se nas direções indicadas pelas setas. Nas áreas onde o sinal apresenta boa qualidade (C5 a C9 e C11 a C14) é possível verificar a existência de atraso no registro da onda de propagação.

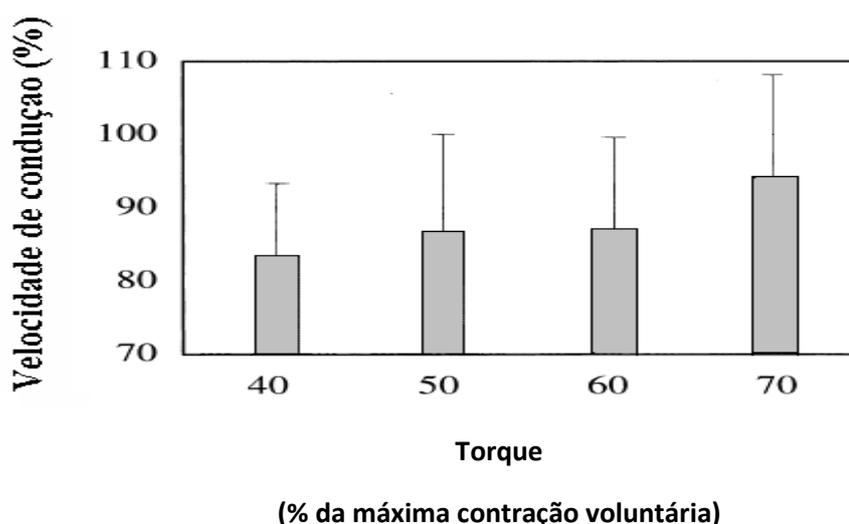
A partir da velocidade de condução é possível realizar inúmeras inferências sobre aspectos envolvidos na contração. Farina et al. (2004b) citam a possibilidade de identificar a composição da fibra muscular por meio da velocidade de condução. Kupa et al. (1995) realizaram um experimento que corrobora essa afirmativa. Fibras

musculares foram retiradas de oito ratos e mergulhadas em uma solução de Krebs para a manutenção de suas propriedades contráteis. Os tendões das fibras foram acoplados a transdutores de força e as fibras foram submetidas à estimulação elétrica de 40 Hz com uma largura de pulso de 0,2 ms. Os resultados do estudo apontam uma correlação positiva significativa entre as fibras rápidas de maior secção transversa e a velocidade de condução no início do período de estimulação. Foi observado ainda que as fibras com maiores valores iniciais de velocidade de condução apresentaram um maior decréscimo dessa variável ao longo do tempo, o que denota menor resistência à fadiga, peculiaridade de fibras tipo II (McArdle et al., 1996).

Broman et al. (1985) conduziram uma pesquisa que também sinaliza a sensibilidade da velocidade de condução na caracterização da composição muscular em seres humanos. Oito sujeitos realizaram contrações isométricas máximas do músculo tibial anterior durante 10 segundos. Indivíduos que apresentaram maiores índices de velocidade de condução possuíam maior circunferência de perna e conseguiram produzir níveis de força mais elevados. Essas observações sugerem o predomínio de fibras tipo II de maior calibre na composição do tibial anterior desses sujeitos. Ainda nesse estudo, Broman et al. (1985) verificaram outra importante característica da velocidade de condução. Assim como a amplitude do sinal eletromiográfico, a velocidade de condução apresenta uma relação diretamente proporcional com a sobrecarga aplicada. Essa foi a conclusão dos autores após a avaliação de contrações isométricas com intensidades referentes a 10, 20, 40, 50, 60, 80 e 100% da máxima contração voluntária isométrica. Andreassen e Arendt-Nielsen (1987) também traçaram um paralelo entre força e velocidade de condução em contrações estáticas suscitadas por impulsos elétricos. O músculo tibial anterior sofreu estímulos que progrediam de 0,13 mA a 9 mA em dez estágios intermediários. Eletrodos de agulha inseridos no ventre muscular registraram a velocidade de propagação dos potenciais de ação. Confirmando os achados de Broman et al. (1985), foram observados altos valores de correlação entre o torque exercido na articulação do tornozelo e a velocidade de condução.

Em situações dinâmicas, a relação entre força e velocidade de condução foi explorada por Masuda et al. (2001). Oito adultos saudáveis realizaram extensões isocinéticas do joelho com intensidades equivalentes a 40, 50, 60 e 70% do valor do torque máximo obtido em contração isométrica. Arranjos lineares de eletrodos posicionados no vasto lateral registraram os sinais eletromiográficos. Para garantir o mesmo comprimento muscular nas análises, recortes (ou janelamentos) de 204 ms foram feitos no sinal sempre que o ângulo do joelho correspondia a 60 graus. O crescimento concomitante da força e da velocidade de condução pode ser visualizado na figura 9.

Figura 9 – Relação entre força e velocidade de condução. (modificado – Masuda *et al.* 2001).



Velocidade de condução normalizada em função do torque de extensão calculado com base na máxima contração voluntária isométrica. Contrações realizadas a 60%.

A velocidade de condução é ainda bastante utilizada no estudo da fadiga muscular. Farina et al. (2004c) analisaram os músculos vasto lateral e medial de dez sujeitos que pedalarão em bicicleta ergométrica numa velocidade angular de 60 rotações por minuto e carga de 150 W. O teste teve duração de 4 minutos e o sinal eletromiográfico foi captado por arranjos lineares de eletrodos preenchidos com gel eletrolítico. A velocidade de condução foi calculada em torno dos ângulos de 75 e

165 graus em janelas de 200 ms. A instauração da fadiga foi acompanhada pelo decréscimo da velocidade de condução. Da mesma forma, Falla e Farina (2005) analisaram o músculo trapézio em 5 minutos de flexões consecutivas. A velocidade de condução, calculada no ângulo de 90 graus com um janelamento de 250 ms, mostrou comportamento similar ao descrito por Farina et al. (2004c). O decréscimo na velocidade de condução em situações fatigantes é decorrente de alterações no pH das fibras musculares. Brody et al. (1991) isolaram fibras musculares do músculo diafragma de hamsters e as imergiram em solução aquosa semelhante ao meio extracelular para a manutenção de suas propriedades contráteis. As fibras eram estimuladas eletricamente e a propagação do potencial de ação era registrada por três pequenos eletrodos dispostos em linhas. Ao manipularem a acidez da solução que banhava as células, os pesquisadores observaram que o decréscimo no pH do líquido extracelular correspondia a uma diminuição direta da velocidade de condução. Foi concluído que as alterações no gradiente do Na^+ e K^+ aumentam tempo de duração das ondas de despolarização e repolarização e, por conseguinte, tornam a propagação dos potenciais de ação mais lenta.

2.3 – Pré-exaustão

A ordem de execução dos exercícios é fator de extrema relevância na prescrição do treinamento resistido (Tan, 1999; Fleck e Kraemer, 2004; Gentil, 2005). Tradicionalmente recomenda-se a execução de exercícios multi-articulares, que envolvem grandes grupamentos musculares, antes de exercícios mono-articulares, cuja ação é mais localizada (Tan, 1999). Sforzo e Touey (1996) pesquisaram as implicações da adoção desse procedimento numa sessão de treino. Dezesete homens treinados foram submetidos a duas rotinas de treinamento, cada uma composta de quatro séries de seis exercícios, três para membros inferiores e três para membros superiores; todos com cargas equivalentes a 8 RM. Na sessão que seguia a recomendação tradicional a seqüência foi: agachamento, extensão de joelhos, flexão de joelhos, supino, desenvolvimento de ombros e extensão tríceps na

polia. Na rotina que tinha início com exercícios de menor complexidade a ordem foi: flexão de joelhos, extensão de joelhos, agachamento, extensão tríceps na polia, desenvolvimento de ombros e supino. Os pesquisadores relataram um maior trabalho total (total de repetições executadas x total da carga levantada) quando movimentos multi-articulares foram realizados primeiramente.

Ainda que executar exercícios multi-articulares no início da sessão possa proporcionar maior volume de treino, a realização de exercícios mono-articulares precedendo movimentos mais complexos com o intuito de prover um maior estímulo para o músculo fatigado, como sugerido na pré-exaustão, tornou-se um procedimento adotado e difundido por fisiculturistas americanos e levantadores de peso do leste europeu (Fleck e Kraemer, 2004). O pressuposto desses atletas é que, em exercícios multi-articulares, os músculos pequenos esgotam-se mais rapidamente que os de grande volume. Dessa forma, o tríceps braquial, por exemplo, perderia sua capacidade contrátil antes que o exercício supino pudesse levar o músculo peitoral maior até seu limite de trabalho. De fato, exercitar a musculatura até a fadiga tem apresentado benefícios para o ganho de força e hipertrofia (Rooney et al., 1994), e o supino, em tese, se tornaria um exercício mais eficiente para o desenvolvimento do peitoral caso provocasse maior desgaste dessa musculatura. Contudo, as análises sobre o método da pré-exaustão sugerem um efeito contrário ao postulado. Augustsson et al. (2003) avaliaram a pré-exaustão na musculatura dos membros inferiores em uma série simples do exercício *leg press* e outra imediatamente após a execução de uma série de extensão de joelho. A intensidade de 10 RM foi trabalhada em ambos os exercícios. Três músculos foram avaliados por meio da eletromiografia de superfície: vasto lateral, reto femoral e glúteo máximo. Em decorrência da pré-fadiga do quadríceps pela realização das extensões, houve uma diminuição da amplitude RMS do reto femoral e do vasto lateral durante a execução do *leg press*, o que indica um decréscimo da ação desses músculos no movimento. Apesar de o glúteo máximo não ter apresentado aumento na sua atividade, os autores especulam que outros músculos como os adutores e gastrocnêmios, cujas atividades não foram monitoradas, possam ter compensado a queda de desempenho da musculatura da coxa. Houve ainda uma redução significativa no número de repetições e no volume

total de trabalho (repetições x carga) do *leg press* com pré-exaustão em relação à execução desse exercício de forma isolada.

Nos membros superiores o método da pré-exaustão também foi testado por Gentil et al. (2007) que submeteram treze sujeitos a séries de supino reto com e sem pré-exaustão provocada pelo exercício crucifixo em máquina. Os músculos analisados foram o peitoral maior, o deltóide anterior e o tríceps braquial, e a intensidade dos movimentos também correspondeu a 10 RM. Nesse estudo a cadência de dois segundos para a fase excêntrica e dois para a concêntrica foi controlada por um metrônomo. Os resultados obtidos também contestam os benefícios da pré-exaustão. Não foi registrado aumento na atividade dos músculos peitoral maior e deltóide anterior que foram exauridos no crucifixo. Em contrapartida, o tríceps braquial, que não foi acionado no exercício mono-articular, apresentou um aumento da amplitude RMS após a fadiga dos demais motores primários do exercício, o que indica a participação de um maior número de unidades motoras desse músculo no desempenho do supino. Assim como no estudo de Augustsson et al. (2003), houve uma redução significativa no trabalho total executado no exercício multi-articular após a pré-exaustão.

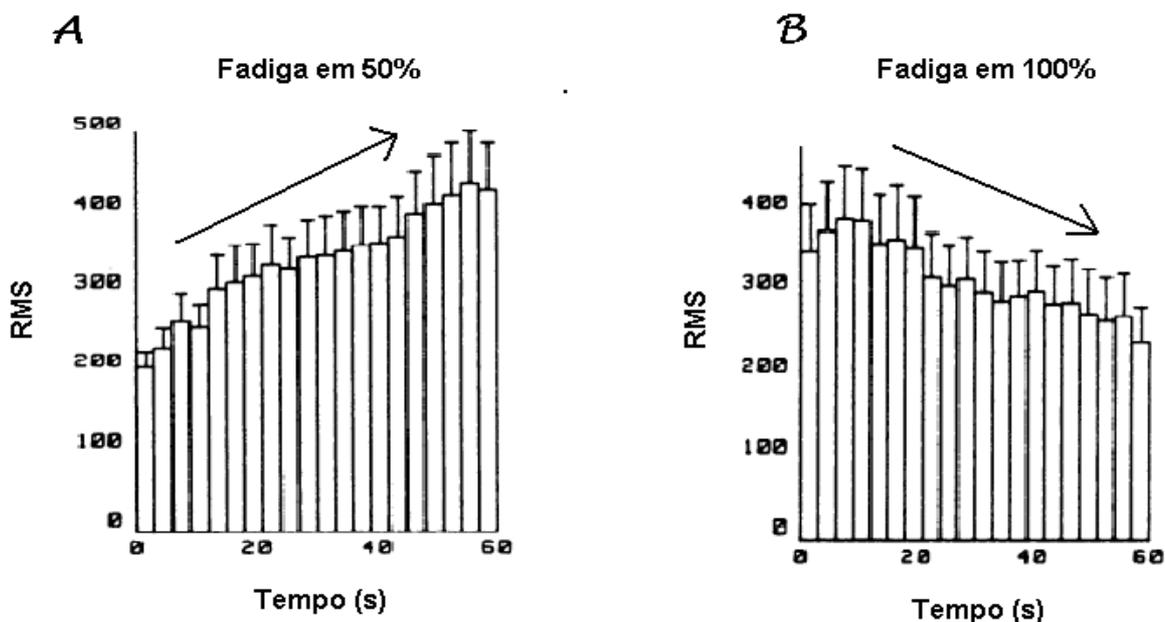
Contrações de baixa intensidade sustentadas por um período prolongado parecem provocar a mesma variação no padrão de recrutamento que leva à menor atividade do músculo fatigado e incremento na atividade dos demais. Essa foi a conclusão de Akima et al. (2002) ao estimularem eletricamente o vasto lateral por trinta minutos e posteriormente verificarem as alterações no desempenho dos músculos do quadríceps na extensão isotônica do joelho. A estimulação foi programada para gerar uma intensidade inicial de 30% do máximo torque isométrico. A tarefa analisada consistia na realização de quatro séries de dez repetições isotônicas com carga de 50% do peso máximo suportado para essa tarefa. As imagens obtidas por ressonância magnética revelaram um decréscimo na ação do vasto lateral em relação à execução da tarefa sem eletroestimulação prévia. A atividade reduzida do vasto lateral foi contrabalançada por maior resposta do vasto medial e reto femoral.

O motivo pelo qual a pré-exaustão não gera os resultados de maior ativação esperados pode estar relacionado à existência de um feedback sensorial que inibe a taxa de descarga dos motoneurônios em contrações exaustivas (Ascenção et al., 2003). Como consequência dessa inibição, unidades motoras de outros músculos serão acionadas para evitar a interrupção da ação muscular (Gandevia, 2001). Mudanças nos receptores musculares são talvez os grandes responsáveis por esse redirecionamento dos estímulos motores (Gandevia, 2001; Hunter et al., 2004). Dentre os principais receptores afetados pela fadiga estão os aferentes musculares dos grupos III e IV, os fusos musculares e os Órgãos Tendinosos de Golgi (Gandevia, 1998; Hunter et al., 2004). Os aferentes musculares dos grupos III e IV são células nervosas de pequeno diâmetro que inervam as terminações livres ao longo de todo o músculo. Eles são responsáveis pela inibição da contração muscular quando ocorrem perturbações mecânicas, bioquímicas ou térmicas. Alterações decorrentes da fadiga, como a produção de lactato e variação nas concentrações iônicas de sódio e potássio, promovem o acionamento desses receptores e causam queda na produção da força (Gandevia, 2001; Ascenção et al., 2003). Os fusos musculares são estruturas que envolvem as fibras e respondem de forma reflexa ao alongamento, contraindo os músculos para que possíveis deformações em suas estruturas sejam prevenidas (McArdle et al., 1996). A queda na taxa de disparo dos fusos em consequência da fadiga dificulta o encurtamento ou a manutenção do comprimento muscular (Gandevia, 1998). De forma contrária funcionam os Órgãos Tendinosos de Golgi, localizados dentro dos tendões (McArdle et al., 1996). Quando há o aumento na produção ou uma manutenção prolongada dos níveis de força, os Órgãos Tendinosos de Golgi são ativados, também de forma reflexa, para atenuar a tensão muscular e evitar possíveis lesões (Gandevia, 2001).

Adaptações da pré-exaustão utilizando cargas submáximas no primeiro exercício não foram observadas na literatura. É possível que uma intensidade moderada no exercício mono-articular não ative os mecanismos inibitórios e que no exercício multi-articular realmente ocorra uma maior atividade de unidades motoras do músculo pré-fatigado, principalmente de unidades motoras que inervam as fibras tipo II. O estudo de Moritani et al. (1986) mostra que o padrão de recrutamento de

unidades motoras e a resposta à fadiga é diferenciada em contrações máximas e submáximas. A pesquisa consistiu na avaliação do bíceps braquial por meio da eletromiografia de superfície e intramuscular. Após mensurar a carga máxima para flexão isométrica do cotovelo a 90 graus, os sujeitos efetuavam duas contrações isométricas com duração de um minuto, uma com 50% e outra com 100% da máxima força registrada. Na intensidade submáxima, novas unidades motoras puderam ser recrutadas para compensar a falha daquelas que entraram em fadiga. A solicitação de um maior número de unidades motoras foi refletida no aumento da amplitude do sinal eletromiográfico ao longo do tempo (figura 10-A). O mesmo comportamento não foi observado na contração de maior intensidade. O fato de quase todas as unidades motoras terem sido acionadas logo no início do esforço máximo impediu o recrutamento de novas unidades motoras e, conseqüentemente, houve queda na amplitude eletromiográfica (figura 10-B). Resultados semelhantes foram reportados por Bilodeau et al. (2003) que estudaram contrações máximas do reto femoral, do vasto lateral e vasto medial em homens e mulheres no movimento de extensão de joelho.

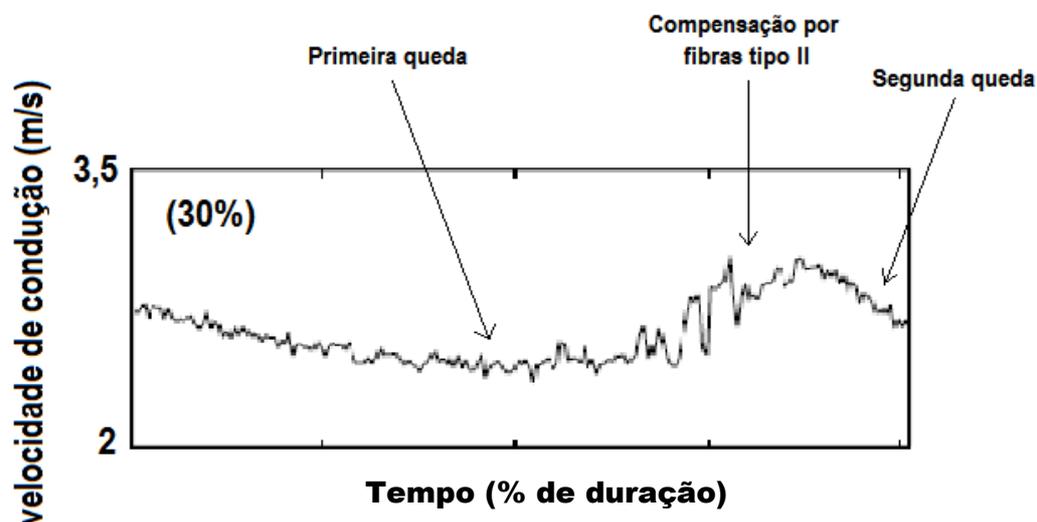
Figura 10 - Amplitude RMS do sinal eletromiográfico durante fadiga na máxima contração isométrica (A) e em 50% dessa intensidade (B) (modificado - Moritani et al., 1986).



Houtman et al. (2001) observaram que o mecanismo reportado por Moritani et al. (1986) e Bilodeau et al. (2003) impõe a mobilização de fibras musculares do tipo II, que em geral são utilizadas em contrações de alta intensidade (Bawa, 2002). Esses pesquisadores avaliaram o músculo tibial anterior numa flexão de 90 graus da articulação do tornozelo sustentada a 30% da máxima contração voluntária. Um feedback visual garantia a manutenção da sobrecarga e o teste era interrompido quando era detectada uma variação maior de 3% na força aplicada. A concentração de fosfato inorgânico, que reflete indiretamente o pH das fibras recrutadas, foi mensurado por meio de ressonância magnética. Na parte final da tarefa foi relatado um decréscimo marcante do pH muscular, atribuído pelos autores a uma maior atividade de fibras tipo II que possuem maior capacidade de gerar energia por processos anaeróbios (Vandenborne et al., 1991).

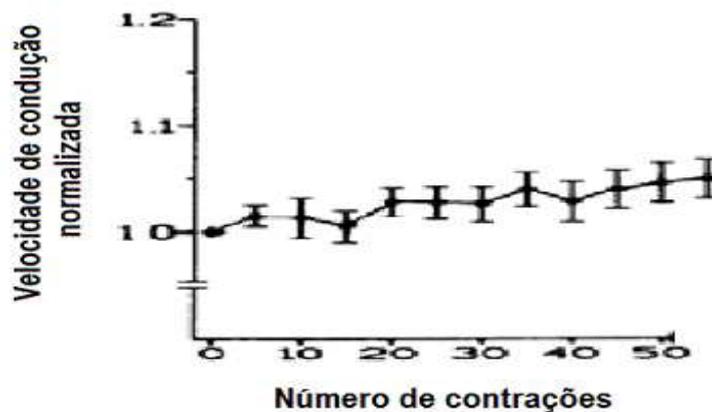
Houtman et al. (2003) reproduziram o protocolo anterior, porém utilizaram a eletromiografia para a análise do comportamento muscular. A contração durou em média 488 s e velocidade de condução nesse período apresentou uma queda inicial, seguida por um aumento e uma segunda diminuição (figura 11). A ausência de linearidade no declínio da velocidade de condução foi atribuída à compensação da fadiga das fibras tipo I, inicialmente ativadas, pelo recrutamento adicional de fibras tipo II, que apresentam maior velocidade de condução. O esgotamento das fibras rápidas não pôde ser contrabalançado pela solicitação de novas unidades motoras, o que acabou por resultar na segunda queda.

Figura 11 - Velocidade de condução a 30% da máxima contração voluntária (modificado - Houtman et al., 2003).



Van der Hoeven e Lange (1994) também inferiram o recrutamento progressivo de unidades motoras tipo II pelo comportamento de parâmetros eletromiográficos em esforços de baixa intensidade. Seqüências de cinquenta contrações intermitentes com duração de 2 s e intervalos de 4, 6 e 8 s foram executadas nesse experimento. A intensidade adotada para a realização dos testes foi de 50% da máxima contração voluntária. Os resultados apontaram o aumento da velocidade de condução em todas as séries analisadas (figura 12).

Figura 12 - Velocidade de condução em cinquenta contrações intermitentes. Valores normalizados pela velocidade inicial (modificado - Van der Hoeven e Lange, 1994).



CAPÍTULO 3 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 – Amostra

A amostra foi composta por 12 sujeitos do sexo masculino, saudáveis, sem histórico de lesões graves ou crônicas nos membros inferiores e com idade entre 18 e 27 anos. Todos praticavam treinamento resistido com uma frequência mínima de três vezes por semana há pelo menos um ano sem interrupções superiores a seis semanas nos últimos doze meses de treino. A familiaridade com os exercícios utilizados no protocolo experimental foi outro critério de inclusão. As informações sobre o tempo de treinamento, frequências semanal de treino, experiência com os exercícios propostos e histórico de lesão foram relatados pelos participantes e registradas no formulário de experimento (Anexo I).

Para ingressar no estudo os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido que descrevia detalhadamente o experimento, seus riscos e benefícios. O termo, assim como os materiais e métodos utilizados no estudo, foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB (Anexos II e III). Os testes foram realizados no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (FEF/UnB).

Antes de iniciar os testes os sujeitos também foram submetidos ao Questionário de Prontidão para Atividade Física (Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q) da Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício (Anexo IV). O objetivo deste questionário é identificar grupos para os quais os exercícios físicos podem significar risco à saúde. Para pessoas que respondem afirmativamente alguma das questões do PAR-Q sugere-se uma avaliação médica antes do ingresso em programas de treinamento. Para os voluntários, respostas afirmativas excluía a participação na pesquisa.

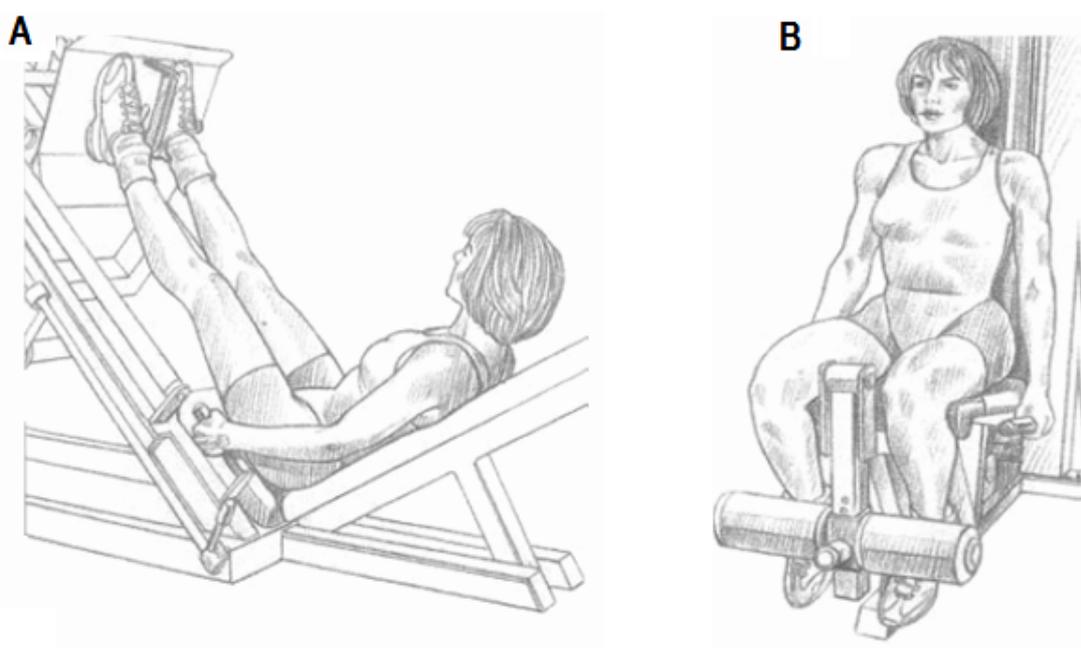
3.2 – Exercícios

Os exercícios propostos para avaliação da pré-exaustão foram o *leg press 45°* e a extensão de joelhos. Esses exercícios são extremamente utilizados no treinamento físico de todos os níveis, sendo praticados tanto por iniciantes quanto por atletas de alto rendimento.

O *leg press 45°* trata-se de um movimento multi-articular que envolve a extensão de tornozelo, joelho, quadril. Nesse exercício o indivíduo permanece deitado em um encosto com inclinação aproximada de 45 graus em relação à horizontal e pés posicionados numa plataforma com pesos (figura 13-A).

A extensão de joelhos, por sua vez, é realizada em um equipamento no qual o sujeito permanece sentado e um braço de resistência posicionado à altura do tornozelo impõe sobrecarga ao movimento de extensão de joelhos (figura 13-B). Um *leg press 45°* da empresa Vitally e uma cadeira extensora da marca Gervasport Fitness Equipment foram os equipamentos utilizados na pesquisa.

Figura 13 - (A) Exercício *leg press 45°*, exercício multi-articular; (B) extensão de joelhos, exercício mono-articular (modificado - Delavier, 2001).



3.3 – Verificação das cargas de trabalho (Testes de 1-RM)

As cargas do protocolo experimental foram definidas com base em testes de 1 RM realizados unilateralmente no membro inferior dominante. O objetivo desse teste foi determinar o peso máximo suportado na execução de um único movimento correto (Kraemer e Fry, 1995). Quarenta e oito horas antes do início dos testes os sujeitos foram orientados a suspender qualquer tipo de treinamento resistido e permanecer sem praticar exercícios de força até o término da pesquisa.

No *leg press 45°* os sujeitos iniciavam o exercício com o joelho em completa extensão e desciam a plataforma até que a articulação atingisse 80 graus de flexão. Esse ângulo articular era inicialmente definido com o uso de um goniômetro (T.K.K 1216) e uma fita elástica indicava a amplitude de movimento durante os testes. A fita era sustentada acima do participante por duas hastes posicionadas na lateral do aparelho (figura 14). O executante era instruído a flexionar o joelho até que sua coxa tocasse a fita e, em seguida, retornar à posição inicial.

Figura 14 - Fita elástica delimitando a amplitude articular para a execução do *leg press 45°*



Ângulo final do movimento igual a 80 graus.

Na extensão de joelho o sujeito começava o movimento com o joelho flexionado a 80 graus, realizava uma extensão completa e retomava a angulação inicial (figura 15).

Figura 15 - Amplitude inicial e final da extensão de joelho determinada pelo braço de resistência do aparelho.



Ângulo inicial do movimento igual a 80 graus.

Um sorteio definia a ordem de execução dos testes que começavam sempre com a realização de um aquecimento de cinco minutos em bicicleta ergométrica (*Ergo Cycle 167*, da marca Ergo-Fit). A intensidade desse aquecimento era definida pelo próprio participante que tinha a orientação de manter uma cadência confortável. Ao sair do ergômetro, os sujeitos complementavam a preparação para o teste com uma série de oito repetições no primeiro exercício sorteado. A sobrecarga dessa série correspondia a 10% do peso relatado pelo indivíduo para a execução bilateral do exercício em sua rotina de treino.

Concluídos os procedimentos de aquecimento, os voluntários repousavam por um minuto e, a carga do equipamento era incrementada para a determinação de 1 RM. Caso o sujeito não conseguisse completar uma repetição correta ou suportasse a execução de duas repetições na primeira tentativa, a sobrecarga era ajustada e

uma nova oportunidade era concedida após cinco minutos de descanso. Em um único dia eram permitidas até cinco tentativas para cada exercício.

Após um intervalo de vinte minutos o sujeito realizava uma nova série de preparação para a realização do teste no segundo aparelho. Assim como no primeiro exercício, essa série consistia na execução de oito repetições com a intensidade de 10% da carga bilateral reportada pelo voluntário. Novamente o sujeito repousava por um minuto e a carga era incrementada para a mensuração de 1 RM.

Uma segunda bateria de testes de força foi realizada para a confirmação das cargas estabelecidas no primeiro dia. Para tanto, foi respeitado um período mínimo de 48 e máximo de 72 horas entre as sessões. Nessa segunda ocasião a ordem de execução dos exercícios foi a inversa da avaliação anterior. Um erro de até 500 g foi tolerado na medida de 1 RM, pois as anilhas utilizadas não permitiam graduações mais apuradas da carga aplicada. Caso fossem observadas discrepâncias nos resultados obtidos nos dois dias de testes, o maior valor era considerado para a realização do experimento.

Um treinamento para o controle da velocidade do movimento também foi efetuado nos dias dos testes de carga. Determinados os valores de 1 RM para ambos os exercícios, os voluntários realizavam uma série de dez repetições em cada aparelho na cadência de dois segundos para fase concêntrica e dois segundos para fase excêntrica do movimento. Um metrônomo digital, modelo D20-440 da marca Seiko, com ritmo de trinta batimentos por minuto ditava a velocidade de contração. Os sujeitos deveriam sincronizar o sinal sonoro do metrônomo com o início e fim de cada fase. Essas séries tinham carga equivalente a 60% do peso obtido no teste de carga e o intervalo entre elas foi em média de sete minutos.

3.4 – Procedimento experimental

Uma análise dos estudos sobre eletromiografia e pré-exaustão revelou algumas limitações metodológicas nos procedimentos adotados nas pesquisas anteriores. A primeira delas refere-se à tecnologia bipolar dos eletrodos utilizados que não permitiu a identificação de regiões de boa captação do sinal. Além da limitação instrumental, as variações do comprimento muscular em contrações dinâmicas, que interferem na qualidade do sinal eletromiográfico, também não foram consideradas (Merletti e Parker, 2004). Outro aspecto ponderado foi o decréscimo significativo do número de repetições realizadas no exercício multi-articular após a pré-exaustão. Esse fato impôs às pesquisas anteriores a comparação de sinais de tamanhos muito diferentes, o que, em tese, pode ter comprometido a robustez do tratamento estatístico realizado.

As restrições identificadas foram contornadas com o emprego de arranjos lineares de eletrodos, técnicas de mapeamento muscular e delimitações da avaliação do sinal em ângulos articulares específicos. Também optou-se pelo uso de cargas um pouco inferiores às tradicionalmente implementadas no método da pré-exaustão. A realização de séries com menor sobrecarga teve como objetivo a obtenção de um número de repetições mais equânime entre as condições experimentais propostas. Outra vantagem do uso de intensidades menores é a possibilidade de um controle mais apurado da técnica de movimento e velocidade de contração. Esses fatores têm reflexo direto na característica do sinal eletromiográfico e podem distorcer as informações obtidas, caso não sejam monitorados (Masuda et al., 2001; Mottram et al., 2004).

Diante do exposto, o procedimento experimental delineado consistiu na execução do exercício *leg press 45°* precedido da pré-exaustão em dois níveis de sobrecarga. A pré-exaustão de alta intensidade (P60) foi composta de uma série de quinze extensões de joelho com carga de 60% de 1 RM, seguida de uma série de quinze repetições de *leg press 45°* também com 60% de 1 RM. Na pré-exaustão de baixa intensidade (P30), a série do *leg press 45°* manteve-se constante, porém as

quinze repetições do exercício extensão de joelho foram realizadas com carga de 30% de 1 RM. Uma série simples de *leg press 45°* também foi realizada e serviu como exercício controle do experimento (C). A intensidade de 60% foi definida para a atenuação das restrições mencionadas e por ser o mínimo sugerido para ganhos de força e hipertrofia (McDonagh et al., 1984; Kraemer et al., 2002; Fleck e Kraemer, 2004). O valor de 30% de 1 RM foi adotado para a pré-exaustão de baixa intensidade por estar associado ao uso prioritário de fibras tipo I (Fleck e Kraemer, 2004) e produzir concentrações de lactato relativamente baixas (Lagally et al., 2002), o que, em tese, levaria a menor ação dos mecanismos inibitórios da ação muscular. O delineamento da pesquisa é descrito de forma resumida na tabela 1. A ordem de execução das séries foi contrabalançada entre os sujeitos para garantir a aleatoriedade na realização do experimento e as séries foram realizadas em dias diferentes com intervalo de 48 a 96 horas entre elas.

Tabela 1 – Resumo do delineamento experimental.

Série	Extensão de joelho (15 repetições)	<i>Leg press 45°</i> (15 repetições)
Pré-exaustão de baixa intensidade (P30)	30% de 1 RM	60% de 1 RM
Pré-exaustão de alta intensidade (P60)	60% de 1 RM	60% de 1 RM
Exercício controle (C)	-	60% de 1 RM

O procedimento de aquecimento, a amplitude articular delimitada e a execução dos exercícios foram os mesmos descritos para os testes de 1 RM. O ritmo estabelecido anteriormente também foi respeitado. Durante o experimento dois avaliadores com experiência em treinamento resistido fiscalizavam a obediência a esses critérios. A violação de algum aspecto estabelecido no protocolo de teste determinava a interrupção do experimento. Nas séries de pré-exaustão, o tempo de transição entre a extensão de joelho e o *leg press 45°* não excedeu quarenta segundos para nenhum dos sujeitos analisados.

3.5 – Posicionamento de eletrodos e registro dos sinais eletromiográficos

Os sinais eletromiográficos foram registrados no músculo vasto lateral por um eletromiógrafo EMG-16 desenvolvido no Centro de Bioengenharia LISiN – Ot Bioelettronica (figura 16). Esse equipamento possui ganho de até 50.000 V/V, ruído de 1 μ V (com referência à entrada), filtragem analógica passa-faixa de 10 Hz a 500 Hz e razão de rejeição do modo comum de 96 dB. A taxa de amostragem adotada foi de 2048 Hz e o ganho (amplificação do sinal) foi regulado para 2.000 vezes. O eletromiógrafo foi conectado a um microcomputador portátil, Toshiba Satellite A105-S4114, por meio de uma placa conversora analógica-digital PCMCIA de 12 bits, modelo DAQ6045E da National Instruments. Devido à necessidade do posicionamento de eletrodo muito específico para cada movimento e a limitações operacionais como o tamanho de cabos e disposição dos aparelhos no laboratório, o sinal eletromiográfico foi captado durante a execução do *leg press 45°*.

Figura 16 - Eletromiógrafo EMG-16 (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino , Itália).

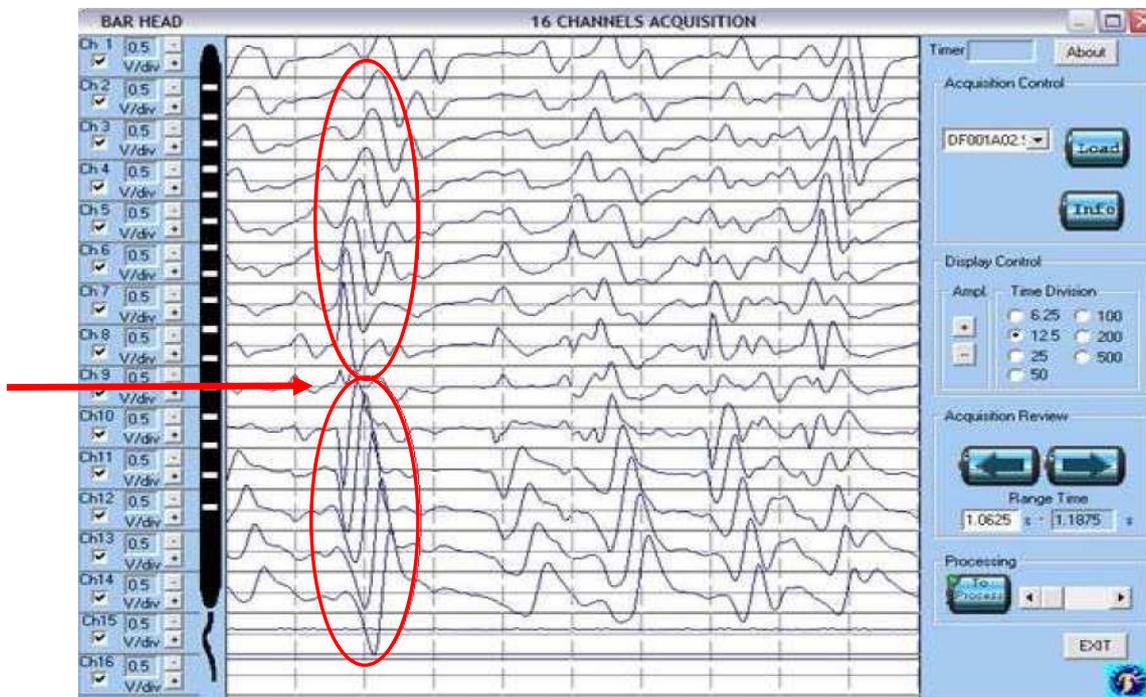


Apesar de o protocolo experimental abordar contrações dinâmicas, mudanças na posição articular são indesejáveis durante o mapeamento do músculo, pois as regiões de baixa propagação deslocam-se sob a pele e geram sinais de má qualidade (Martin e Maclsaac, 2005). Deste modo, as zonas de boa condutividade foram localizadas em contrações isométricas de dez segundos com o joelho flexionado num ângulo de 100 graus, amplitude na qual foram obtidos sinais de boa

qualidade em todos os sujeitos. A angulação foi aferida com um goniômetro (T.K.K 1216) e os sujeitos sustentavam uma carga de 11,56 kg, referente à massa da plataforma sem a sobrecarga adicional de anilhas. Essa carga correspondeu a aproximadamente 15% de 1-RM para a maioria dos sujeitos e foi suficiente para produzir sinais de boa qualidade, sem, contudo, provocar fadiga nos participantes que repetiam o procedimento com o arranjo fixado em diferentes posições até que fosse definida sua localização ideal. Esse processo de tentativa e erro é recomendado pelos fabricantes do eletromiógrafo e também é descrito por outros autores que empregaram arranjos lineares em suas pesquisas (Saitou, 2000; Farina, 2004c; Veneziano, 2006). As zonas de inervação e regiões tendinosas do músculo foram localizadas com o uso de um arranjo linear rígido de 16 canais com barras de prata clorada de 1 mm de largura por 5 mm de comprimento e distância de 5 mm entre os eletrodos (figura 2). As áreas de contato dos eletrodos foram umidificadas com água para melhorar a captação do sinal na pele e o arranjo linear foi fixado no vasto lateral com esparadrapo após a remoção de pêlos e assepsia da coxa com um algodão embebido em álcool. Um eletrodo de referência também foi umedecido com água e posicionado sobre o tendão patelar do sujeito. Para evitar puxões nos cabos e conectores, somente depois que o sujeito estava acomodado no *leg press 45°* os eletrodos eram acoplados ao eletromiógrafo e os equipamentos ligados. Durante a coleta de dados a aparelhagem permanecia isolada da rede elétrica com o intuito de atenuar os ruídos oriundos da corrente elétrica do ambiente. Para tanto um no-break de 600 V.A. (SMS) foi utilizado.

Para a aquisição dos sinais foi utilizado o software EmgAcq (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino). Os sinais coletados foram submetidos a avaliações qualitativas e quantitativas para a ratificação do posicionamento dos eletrodos. A avaliação qualitativa consistiu em uma inspeção visual do sinal pelos pesquisadores para a identificação de padrões de propagação do sinal, conforme ilustrado na figura 17.

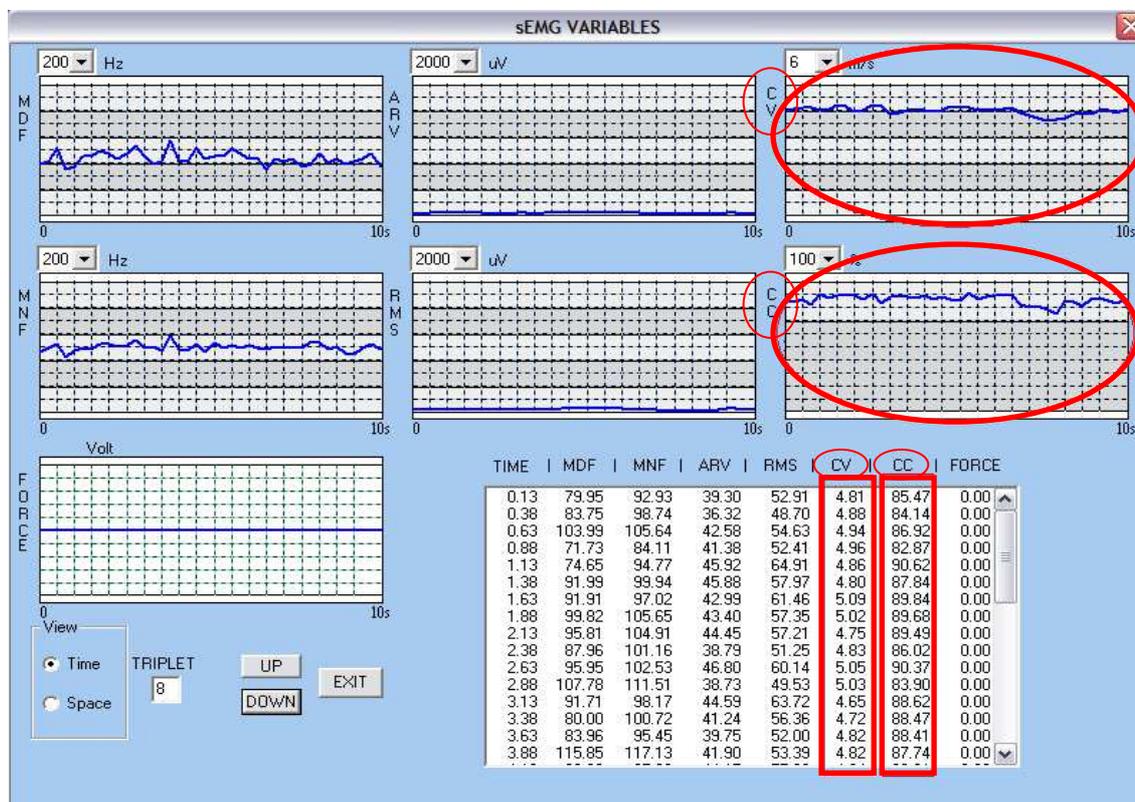
Figura 17 - Visualização do sinal captado pelo software EmgAcq (LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).



Em destaque, as regiões de boa propagação do potencial de ação. Uma zona de inervação é indicada pela seta. Essa zona é caracterizada pela inversão da fase do sinal.

A análise quantitativa foi feita por meio de três estimadores matemáticos. O primeiro deles foi o coeficiente de correlação cruzada entre os sinais. Valores de correlação acima de 70% foram aceitos no mapeamento. O segundo indicador verificado foi a própria velocidade de condução. Estimativas fora do padrão fisiológico (entre 2 e 7 m/s) foram recusadas. Essas duas variáveis foram calculadas e exibidas automaticamente pelo programa de aquisição (figura 18).

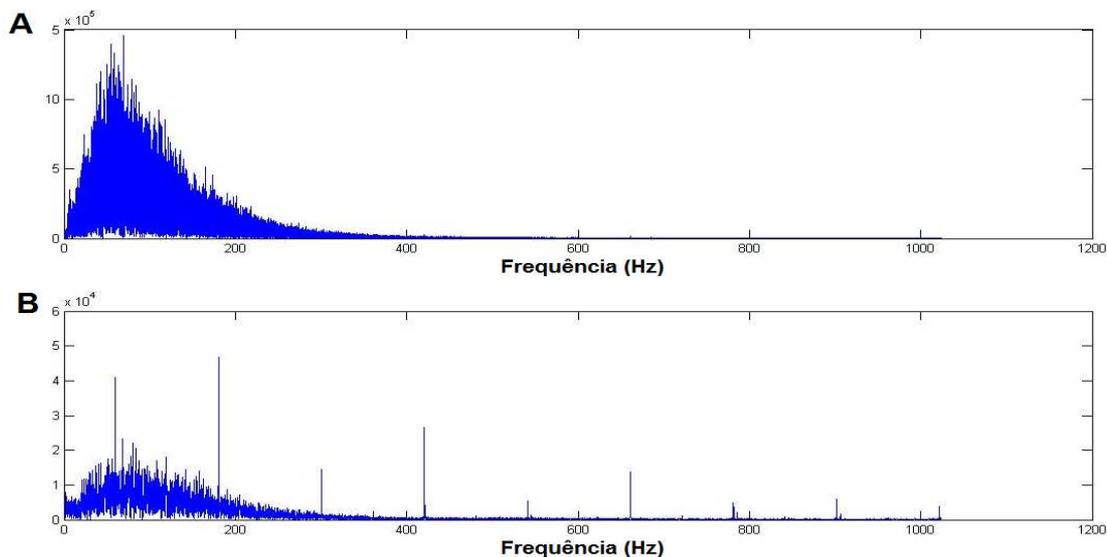
Figura 18 - Tela de apresentação dos parâmetros analisados no mapeamento (EmgAcq / LISiN – Ot Bioelettronica – Torino, Itália).



Em destaque gráfico da velocidade de condução (CV) e do coeficiente de correlação cruzada (CC) (gráfico na parte superior e inferior, respectivamente) e seus valores numéricos (retângulo esquerdo para velocidade de condução e direito para correlação).

O terceiro parâmetro considerado foi o espectro de frequência. O espectro de frequência de um sinal mostra a quantidade de potência de um sinal em cada componente, ou banda de frequência. Esse processamento é útil para detectar a presença de ruídos de 60 Hz e outros de natureza não estocástica (figura 19). O espectro de frequência foi calculado por meio do algoritmo de Transformada Rápida de Fourier do software Matlab 6.5 (Mathworks, Natick).

Figura 19 - (A) Ilustração de um espectro de frequência sem ruídos e (B) outro contaminado por ruído de 60 Hz e frequências harmônicas.



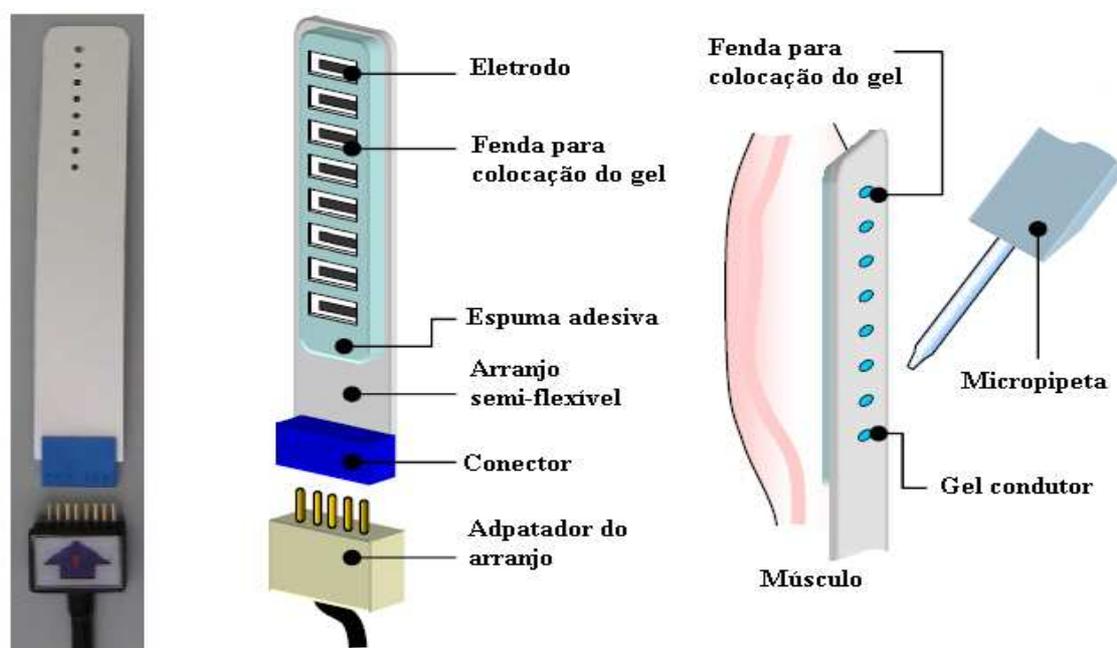
O mapeamento muscular foi realizado apenas no primeiro dia de teste. Uma marca na coxa do voluntário feita com uma caneta de alta fixação (Pilot 2.0 mm Az) garantiu o mesmo posicionamento nos testes subseqüentes (figura 20).

Figura 20 - Marcação da região de boa propagação no músculo vasto lateral para a fixação do arranjo de eletrodos flexível.



Na área demarcada era colocado um arranjo linear flexível de oito eletrodos (LISiN – Ot Bioelettronica). Esse arranjo possui as mesmas dimensões que o eletrodo rígido, porém é preso à pele por uma espuma bi-adesiva e contém orifícios para a inserção de gel condutor, o que o torna menos sensível ao artefato de movimento (figura 21). Trinta micro-litros de gel foram depositados em cada fenda por uma micropipeta (HTL).

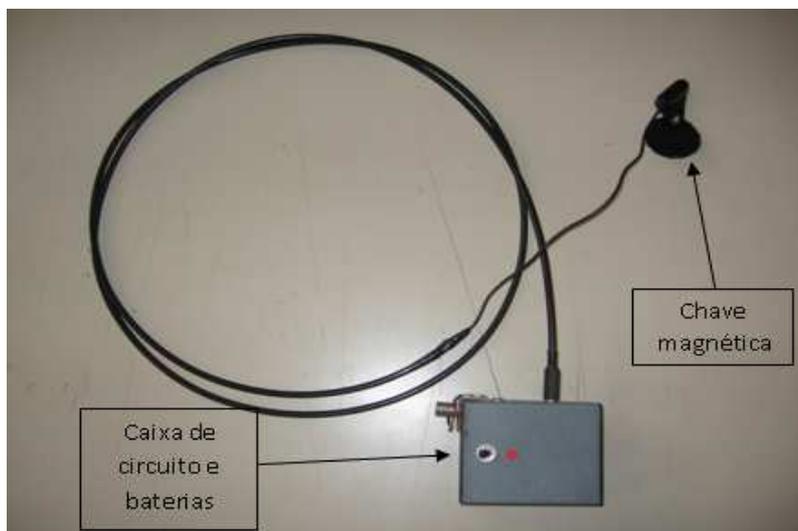
Figura 21 - Arranjo linear flexível de oito eletrodos e diagramação de seu posicionamento e preenchimento com gel condutor.



Extraído do Manual do usuário do Eletromiógrafo EMG-16 – LISiN – Ot Bioelettronica).

Um *trigger*, desenvolvido no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da FEF/UnB, foi adaptado ao *leg press 45°* para sinalizar o ângulo de 100 graus do joelho, amplitude em torno da qual foram realizadas as análises do sinal. O *trigger* é formado por chave magnética e uma caixa de controle que contém os circuitos e a bateria do aparelho (figura 22).

Figura 22 - *Trigger* utilizado para sincronizar o ângulo articular com o sinal eletromiográfico. Equipamento desenvolvido no Laboratório de Processamento de Sinais Digitais (FEF – UnB).



Uma escala em centímetros foi colocada na barra de aço sobre a qual a plataforma de pesos do *leg press 45°* desliza (figura 14). Nessa escala foi registrado o ponto em que o deslocamento linear da plataforma correspondia ao ângulo articular desejado. Durante as contrações dinâmicas a chave magnética era acoplada nesse ponto e um ímã fixado na plataforma. Toda vez que a superfície magnetizada do ímã passava pela chave, um pulso elétrico de aproximadamente 1,5 V era gerado pelo aparelho. Um cabo coaxial conduzia o pulso até o eletromiógrafo que o digitalizava em sincronia com o sinal do eletrodo.

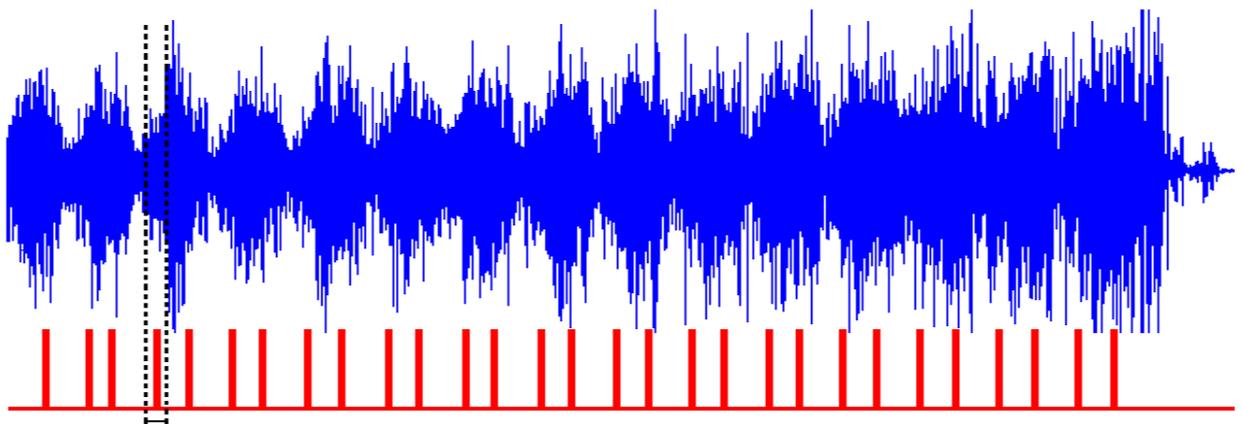
3.6 – Processamento dos sinais

Dos sinais obtidos em cada série (P30, P60 e C) foi selecionado um par de canais diferenciais para o cálculo da velocidade de condução. Esses sinais foram selecionados com base nos mesmos critérios aplicados no mapeamento muscular (ruídos de magnitude insignificante, coeficiente de correlação cruzada acima de 70%

e velocidade de condução entre 2 e 7 m/s). A fim de garantir a confiabilidade do experimento, somente os sujeitos que apresentaram qualidade do mesmo par de canais nas três ocasiões foram incluídos na análise.

Janelas retangulares de 512 amostras (250 ms) foram recortadas em torno dos pulsos gerados pelos *triggers* que indicavam a fase concêntrica de cada repetição do *leg press 45°* (figura 23). Como o início e o final das séries foram os períodos mais susceptíveis a erros de execução do exercício e à violação da cadência, as janelas do primeiro e último movimento concêntrico de todas as séries foram descartadas das análises. Os recortes e todos os demais processamentos dos sinais foram feitos por rotinas específicas desenvolvidas no software Matlab 6.5 (Mathworks, Natick).

Figura 23 - Representação do janelamento em torno do pulso elétrico gerado pelo trigger no ângulo de 100 graus de flexão do joelho.



Recorte de 512 amostras (250 ms).

Para cada janela foi calculada a velocidade de condução pelo método da máxima verossimilhança (MMV) proposto inicialmente por Farina e Merletti (2001) e modificado por Salomoni et al. (2007). O primeiro passo para o cálculo foi a utilização de um filtro passa-altas diferencial descrito por McGill e Dorfman (1984), cujo objetivo é realçar os picos do sinal e eliminar parte do ruído de alta frequência. O filtro é modelado pela equação:

$$h[n] = \delta [n + 1] - \delta [n - 1] \quad (1)$$

onde $h[n]$ é a resposta impulsional do filtro e $\delta[n]$ é a função impulso de Dirac.

Supondo uma situação ideal de aquisição, os sinais captados por diferentes eletrodos do arranjo correspondem ao mesmo conjunto de potenciais de ação e conseqüentemente apresentam as mesmas características, exceto pelo atraso temporal (*delay*). Admitindo a velocidade de condução constante e conhecendo a distância entre os eletrodos, a estimativa do atraso torna-se a estimativa da própria velocidade de condução. Para determinar o estimador do MMV, é necessária uma aproximação do sinal $s(t)$ a partir do sinal captado por K eletrodos. Na forma discreta, tem-se:

$$\hat{s}[n] = \frac{1}{K-1} \sum_{i=1}^K x_i[n + (i-1)\theta] \quad (2)$$

onde $\hat{s}[n]$ é a estimativa da forma de onda básica, K é o número total de eletrodos utilizados na estimativa, $x_i[n]$ é o sinal do i -ésimo eletrodo e θ é o *delay*.

Pode-se definir estimador do MMV como o valor que reduz o erro quadrático médio de alinhamento temporal de todos os sinais com relação ao sinal base $s(t)$, que representa a média dos demais sinais sincronizados. O erro quadrático médio é dado pela soma individual dos erros quadráticos individuais:

$$e_{MMV}^2 = \sum_{k=1}^K e_k^2 \quad (3)$$

onde:

$$e_k^2 = \sum_{n=1}^N \left(x_k[n] - \frac{1}{K-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K x_i[n + (i-k)\theta] \right)^2 \quad (4)$$

onde N representa o número de amostras da janela considerada.

Minimizar o erro quadrático médio no domínio do tempo limita a precisão do MMV ao período de amostragem, o que gera a necessidade de uma interpolação

para maior exatidão. No domínio da frequência o *delay* θ torna-se uma variável contínua e não existe nenhum limite de exatidão. Para contornar este problema transporta-se a equação para o domínio da frequência (McGill e Dorfman, 1984). Neste domínio a equação se torna:

$$e_k^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N/2} \left(\frac{1}{K-1} \sum_{i=1, i \neq k}^K X_i[\alpha] e^{\frac{j2\pi.n(i-k)\theta}{N}} - X_k[\alpha] \right)^2 \quad (5)$$

Onde $X[\alpha]$ é a transformada de Fourier $x[\alpha]$.

Para determinar o valor de θ que corresponde ao valor mínimo esta função erro, pode-se encontrar o valor de θ para qual a derivada de primeira ordem se torna zero. Por meio desse valor de θ e a distância entre os eletrodos, a velocidade de condução é calculada.

O sinal de maior amplitude do par de canais escolhido foi utilizado para o cálculo do valor RMS, conforme a equação 6. O valor RMS de janelas móveis recortadas em cada série de exercício foi normalizado em função do valor médio retificado das janelas da série de controle (C).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (6)$$

onde x são os valores do sinal eletromiográfico.

A partir da velocidade de condução e do valor RMS estimados nas janelas de cada repetição foram calculadas regressões lineares para verificar o comportamento dessas variáveis ao longo da execução do *leg press 45°* em P30, P60 e C. As inclinações das retas de regressão (coeficiente angular da equação calculada) foram normalizadas por seus valores iniciais (coeficiente linear da equação), isto é, foram divididas pelos valores das retas no instante em que elas interceptam o eixo das ordenadas. As inclinações normalizadas foram expressas em termos percentuais para facilitar a comparação entre as situações experimentais.

3.7 – Análise estatística

A reprodutibilidade dos testes de 1RM foi verificada por meio do teste *t-student* pareado aplicado às cargas do *leg press 45°* e da extensão de joelho mensuradas no primeiro e segundo dias.

Como nem todos os sujeitos conseguiram completar as quinze repetições inicialmente propostas para os exercícios avaliados, uma *ANOVA one way* de medidas repetidas e o teste *post hoc Least Significant Difference (LSD)* foram empregados para verificar se houve diferenças no número de repetições executadas no *leg press 45°* em P30, P60 e C. A comparação entre número de repetições das extensões de joelho de P30 e P60 foi feita por meio do teste *t-student* pareado.

As inclinações normalizadas das retas de regressão de P30, P60 e C também foram comparadas por meio da *ANOVA one way* de medidas repetidas. Em caso de diferenças significativas, o teste *post hoc Least Significant Difference (LSD)* foi novamente aplicado para indicar os valores divergentes.

Antes da utilização do teste *t-student* pareado e da *ANOVA one way* de medidas repetidas, a normalidade dos dados foi verificada por meio do teste Kolmogorov-Smirnov.

Em todas as análises foi adotado um nível de significância de $p < 0,05$. O tratamento estatístico foi realizado pelo software *Statiscal Package for the Social Sciences (SPSS 13.0 - LEAD Technologies)*.

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

Durante o experimento, 51 coletas foram necessárias para que fossem aproveitados os dados de nove sujeitos. Das 36 avaliações inicialmente realizadas (3 situações de estudo X 12 sujeitos), 20 foram perdidas pela não contemplação dos critérios estabelecidos para a análise dos sinais. Tamanha perda ocasionou uma mortalidade de 75% da amostra, pois somente três, dos doze sujeitos recrutados, apresentaram sinais de boa qualidade nas três situações experimentais (P30, P60 e C). Para a reversão desse quadro foi solicitado aos participantes que repetissem, após um período que variou entre 48 e 96 horas, as séries nas quais não foram detectados sinais eletromiográficos satisfatórios. As informações sobre os sujeitos que efetivamente compuseram a amostra estão descritas na tabela 2.

Tabela 2 – Descrição dos participantes cujos dados foram analisados.

Variável	média ± desvio padrão
n	9
Idade (anos)	23,33 ±3,46
Peso (kg)	75,68 ±8,10
Estatura (cm)	176,56 ±6,60
Índice de massa corporal (kg/m ²)	24,47 ±2,19
Tempo de treinamento (meses)	33,33 ±26,47
Frequência semanal de treino	3,89 ±0,93
Maior período de interrupção no último ano (semanas)	3,67 ±1,80

As cargas de 1 RM, mensuradas em duas oportunidades (seção 3.3), não apresentaram diferença significativa no exercício *leg press* 45° ($p=0,81$) e na extensão de joelho ($p=0,25$). Esse resultado denota boa fidedignidade dos procedimentos adotados. As cargas de 1 RM registradas no primeiro e segundo dias de testes podem ser observadas na tabela 3.

Tabela 3 – Média \pm desvio padrão das cargas obtidas nos testes de 1 RM.

Exercício	1º Teste (kg)	2º Teste (kg)
<i>Leg press 45°</i>	120,67 \pm 29,80	120,00 \pm 27,85
Extensão de joelho	87,31 \pm 10,50	90,00 \pm 10,97

Na tabela 4 são apresentados os resultados do número de repetições realizadas nos exercícios. Após a pré-exaustão de alta intensidade (P60), a quantidade de repetições executadas no *leg press 45°* foi significativamente inferior à registrada na série de controle (C) ($p=0,007$). Em relação ao exercício mono-articular, os voluntários suportaram um maior número de extensões de joelho em P30 que em P60 ($p=0,01$). Somente um sujeito não realizou as 15 extensões de joelho propostas para a pré-exaustão de baixa intensidade.

Tabela 4 – Média \pm desvio padrão do número de repetições executadas nos exercícios *leg press 45°* e extensão de joelhos.

	<i>Leg press 45°</i> (nº. de repetições)	Extensão de joelho (nº. de repetições)
P30	13,89 \pm 1,45	14,89 \pm 0,33†
P60	12,33 \pm 1,94*	12,89 \pm 1,83†
C	14,89 \pm 0,33*	-

P30 = pré-exaustão de baixa intensidade; P60 = pré-exaustão de alta intensidade; C = série controle; *diferença significativa entre P60 e C ($p<0,05$); †diferença significativa entre P30 e P60 ($p<0,05$).

As retas de regressão dos valores de RMS foram traçadas a partir do valor RMS mensurado ao longo das repetições de *leg press 45°*. As inclinações dessas retas foram normalizadas por seus valores iniciais, conforme descrição anterior (seção 3.6), e são apresentadas na tabela 5. Os valores das inclinações normalizadas de C foram significativamente inferiores aos de P30 ($p=0,049$) e aos de P60 ($p=0,04$), o que sugere um recrutamento de unidades motoras mais efetivo nas séries com pré-exaustão. A figura 24 ilustra as retas normalizadas dos valores de

RMS das séries estudadas. Os resultados dos testes de normalidade das inclinações referentes aos valores RMS são apresentadas na tabela 6.

Tabela 5 – Valores médios \pm desvio padrão das inclinações normalizadas dos valores de RMS – variação percentual a cada repetição.

Inclinações normalizadas dos valores de RMS (valores percentuais - %)	
P30	4,49 \pm 3,44*
P60	3,96 \pm 2,60*
C	1,84 \pm 1,31

P30 = pré-exaustão de baixa intensidade; P60 = pré-exaustão de alta intensidade; C = série controle; * diferença significativa em relação a C ($p < 0,05$).

Figura 24 – Retas de regressão dos valores de RMS no exercício *leg press 45°* - variação percentual média em quinze repetições.

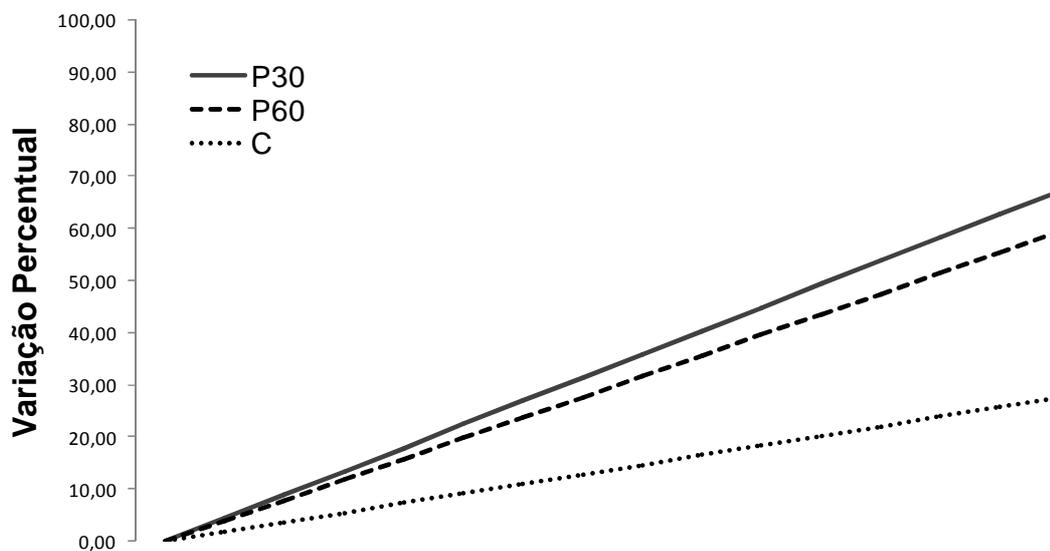


Tabela 6: Probabilidade (p) referente aos testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov aplicados às inclinações normalizadas das retas de regressão dos valores RMS.

Probabilidade (p) do teste Kolmogorov-Smirnov aplicado às inclinações dos valores RMS	
P30	0,051*
P60	0,20*
C	0,20*

P30 = pré-exaustão de baixa intensidade; P60 = pré-exaustão de alta intensidade; C = série controle; * distribuição normal.

As inclinações das retas de regressão da velocidade de condução, calculadas e normalizadas de forma análoga às inclinações dos valores RMS, são apresentadas na tabela 7. Não foram observadas diferenças significativas entre as inclinações da velocidade de condução de P30, P60 e C ($p=0,95$). O comportamento da velocidade de condução nas três situações experimentais pode ser visualizado na figura 25 que ilustra as retas de regressão dessa variável. Os resultados dos testes de normalidade das inclinações da velocidade de condução estão descritos na tabela 8.

Tabela 7 – Valores médios \pm desvio padrão das inclinações normalizadas da velocidade de condução – variação percentual a cada repetição.

Inclinações normalizadas da velocidade de condução (valores percentuais - %)	
P30	-1,15 \pm 1,02
P60	-1,22 \pm 0,68
C	-1,13 \pm 0,40

P30 = pré-exaustão de baixa intensidade; P60 = pré-exaustão de alta intensidade; C = série controle.

Figura 25 – Retas de regressão da velocidade de condução no exercício *leg press* 45° - variação percentual média em quinze repetições.

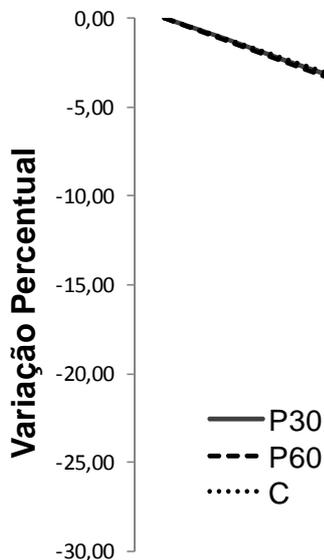


Tabela 8: Probabilidade (p) referente aos testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov aplicados às inclinações normalizadas das retas de regressão da velocidade de condução.

Probabilidade (p) do teste Kolmogorov-Smirnov aplicado às inclinações da velocidade de condução	
P30	0,20*
P60	0,20*
C	0,12*

P30 = pré-exaustão de baixa intensidade; P60 = pré-exaustão de alta intensidade; C = série controle; * distribuição normal.

CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO

Para iniciar as discussões cabe relembrar o propósito do trabalho e mencionar as hipóteses inicialmente levantadas. O objetivo do presente estudo foi verificar se a pré-exaustão realizada por exercício mono-articular de membro inferior com baixa intensidade é um estímulo eficiente para aumentar o número de unidades motoras recrutadas na execução de um exercício multi-articular. A maior ativação muscular seria confirmada pelo aumento mais acentuado do valor RMS da série P30. Outra característica esperada na pré-exaustão de baixa intensidade seria um menor índice de fadiga em relação à pré-exaustão de alta intensidade, o que denotaria menor atuação dos mecanismos de inibição da atividade muscular e, conseqüentemente, manutenção da capacidade contrátil das unidades motoras ativas por um período mais dilatado. A menor instauração de fadiga poderia ser constatada por um decréscimo menos expressivo na velocidade de condução de P30 em relação à P60. Decréscimos semelhantes na velocidade de condução de P30 e C eram aguardados.

A análise da variação de parâmetros eletromiográficos por meio de retas de inclinação normalizadas é um procedimento comumente descrito na literatura (Farina et al., 2004c; Falla e Farina, 2005). O registro de sinais e o processamento de dados utilizados no presente estudo apresentam grandes semelhanças com os empregados por Veneziano (2006). Ainda que peculiaridades como a musculatura analisada e a cadência de movimento não permitam comparações diretas entre as inclinações observadas nesta pesquisa e nas descritas por Veneziano (2006), uma apreciação minuciosa dos relatos desse autor aponta uma grande coerência dos resultados obtidos no presente estudo.

Os valores positivos nas retas de inclinação do valor RMS indicam o aumento progressivo no número de unidades motoras recrutadas no exercício multi-articular em todas as séries. Como mencionado anteriormente, a provável causa dessa solicitação adicional foi a compensação na perda de potencial contrátil das fibras inicialmente solicitadas (Moritani et al., 1986; Bilodeau et al., 2003). As maiores inclinações do valor RMS de P30 e P60 em relação às de C, demonstram que uma

repetição de *leg press 45°*, após a pré-exaustão nas intensidades avaliadas neste estudo, passa a recrutar mais fibras musculares que uma repetição desse mesmo exercício em uma série simples. Embora haja uma tendência de maior recrutamento com a aplicação da pré-exaustão de menor intensidade, a diferença não significativa entre P30 e P60 demonstrou igual eficiência do exercício mono-articular realizado com 30 e 60% de 1 RM na ativação do músculo vasto lateral no exercício multi-articular subsequente.

Ao confrontarmos os resultados do presente estudo com os descritos por Augustsson et al. (2003), que utilizaram a mesma combinação de exercícios em sua pesquisa, verificamos diferenças entre os padrões de amplitude encontrados. Esses pesquisadores relataram um menor valor do RMS no músculo vasto lateral após a realização da pré-exaustão, comportamento oposto ao observado nesta investigação. Uma comparação entre as metodologias adotadas para a execução dos exercícios ressalta a sobrecarga aplicada como fator preponderante para a incompatibilidade entre os padrões de amplitude observados nestas investigações. Como 30 e 60% de 1 RM representam intensidades significativamente inferiores que a carga de 10 RM para os exercícios avaliados (Hoeger et al., 1990), possivelmente Augustsson et al. (2003) alcançaram maiores índices de fadiga no exercício mono-articular e, conseqüentemente, provocaram a intervenção dos mecanismos inibitórios do vasto lateral no exercício multi-articular.

Todavia, duas ressalvas devem ser feitas ao interpretarmos os resultados de Augustsson et al. (2003). A primeira delas é a não-aleatoriedade na execução das séries. Van der Hoeven et al. (1993) constataram que a amplitude do sinal eletromiográfico aumenta após quatro minutos de recuperação de um esforço intenso e permanece acima dos valores normais por um período superior a uma hora. Como no protocolo de Augustsson et al. (2003) todos os sujeitos realizavam primeiramente a série de pré-exaustão (exercício mono-articular seguido exercício de multi-articular), repousavam por vinte minutos e então executavam o exercício multi-articular isolado. A amplitude registrada nessa série simples, possivelmente, foi superestimada desde a primeira repetição.

A segunda ponderação recai sobre a ausência de controle da cadência de movimento. Masuda et al. (2001) relataram, em seu estudo sobre extensões isocinéticas de joelho, uma alta correlação entre velocidade de contração e amplitude do sinal eletromiográfico. Visto que Augustsson et al. (2003) não realizou um controle efetivo do ritmo de execução, é possível que essa variável também tenha contribuído para o eventual decréscimo no valor de RMS após a pré-exaustão.

A despeito das limitações de Augustsson et al. (2003), a pré-exaustão com as sobrecargas de 30 e 60% de 1 RM também se mostrou mais efetiva que a pré-exaustão aplicada da forma tradicional por Gentil et al. (2007). Nesse estudo as limitações na aleatoriedade do experimento e no controle de cadência foram contornadas e, embora não tenha ocorrido o decréscimo na ativação da musculatura pré-fadigada, a pré-exaustão com 10 RM não apresentou vantagem em termos de recrutamento de fibras quando comparada a uma série simples de exercício multi-articular. Um aspecto relevante observado por esses autores foi o aumento significativo no valor do RMS em grupamentos musculares que não foram exauridos no exercício mono-articular. Ainda que a menor intensidade aplicada no presente estudo possa não ter demandado maior participação de músculos acessórios, a avaliação de apenas um dos extensores do joelho inviabiliza conclusões a esse respeito.

A literatura investigada não faz menção à velocidade de condução do músculo vasto lateral no exercício *leg press 45°*. Tampouco foram encontrados indicadores dessa variável em contrações isotônicas com carga de 30 ou 60% de 1 RM. Entretanto, é plausível aceitar a consistência dos resultados obtidos já que os valores observados em P30, P60 e C situam-se entre 4,76 e 7,53 m/s - intervalo descrito por Masuda et al. (2001) para a velocidade de condução do vasto lateral em extensões isométricas máximas de joelho. Farina et al. (2004c) submeteram doze sujeitos adultos a um teste de ciclo ergômetro com velocidade angular de 120 rotações por minuto e carga correspondente ao limiar anaeróbio. A velocidade de condução, determinada por esses autores também se aproxima bastante das velocidades mensuradas no presente estudo (~5 m/s).

Para analisar o comportamento da velocidade de condução nas situações experimentais do presente estudo podemos mencionar duas pesquisas que avaliaram a produção de lactato em séries de exercícios resistidos. Na primeira, Robertson et al. (2003) constataram que uma série de doze flexões de cotovelo com carga equivalente a 65% de 1 RM implicou um aumento de aproximadamente 6,82 vezes no lactato sanguíneo. Como na presente investigação todas as séries de *leg press 45°* possuíam sobrecargas de 60% de 1 RM e quinze repetições, que são valores de intensidade e volume próximos aos aplicados por Robertson et al. (2003), é razoável inferir que o decréscimo no pH das fibras musculares foi a principal causa da queda na velocidade de condução.

No segundo estudo, Lagally et al. (2002) também avaliaram séries de doze flexões de cotovelo, porém utilizaram em sua análise cargas de 30% de 1 RM. Esses autores reportam concentrações de lactato muito inferiores às observadas por Robertson et al. (2003) (~2,53 vezes a concentração de repouso). Considerando a grande diferença dos metabólicos produzidos por séries de 30 e 65% de 1 RM, podemos deduzir que as extensões de joelho de P60 produziram níveis de fadiga mais elevados que as de P30. Essa suposição pode ser ratificada pela diferença estatística entre o número de extensões de joelho realizadas em P30 ($14,89 \pm 0,33$) e em P60 ($12,89 \pm 1,83$). Contudo, a fadiga mais exacerbada em P60 não se traduziu em decréscimos mais expressivos na velocidade de condução durante a realização do *leg press 45°*. Observa-se que mesmo as inclinações de C, cujos níveis de lactato sanguíneo no início do exercício foram supostamente os de repouso, não apresentaram diferenças significativas em relação às inclinações de P30 e P60.

A diferença não significativa entre as inclinações observadas pode ser justificada por mecanismos alheios ao desenvolvimento da fadiga que podem ter influenciado o comportamento da velocidade de condução no exercício *leg press 45°*. Van der Hoeven et al. (1993) e Van der Hoeven e Lange (1994) fazem referência a dois fatores que podem ter suavizado as inclinações da velocidade de condução de P30 e, principalmente, de P60, quais sejam: a temperatura do músculo avaliado e o inchaço muscular.

Em relação à temperatura muscular, Bigland-Ritchie et al. (1981) afirmam que o calor produzido pela contração dos músculos durante exercícios físicos pode compensar o declínio na velocidade de condução. Esses autores, assim como Pretrofsky e Lind (1980) e Mucke e Heuer (1989), observaram em seus estudos uma correlação positiva entre temperatura e velocidade de condução.

Analisando os relatos das referidas pesquisas e partindo da premissa que a temperatura do vasto lateral aumenta de forma diretamente proporcional a intensidade do exercício (Edwards et al., 1975), podemos supor que a maior temperatura suscitada pelas extensões de joelho em P60 pode ter contrabalançado o decréscimo da velocidade de condução durante a realização do *leg press 45°* e contribuído para diferença não significativa entre as inclinações dessa série e das demais situações estudadas. Embora em menor proporção, as inclinações de P30 provavelmente sofreram influência desse mesmo mecanismo e também não apresentaram diferenças significativas em relação a C.

A relação direta entre inchaço muscular e velocidade de condução também é postulada na literatura (Van der Hoeven et al., 1993; Van der Hoeven e Lange, 1994). O inchaço muscular durante os exercícios físicos extenuantes é usualmente associado ao influxo de água no sarcoplasma (Sjogaard et al., 1985; Peeze Binkhorst et al., 1989). O aumento no diâmetro das fibras musculares, ocasionado por essa elevação na quantidade de água do meio intracelular, pode diminuir a resistência interna à passagem do potencial de ação e, deste modo, provocar o aumento da velocidade de condução (Van der Hoeven et al., 1993). No presente estudo é provável que as fibras musculares do vasto lateral tenham sofrido maiores dilatações em função das intensas extensões de joelho que, em P60, precederam a realização do exercício *leg press 45°*. Assim como a temperatura, essas dilatações podem ter atenuado o declínio na velocidade de condução em P60. De maneira menos marcante, o inchaço muscular também pode ter suavizado as inclinações de P30.

A definição inicial do mesmo número de execuções para todos os exercícios teve o objetivo de tornar robusta a análise dos sinais e o tratamento estatístico que, nos estudos anteriores sobre a pré-exaustão (Augustsson et al., 2003; Gentil et al.,

2007), podem ter sido prejudicados devido à grande redução no número de repetições do exercício multi-articular. Apesar de alguns sujeitos não terem suportado o esforço previsto e os testes estatísticos apontarem menor número de repetições de P60 em relação à C, entende-se que o fato não invalida os resultados da pesquisa, visto que a diferença média foi menor que três repetições. Mesmo tendo a finalidade básica de melhorar a validade interna do estudo, o controle do número de repetições traz consigo um caráter pragmático de extrema importância para a prescrição das séries de pré-exaustão. Pouca vantagem haveria na execução de um exercício mono-articular que, independente da intensidade, provocasse uma diminuição absurda no volume de treino do segundo exercício. Portanto, novas pesquisas são necessárias para a determinação da relação ideal entre intensidade e volume a ser empregada na pré-exaustão. Outras formas de determinação do volume de treino - como o tempo sob tensão e o trabalho total (carga x repetições x séries) - devem ser exploradas.

Kukulka e Clamann (1981) e Masakado (1994) relatam que pequenos músculos são capazes de recrutar a grande maioria de suas unidades motoras em intensidades de 50% da máxima contração voluntária isométrica e, a partir daí, modulam a produção de força pela frequência de disparo dos potenciais de ação. No entanto, em grandes grupos musculares o principal dispositivo para a variação da tensão é o recrutamento de unidades motoras. Somente com cargas superiores a 90% da máxima contração voluntária isométrica (Masakado, 1994) é observado o recrutamento da maior parte das fibras de grandes músculos como os dos membros inferiores. Desta forma, é possível que uma quantidade considerável de fibras do músculo vasto lateral, por exemplo, não sofra estímulo algum durante a execução de um exercício como o *leg press 45°*, ainda que nesse movimento sejam empregadas cargas relativamente altas. Como somente as fibras que são recrutadas no treinamento é que estão sujeitas às adaptações fisiológicas (Fleck e Kraemer, 2004), a implementação de estratégias como a pré-exaustão com cargas de 30 e 60% de 1 RM podem tornar os exercícios multi-articulares mais proveitosos, pois uma maior quantidade de unidades motoras passa a ser estimulada com a aplicação dessa metodologia. A intensidade de 30% de 1 RM no exercício mono-articular ainda é

preferível por acarretar menores prejuízos no volume de treino do exercício multi-articular. A menor probabilidade de lesão e melhor controle de execução dos exercícios mono e multi-articulares também justificam o emprego de sobrecargas reduzidas no primeiro exercício (Stone et al., 1996). Acredita-se ainda que, aumentando o número de sujeitos, as vantagens de P30 em relação à P60 e C sejam evidenciadas.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÕES

Os valores de RMS apresentaram crescimento mais acentuado nas séries de pré-exaustão (P30 e P60) que na série de controle (C). Portanto, realização de um exercício mono-articular com cargas de 30 e 60% de 1 RM foi uma forma eficiente de aumentar o número de unidades motoras recrutadas no exercício multi-articular subsequente.

A fadiga mais acentuada na pré-exaustão de alta intensidade (P60), constatada pelo menor número de repetições da extensão de joelho (em relação à P30) e do *leg press 45°* (em relação à C) não se traduziu em decréscimos mais acentuados da velocidade de condução. Tampouco foram observadas diferenças no comportamento dessa variável entre a série de pré-exaustão de baixa intensidade (P30) e a série controle (C). Fatores como a temperatura e o inchaço muscular podem ter atenuado as inclinações das retas de regressão da velocidade de condução nas séries de pré-exaustão de baixa e, principalmente, de alta intensidade.

A realização da pré-exaustão com 30% de 1 RM no exercício mono-articular é mais recomendada, pois é tão eficiente quanto a carga de 60% de 1 RM para aumentar a quantidade de unidades motoras recrutadas no exercício multi-articular, e permite melhor controle do volume (número de repetições) nesse exercício. Benefícios como o menor risco de lesões e melhor controle da técnica de movimento ratificam a recomendação para o emprego de menores cargas no exercício mono-articular. São sugeridos novos estudos para a identificação da relação de volume e intensidade mais proveitosa para a pré-exaustão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Akima, H., Foley, J. M., Prior, B. M., Dudley, G. A., & Meyer, R. A. (2002). Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol*, 92(2), 679-684.
- Alkner, B. A., Tesch, P. A., & Berg, H. E. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc*, 32(2), 459-463.
- Anders, C., Bretschneider, S., Bernsdorf, A., & Schneider, W. (2005). Activation characteristics of shoulder muscles during maximal and submaximal efforts. *Eur J Appl Physiol*, 93(5-6), 540-546.
- Andrade, M., M. (2006). *Análise tempo - frequência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro*. Universidade de Brasília, Brasília.
- Andreassen, S., & Arendt-Nielsen, L. (1987). Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter. *J Physiol*, 391, 561-571.
- Ascenção, A., Magalhães, F., Oliveira, J., Duarte, J., Soares, J. (2003). Fisiologia da fadiga muscular: Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3(1), 108-123.
- Augustsson, J., Thomee, R., Hornstedt, P., Lindblom, J., Karlsson, J., & Grimby, G. (2003). Effect of pre-exhaustion exercise on lower-extremity muscle activation during a leg press exercise. *J Strength Cond Res*, 17(2), 411-416.
- Bawa, P. (2002). Neural control of motor output: can training change it? *Exerc Sport Sci Rev*, 30(2), 59-63.
- Behm, D. G., & Sale, D. G. (1993). Velocity specificity of resistance training. *Sports Med*, 15(6), 374-388.

- Bellemare, F., Woods, J. J., Johansson, R., & Bigland-Ritchie, B. (1983). Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of three human muscles. *J Neurophysiol*, 50(6), 1380-1392.
- Bigland-Ritchie, B., Donovan, E. F., & Roussos, C. S. (1981). Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol*, 51(5), 1300-1305.
- Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D. M., Chandran, R., & Sharma, S. S. (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1), 83-92.
- Brody, L. R., Pollock, M.T., Roy, S., H. (1991). pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *Journal of Applied Physiology*, 71(5), 1878-1885.
- Broman, H., Bilotto, G., & De Luca, C. J. (1985). Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J Appl Physiol*, 58(5), 1428-1437.
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*, 21(4), 247-257.
- Campos, G. E., Luecke, T. J., Wendeln, H. K., Toma, K., Hagerman, F. C., Murray, T. F., et al. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol*, 88(1-2), 50-60.
- Carolan, B., & Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol*, 73(3), 911-917.
- Clancy, E. A., Morin, E. L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*, 12(1), 1-16.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography:detection and recording. *DeISys Incorporated*.

- De Luca, C. J. (2006). Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 98-109.
- Delavier, F. (2002). *Guia dos movimentos de musculação - Abordagem anatômica*. São Paulo: Manole.
- Duchateau, J., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *J Appl Physiol*, 101(6), 1766-1775.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 72(5), 1631-1648.
- Edwards, R. H., Hill, D. K., & Jones, D. A. (1975). Heat production and chemical changes during isometric contractions of the human quadriceps muscle. *J Physiol*, 251(2), 303-315.
- Falla, D., & Farina, D. (2005). Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain*, 116(1-2), 138-145.
- Farina, D., Gazzoni, M., & Camelia, F. (2004a). Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback. *J Appl Physiol*, 96(4), 1505-1515; discussion.
- Farina, D., & Merletti, R. (2004). Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyographic signals. *Med Biol Eng Comput*, 42(4), 432-445.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004b). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96(4), 1486-1495.
- Farina, D., Muhammad, W., Fortunato, E., Meste, O., Merletti, R., & Rix, H. (2001). Estimation of single motor unit conduction velocity from surface electromyogram signals detected with linear electrode arrays. *Med Biol Eng Comput*, 39(2), 225-236.
- Farina, D., Pozzo, M., Merlo, E., Bottin, A., & Merletti, R. (2004c). Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Trans Biomed Eng*, 51(8), 1383-1393.

- Fish, D. E., Krabak, B. J., Johnson-Greene, D., & DeLateur, B. J. (2003). Optimal resistance training: comparison of DeLorme with Oxford techniques. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(12), 903-909.
- Fleck, S. J. (1999). Periodized strength training: a critical review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(1), 82–89.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (2004). *Designing resistance training programs* (3rd ed. ed.). Champaign, Ill. ; Leeds: Human Kinetics.
- Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*, 37(2), 145-168.
- Forti, F. (2005). Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. Universidade Metodista de Piracicaba, São Paulo.
- Gabriel, D. A., Kamen, G., & Frost, G. (2006). Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Med*, 36(2), 133-149.
- Gandevia, S. C. (1998). Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motoneurons and motor cortical drive [corrected]. *Acta Physiol Scand*, 162(3), 275-283.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*, 81(4), 1725-1789.
- Gentil, P. (2005). *Bases científicas do treinamento de hipertrofia*. Rio de Janeiro: Editora Sprint.
- Gentil, P., Oliveira, E., de Araujo Rocha Junior, V., do Carmo, J., & Bottaro, M. (2007). Effects of exercise order on upper-body muscle activation and exercise performance. *J Strength Cond Res*, 21(4), 1082-1086.
- Hakkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U., & Alen, M. (2001). Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiol Scand*, 171(1), 51-62.

- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol*, 28(3), 599-620.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hoeger, W. W. K., Hopkins, D. R., Barette, S. L., & Hale, D. F. (1990). Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition: a comparison between untrained and trained males and females. *Journal of Applied Sport Science Research*, 4(2), 47-54.
- Houtman, C. J., Heerschap, A., Zwarts, M. J., & Stegeman, D. F. (2001). pH heterogeneity in tibial anterior muscle during isometric activity studied by ³¹P-NMR spectroscopy. *J Appl Physiol*, 91(1), 191-200.
- Houtman, C. J., Stegeman, D. F., Van Dijk, J. P., & Zwarts, M. J. (2003). Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *J Appl Physiol*, 95(3), 1045-1054.
- Hunter, S. K., Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2004). Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. *Exerc Sport Sci Rev*, 32(2), 44-49.
- Kamen, G., & Caldwell, G. E. (1996). Physiology and interpretation of the electromyogram. *J Clin Neurophysiol*, 13(5), 366-384.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (1991). *Principles of neural science* (3rd ed. / edited by Eric R. Kandel, James H. Schwartz, Thomas M. Jessell. ed.): Elsevier.
- Knight, C. A., & Kamen, G. (2001). Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults. *J Electromyogr Kinesiol*, 11(6), 405-412.
- Kongsgaard, M., Aagaard, P., Kjaer, M., & Magnusson, S. P. (2005). Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *J Appl Physiol*, 99(5), 1965-1971.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon Inc. USA, 1-60.

- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M. S., et al. (2002). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, 34(2), 364-380.
- Kraemer, W. J., & Fry, A. C. (1995). Strength testing: Development and evaluation of methodology. In P. J. Maud & C. Foster (Eds.), *Physiological assessment of human fitness* (pp. 115-138). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kraemer, W. J., & Häkkinen, K. (2002). *Strength training for sport*. Malden, MA: Blackwell Science.
- Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2001). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol*, 536(Pt 2), 649-655.
- Kukulka, C. G., & Clamann, H. P. (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res*, 219(1), 45-55.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C., & De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*, 79(1), 23-32.
- Lagally, K. M., Robertson, R. J., Gallagher, K. I., Goss, F. L., Jakicic, J. M., Lephart, S. M., et al. (2002). Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 34(3), 552-559; discussion 560.
- Lange, F., Van Weerden, T. W., & Van Der Hoeven, J. H. (2002). A new surface electromyography analysis method to determine spread of muscle fiber conduction velocities. *J Appl Physiol*, 93(2), 759-764.
- Li, W., & Sakamoto, K. (1996). Distribution of muscle fiber conduction velocity of M. biceps brachii during voluntary isometric contraction with use of surface array electrodes. *Appl Human Sci*, 15(1), 41-53.
- Martin, S., & Maclsaac, D. (2005). Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(2), 144-148.

- Masakado, Y. (1994). Motor unit firing behavior in man. *Keio J Med*, 43(3), 137-142.
- Masakado, Y., Noda, Y., Nagata, M. A., Kimura, A., Chino, N., & Akaboshi, K. (1994). Macro-EMG and motor unit recruitment threshold: differences between the young and the aged. *Neurosci Lett*, 179(1-2), 1-4.
- Masuda, T., Kizuka, T., Zhe, J. Y., Yamada, H., Saitou, K., Sadoyama, T., et al. (2001). Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, 11(2), 85-94.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (1996). *Exercise physiology : energy, nutrition and human performance* (4th ed. ed.). Baltimore, Md. ; London: Williams & Wilkins.
- McDonagh, M. J., & Davies, C. T. (1984). Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 52(2), 139-155.
- McGill, K. C., & Dorfman, L. J. (1984). High-resolution alignment of sampled waveforms. *IEEE Trans Biomed Eng*, 31(6), 462-468.
- Merletti, R., Farina, D., & Gazzoni, M. (2003). The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1), 37-47.
- Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol*, 69(5), 1810-1820.
- Merletti, R. (1999). Standards for reporting EMG data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, 1-4.
- Merletti, R., & Parker, P. (2004). *Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications*. [Hoboken, NJ]: IEEE/John Wiley & Sons.
- Mesin, L., Damiano, L., & Farina, D. (2007). Estimation of average muscle fiber conduction velocity from simulated surface EMG in pinnate muscles. *J Neurosci Methods*, 160(2), 327-334.
- Milner-Brown, H. S., Stein, R. B., & Lee, R. G. (1975). Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 38(3), 245-254.

- Morimoto, S., & Masuda, M. (1984). Dependence of conduction velocity on spike interval during voluntary muscular contraction in human motor units. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 53(3), 191-195.
- Moritani, T., & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 56(3), 260-265.
- Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 60(4), 1179-1185.
- Mottram, C. J., Jakobi, J. M., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2004). Motor-unit activity differs with load type during a fatiguing contraction. *J Neurophysiol*, 93(3), 1381-1392.
- Mucke, R., & Heuer, D. (1989). Behaviour of EMG-parameters and conduction velocity in contractions with different muscle temperatures. *Biomed Biochim Acta*, 48(5-6), S459-464.
- Munn, J., Herbert, R. D., Hancock, M. J., & Gandevia, S. C. (2005). Resistance training for strength: effect of number of sets and contraction speed. *Med Sci Sports Exerc*, 37(9), 1622-1626.
- Peeze Binkhorst, F. M., Kuipers, H., Heymans, J., Frederik, P. M., Slaaf, D. W., Tangelder, G. J., et al. (1989). Exercise-induced focal skeletal muscle fiber degeneration and capillary morphology. *J Appl Physiol*, 66(6), 2857-2865.
- Petrofsky, J. S., & Lind, A. R. (1980). The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 44(2), 189-200.
- Rahimi, R. (2005). Effect of different rest intervals on the exercise volume completed during squat bouts. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 361-366.
- Rangayyan, R. M. (2002). *Biomedical Signal Analysis – A Case-Study Approach*: Metin Akay.
- Richmond, S. R., & Godard, M. P. (2004). The effects of varied rest periods between sets to failure using the bench press in recreationally trained men. *J Strength Cond Res*, 18(4), 846-849.

- Rooney, K. J., Herbert, R. D., & Balnave, R. J. (1994). Fatigue contributes to the strength training stimulus. *Med Sci Sports Exerc*, 26(9), 1160-1164.
- Saitou, K., Masuda, T., Michikami, D., Kojima, R., & Okada, M. (2000). Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multichannel surface EMG. *J Hum Ergol (Tokyo)*, 29(1-2), 35-52.
- Sale, D. G. (1987). Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exerc Sport Sci Rev*, 15, 95-151.
- Salomoni, S., Soares, F., A., Nascimento F. A. O., Veneziano, W. H., Rocha, A. F. (2007). *Algoritmo de máxima verossimilhança para a estimação da velocidade de condução média de sinais eletromiográficos de superfície*. Paper presented at the CLAIB.
- Semmler, J. G., & Nordstrom, M. A. (1998). Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals. *Exp Brain Res*, 119(1), 27-38.
- Sforzo, G. A., Touey, P. R. (1996). Manipulating exercise order affects muscular performance during a resistance exercise training session. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10(1), 20-24.
- Soderberg, G. L., & Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther*, 80(5), 485-498.
- Sjogaard, G., Adams, R. P., & Saltin, B. (1985). Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. *Am J Physiol*, 248(2 Pt 2), R190-196.
- Staron, R. S., Karapondo, D. L., Kraemer, W. J., Fry, A. C., Gordon, S. E., Falkel, J. E., et al. (1994). Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. *J Appl Physiol*, 76(3), 1247-1255.
- Stone, M., Chandeler, J., Conley, M. S., Kraemer, J. B., & Stone, M. E. (1996). Training to muscular failure: is it necessary? *Strength and Conditioning*, 18, 44-48.
- Stone, M. H., Collins, D., Plisk, S., Haff, G., & Stone, M. E. (2000). Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training. *Strength and Conditioning Journal*, 22(3), 65–76.

- Tan, B. (1999). Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(3), 289–304.
- Tran, Q. T., Docherty, D., & Behm, D. (2006). The effects of varying time under tension and volume load on acute neuromuscular responses. *Eur J Appl Physiol*, 98(4), 402-410.
- Van der Hoeven, J. H., & Lange, F. (1994). Supernormal muscle fiber conduction velocity during intermittent isometric exercise in human muscle. *J Appl Physiol*, 77(2), 802-806.
- Van der Hoeven, J. H., Van Weerden, T. W., & Zwarts, M. J. (1993). Long-lasting supernormal conduction velocity after sustained maximal isometric contraction in human muscle. *Muscle Nerve*, 16(3), 312-320.
- Vandeborne, K., McCully, K., Kakihiara, H., Prammer, M., Bolinger, L., Detre, J. A., et al. (1991). Metabolic heterogeneity in human calf muscle during maximal exercise. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 88(13), 5714-5718.
- Vandeborne, K., Walter, G., Ploutz-Snyder, L., Staron, R., Fry, A., De Meirleir, K., et al. (1995). Energy-rich phosphates in slow and fast human skeletal muscle. *Am J Physiol*, 268(4 Pt 1), C869-876.
- Veneziano, W., H. (2006). *Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas*. Universidade de Brasília, Brasília.
- Webber, S., & Kriellaars, D. (1997). Neuromuscular factors contributing to in vivo eccentric moment generation. *J Appl Physiol*, 83(1), 40-45.
- Webster, J. G. (1984). Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording. *IEEE Trans Biomed Eng*, 31(12), 823-826.

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I – Formulário de experimento	69
ANEXO II – Termo de consentimento livre esclarecido	71
ANEXO III – Carta de aprovação do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB.....	74
ANEXO IV – Questionário de Prontidão para Atividade Física (Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q).....	75

ANEXO I – Formulário de experimento

FORMULÁRIO DE EXPERIMENTO**Dados do sujeito**

Nome:	Código:
Idade (anos):	
Peso (kg):	
Estatura (cm):	
Tempo de treinamento resistido (meses):	
Frequência de treinamento (nº de sessões por semana):	
Maior período de interrupção no último ano (semanas):	
Já realizou treinamento com exercício leg press? () Sim () Não	
Já realizou treinamento com exercício extensão de joelhos? () Sim () Não	
Já teve alguma lesão grave ou crônica nos membros inferiores: () Sim / Qual? _____ () Não	

Ajustes

Leg - X: _____ Y: _____ trigger: _____
Extensora - caneleira: _____ alavanca: _____

Teste de carga

1º Dia - () Leg / Extensora () Extensora / Leg	2º Dia - () Leg / Extensora () Extensora / Leg
---	---

Leg (kg/rep):	
1ª Tentativa: _____	6ª Tentativa: _____
2ª Tentativa: _____	7ª Tentativa: _____
3ª Tentativa: _____	8ª Tentativa: _____
4ª Tentativa: _____	9ª Tentativa: _____
5ª Tentativa: _____	10ª Tentativa: _____

Extensora (kg/rep):	
1ª Tentativa: _____	1ª Tentativa: _____
2ª Tentativa: _____	2ª Tentativa: _____
3ª Tentativa: _____	3ª Tentativa: _____
4ª Tentativa: _____	4ª Tentativa: _____
5ª Tentativa: _____	5ª Tentativa: _____

Carga de teste 1º dia (kg)
Extensora (60%): _____
Extensora (30%): _____
Leg (60%): _____

Carga de teste 2º dia (kg)
Extensora (60%): _____
Extensora (30%): _____
Leg (60%): _____

EMG

Mapeamento (arquivo): _____

Data: _____

Tripletas: _____

	1º Dia (/ /)	2º Dia (/ /)	3º Dia (/ /)
Série			
Teste 10s eletrodo seco (Tripletas: _____)			
Teste 10s eletrodo gel (Tripletas: _____)			
Teste 60s (Tripletas: _____)			
Número de repetições			
Observações:			

ANEXO II – Termo de consentimento livre esclarecido



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA – FEF

LABORATÓRIO DE PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOLÓGICOS

Pesquisa: "RESPOSTAS NEUROMUSCULARES DO MÚSCULO VASTO LATERAL AO MÉTODO DA PRÉ-EXAUSTÃO ADAPTADO"

Pesquisador Responsável: Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Telefones para contato: (61) 8400-6700 / (61) 3311-8874 / (61) 3355-1261

Endereço para contato: QND 59 casa 34

Taguatinga – DF CEP: 72120-590

Orientador: Prof. Dr Jake Carvalho do Carmo

Telefone: (61) 3307-2251 (ramal 228)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O Senhor _____ está sendo convidado a participar da pesquisa intitulada “Efeitos da pré-exaustão em variáveis eletromiográficas durante o treinamento resistido”. A eletromiografia é um registro da eletricidade emanada do músculo durante uma contração. O objetivo do estudo é avaliar a intensidade dessa atividade elétrica após uma combinação de dois exercícios de musculação bastante comuns no treinamento em academias. Essa combinação consiste na realização consecutiva de extensões de joelho (cadeira extensora) e pressão de pernas (leg press). A intensidade dos exercícios será definida por um teste de carga denominado teste de uma repetição máxima (1-RM). Nesse teste será mensurado o peso máximo suportado em uma única repetição do exercício. Percentuais de 30 e 60% das cargas de 1-RM serão utilizados na realização da cadeira extensora, ao passo que no leg press somente será utilizada a intensidade de 60%. Em todos os exercícios, o sujeito será orientado a realizar quinze repetições. Os testes serão realizados no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, durante uma semana. Quatro encontros de aproximadamente 2 horas serão necessários para a execução dos testes de 1-RM e das séries combinadas. O intervalo entre os procedimentos experimentais (testes de cargas e combinações de exercícios) será de no mínimo 24 e no máximo 48 horas.

Antes de participar da pesquisa, será avaliado o histórico de saúde dos sujeitos com o questionário padrão “PAR-Q”. Esse questionário é validado pela Sociedade Canadense para Fisiologia do Exercício e tem por objetivo identificar situações críticas nas quais há necessidade de uma avaliação médica detalhada antes do início de uma atividade física. Isso reduz a possibilidade de ocorrerem disfunções cardiovasculares, inerentes à prática de qualquer atividade física. O experimento também será acompanhado por um profissional de educação física treinado em primeiros socorros e um carro estará sempre disponível para transporte do sujeito ao hospital universitário em caso de imprevistos. O transporte do sujeito até o hospital universitário não levará mais do que dez minutos. Os equipamentos utilizados para a eletromiografia são desenvolvidos no laboratório Lisin do Politécnico di Torino, homologados pelas autoridades competentes da união Européia e aprovados pela Anvisa, o que garante a confiabilidade do equipamento. A aparelhagem possui circuitos isoladores, o que garante que os sujeitos não sejam submetidos a descargas elétricas. O gel condutor usado para melhorar a captação do sinal elétrico muscular é de material inerte e não oferece risco à saúde dos sujeitos. No entanto, uma porcentagem muito pequena de pessoas pode possuir alergia a seus componentes e apresentar uma pequena irritação passageira na pele. Caso isso seja constatado, a experiência é interrompida e os cuidados são tomados. Os testes envolverão esforços de alta intensidade, o que pode resultar em lesão muscular ou articular. Para reduzir esse risco, será realizado um aquecimento em bicicleta ergométrica antes de qualquer atividade. Também existe a possibilidade da pressão arterial e a frequência cardíaca aumentarem de forma atípica durante o exercício e caírem abruptamente após a atividade. Problemas dessa natureza serão evitados pelo monitoramento constante desses parâmetros. Detectada qualquer anormalidade, os procedimentos experimentais serão interrompidos imediatamente. Durante os testes, não ocorrerão coleta de sangue nem eletro-estimulação. A eletromiografia será realizada por meio de eletrodos de superfície, portanto o procedimento não será invasivo. Os eletrodos serão fixados na pele após a tricotomia (raspagem) da coxa e assepsia do local com álcool.

A identidade e outros dados fornecidos pelos voluntários serão mantidos em sigilo absoluto. Ao voluntário, será reservado o direito de se recusar a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer tipo de penalidade ou prejuízo à sua pessoa. Os dados serão armazenados pelos pesquisadores. Os voluntários poderão ter acesso e solicitar a exclusão de seus dados a qualquer momento. O objetivo do estudo é coletar informações para a elaboração da dissertação do mestrado do pesquisador responsável e para a publicação de artigos científicos e/ou trabalhos em congressos. Os participantes poderão ter acesso a esses documentos por intermédio do pesquisador responsável ou por meio de bases de dados digitais que contenham os periódicos escolhidos para a apresentação. Independentemente de se obter os resultados esperados, os dados serão publicados e divulgados, sendo resguardada a identidade dos participantes. Os dados também poderão ser utilizados em análises e pesquisas futuras. Como a musculação atualmente atende a propósitos estéticos, atléticos e de saúde, os participantes da pesquisa e todos os praticantes de treinamento resistidos serão beneficiados por este e qualquer outro estudo que investigue a prescrição de exercícios de força, suas conseqüências e ganhos fisiológicos.

Qualquer dúvida que porventura venha a surgir antes ou durante a pesquisa será esclarecida pelo pesquisador responsável que se coloca a inteira disposição para contato no endereço e números telefônicos supracitados.

Brasília, _____ de _____ de _____.

Pesquisador responsável: Valdinar de Araújo Rocha Júnior

RG.: 1721119

Assinatura: _____

Voluntário: _____

R.G.: _____

Assinatura: _____

ANEXO III – Carta de aprovação do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília – FS/UnB



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

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto: 131/2007

Título do Projeto: “Efeitos da pré-exaustão em variáveis eletromiográficas durante o treinamento resistido”.

Pesquisador Responsável: Valdinar de Araújo Rocha Júnior

Data de Entrada: 22/11/2007.

Com base nas Resoluções 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética da pesquisa em seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 131/2007 com o título: “Efeitos da pré-exaustão em variáveis eletromiográficas durante o treinamento resistido”. Analisado na 11ª Reunião, realizada no dia 11 de dezembro de 2007.

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

Brasília, 21 de dezembro de 2007.

Prof. Volnei Garrafa
Coordenador do CEP-FS/UnB

Campus Universitário Darcy Ribeiro
Faculdade de Ciências da Saúde
Cep: 70.910-900

ANEXO IV – Questionário de Prontidão para Atividade Física (Physical Activity Readiness Questionnaire – PAR-Q)

PAR-Q & VOCÊ

Questionário Sobre Atividade Física

PAR-Q (revisado em 2002) [traduzido do documento original PAR-Q & YOU também anexado neste documento]

(Um questionário para pessoas entre 15 e 69 anos)

Atividade física regular é saudável e divertido, mais e mais pessoas estão se tornando fisicamente ativas todos os dias. Se tornar mais ativo é bastante seguro para a maioria das pessoas. No entanto algumas pessoas devem consultar um médico antes de se tornarem fisicamente mais ativas.

Se você está pensando em se tornar fisicamente mais ativo que você é agora, comece respondendo as sete perguntas na caixa abaixo. Se você tem entre 15 e 69 anos o teste PAR-Q dirá se você deve consultar um médico antes de começar com as novas atividades. Se você tem mais de 69 anos de idade, e não está acostumado a ser fisicamente ativo, consulte seu médico.

Senso comum é o melhor guia para responder estas perguntas. Por favor, leia o questionário com cuidado e responda cada questão honestamente com **SIM** ou **NÃO**.

1. **Algum médico já lhe disse que você sofre de alguma condição cardíaca e que somente deverá realizar atividade física recomendada por um médico?**
2. **Você sente dor no tórax quando realiza alguma atividade física?**
3. **No último mês você teve dor no tórax quando não estava realizando atividade física?**
4. **Você já perdeu o equilíbrio devido a alguma vertigem ou você já perdeu a consciência alguma vez?**
5. **Você tem algum problema ósseo ou articular, que poderia se agravar com alguma mudança em seu ritmo de atividade física? (por exemplo, coluna, joelho ou quadril)**
6. **Você está tomando algum medicamento para a pressão arterial ou para alguma condição cardíaca por recomendação médica?**
7. **Você conhece alguma outra razão para não realizar atividade física?**

Se você respondeu SIM para uma ou mais perguntas

Fale com seu médico por telefone ou pessoalmente antes de começar a realizar atividade física ou antes de fazer uma avaliação física em uma academia. Fale com seu médico sobre o teste PAR-Q e quais questões respondeu SIM.

- Você deve ser capaz de realizar qualquer atividade física que deseje — contanto que comece devagar e melhore gradualmente. Ou você talvez tenha que restringir suas atividades físicas para aquelas que sejam seguras para você. Fale com seu médico a respeito dos tipos de atividade física que você deseja praticar e siga seu conselho.
- Descubra que tipos de programas de exercício são seguros para você.

SUSPENDA SUAS ATIVIDADES FÍSICAS:

- Se você não estiver se sentindo bem devido a alguma doença temporária como resfriado ou febre – espere até se sentir melhor; ou

- Se você estiver ou suspeitar estar grávida – fale com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

Se você respondeu **NÃO** para todas as perguntas

Se você respondeu honestamente não a todas as perguntas do questionário PAR-Q, você pode ficar razoavelmente seguro que você pode:

- Começar a realizar atividades físicas com segurança – começando de vagar e incrementar as atividades gradualmente. Esta é a forma mais simples e segura de seguir.
- Realizar uma avaliação física – Esta é uma forma excelente de determinar seu condicionamento físico atual assim podendo decidir qual a melhor maneira de viver fisicamente ativo. Também é recomendado que você verifique sua pressão sanguínea, se ela estiver alta você deve falar com seu médico antes de iniciar atividades físicas.

ATENÇÃO: Se sua saúde mudar de forma que alguma das respostas as questões do PAR-Q se torne SIM fale com seu professor ou médico a respeito de seu estado de saúde. Pergunte se deve mudar alguma atividade que esteja realizando.

"Eu li, compreendi, e preenchi este questionário. Qualquer dúvida que eu porventura tive me foi esclarecida de forma plenamente satisfatória."

Nome _____

Assinatura _____

Data ____/____/____