

Gisele Freire da Silva

**ANÁLISE DA AMPLITUDE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DAS
PORÇÕES DO MÚSCULO QUADRÍCEPS EM PROTOCOLOS DE TREINAMENTO
COM DIFERENTES DURAÇÕES DAS AÇÕES MUSCULARES**

Belo Horizonte

Escola De Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2016

Gisele Freire da Silva

**ANÁLISE DA AMPLITUDE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DAS
PORÇÕES DO MÚSCULO QUADRÍCEPS EM PROTOCOLOS DE TREINAMENTO
COM DIFERENTES DURAÇÕES DAS AÇÕES MUSCULARES**

Dissertação apresentada ao colegiado de pós-graduação em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Vitor Lima

Área de concentração: Treinamento Esportivo

Belo Horizonte

2016



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG
Escola De Educação Física, Fisioterapia E Terapia Ocupacional
Programa de Pós Graduação em Ciências do Esporte

A Dissertação intitulada “**análise da amplitude do sinal eletromiográfico das porções do músculo quadríceps em protocolos de treinamento com diferentes durações das ações musculares**”, de autoria da mestranda Gisele Freire da Silva, defendida em 3 de novembro de 2016, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Fernando Vitor Lima (Orientador)

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (Banca Examinadora)

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Moacir Marocolo Júnior (Banca Examinadora)

Universidade Federal de Juiz de Fora

Belo Horizonte, 3 de Novembro de 2016

*À minha família e amigos, em
especial à minha mãe Vera e
minha filha Lara, que
juntamente com Deus são
minhas fontes inspiradoras e
reparadoras!*

AGRADECIMENTOS

A palavra que hoje resume o meu estado de espírito é GRATIDÃO!

Foram 2 anos e 3 meses que representaram uma mudança completa em minha vida. Fui abençoada com a concretização de dois sonhos simultaneamente: o mestrado e ser mãe. Muitos duvidaram de minha competência em conseguir cumprir ambas com qualidade as funções e confesso tive medo, mas logo recobri minha consciência espiritual e ouvi Deus falar dentro de mim: “minha filha, Eu te dei estes presentes, então confia, porque te guiarei com o meu amor. Tenha fé e ela será o seu guia. Ao final, desse processo você verá o quanto pode se andar alinhada com as minhas leis e servirá de exemplo para outras pessoas entenderem que os limites são criados pela mente humana, porque o ser divino é ilimitado!”. Então, eu segui exatamente dessa forma e hoje me sinto vitoriosa.

Agradeço a Deus, à minha família, em especial minha mãe e filha que são minhas companheiras diárias. São capazes de me dar força apenas por existirem. Nada que eu fizer para a minha mãe Vera será o suficiente para demonstrar toda a minha gratidão ao zelo, aos cuidados comigo e minha filha Lara.

Aos meus amigos que são muitos, mas nesse momento destaco a Erica e a “Lili”, que em momentos cruciais dividiram “a carga” comigo nesse processo que mudou por completo a minha vida.

Aos meus amigos do Laboratório que me auxiliaram pacientemente em cada etapa desse trabalho, cada um a sua maneira, em especial ao Rodrigo (Cachaça) e ao Lucas.

Ao André Gustavo, que foi mais do que um professor que realizou a análise estatística, foi um grande amigo que permitiu a minha ausência durante 1 mês de sua aula para cumprir o resguardo. Naquele momento a sua confiança foi fundamental por tudo o que eu estava vivendo e não decepcionei, pois conclui a disciplina no mesmo nível da turma.

Por fim, agradeço aos professores Fernando Vitor Lima, meu orientador, pela dedicação na concretização desse trabalho e Mauro Heleno Chagas por todo apoio e auxílio.

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo comparar a amplitude do sinal EMG das porções VM, VL e RF ao longo das repetições equivalentes de cada série de protocolos equiparados com séries múltiplas, duração da repetição semelhante e diferentes durações das ações musculares e realizar essas comparações nas relações de ativação VM/VL, VM/RF e VL/RF. Doze voluntárias do sexo feminino realizaram de forma balanceada três protocolos de treinamento de força no exercício extensor de joelhos com 3 séries de 6 repetições, 180 s de pausa entre séries e intensidade de 50% de 1RM, duração da repetição de 6s, sendo configurada de formas distintas para os 3 protocolos: Protocolo 1- 1s para a ação concêntrica e 5s para a ação excêntrica (1-5); Protocolo 2- 3s de concêntrica e 3s de excêntrica (3:3); e para o Protocolo 3 - 5s de concêntrica e 1s de excêntrica (5:1). Foram registradas as ativações do vasto medial, vasto lateral e reto femoral durante a realização dos protocolos do treinamento de força e a *root mean square* da amplitude do sinal eletromiográfico normalizada (EMG RMS normalizada) foi calculada para cada repetição. Através dos valores obtidos da ativação das porções foram calculadas as relações VM/VL, VM/RF e VL/RF. Os resultados mostraram que as diferentes durações das ações musculares resultaram em alterações da ativação do VM e VL ao longo das repetições equivalentes de cada série, porém de forma semelhante entre os protocolos. Para o RF a alteração na ativação EMG ao longo do protocolo ocorreu de forma diferente para os três protocolos (1:5, 3:3 e 5:1). Os protocolos com diferentes durações das ações musculares adotadas no presente estudo foram capazes de alterar a relação VM/VL e VL/RF apenas entre algumas repetições equivalentes de cada série. Para a relação VM/RF não foram verificadas diferenças significantes. Assim, protocolos com diferentes durações das ações musculares parecem alterar de maneira distinta a ativação ao longo das repetições equivalentes apenas para o RF.

Palavras-chave: Eletromiografia. Quadríceps. Duração da ação muscular. Relação de ativação.

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze the EMG signal of VM, VL, and RF at strength training protocols with multiple series and similar duration of repetitions and different duration of muscle actions. Twelve female volunteers performed three strength training protocols at the knee extension exercise with 3 series of 6 repetitions, 180 seconds between series and 50% of 1RM intensity, 6 seconds duration of repetition being configured in different ways for the 3 protocols: Protocol 1 – 1s of concentric action and 5s of eccentric action (1:5); Protocol 2 – 3s of concentric action and 3s of eccentric action (3:3); Protocol 3 – 5s of concentric action and 1s of eccentric action (5:1). It has been recorded the activation of vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the performance of strength training protocols and the root mean square of the electromyography normalized signal has been calculated for each repetition. It was also analyzed the activation ratios between VM/VL, VM/RF and VL/RF. Results showed that the muscle action durations performed resulted in different activation of VM and VL through the equivalent repetitions of each series, although similarly between protocols. The RF presented a different EMG profile for the three procedures (1:5, 3:3, 5:1). The protocols with different duration of muscle actions adopted in present study were able to change the ratio VM/VL and VL/RF only among some equivalent repetitions of each series. For VM/RF ratio no significant differences were observed. Thus, protocols with different durations of muscular actions seem to alter the EMG in a distinct way along the equivalent repetitions only for RF

Keywords: Electromyography. Quadriceps. Muscle action duration. Activation relation.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- Desenho experimental do protocolo.....	26
FIGURA 2- Desenho experimental do estudo	27
FIGURA 3a- O aparelho extensor de joelhos	29
FIGURA 3b- O potenciômetro fixado no eixo de rotação	29
FIGURA 4- sistema de levante manual ("macaco").....	30
FIGURA 5- Realização da CIVM no aparelho e o registro da EMG	30
FIGURA 6- EMG normalizada (% CVIM) na porção vasto medial	37
FIGURA 7- EMG normalizada (% CVIM) na porção vasto lateral	39
FIGURA 8- EMG normalizada (% CVIM) na porção reto femoral	41
FIGURA 9- Relação da EMG normalizada (% CVIM) das porções VM/VL	43
FIGURA 10- Relação da EMG normalizada (% CVIM) das porções VL/RF	45

LISTA DE TABELAS

TABELA 1- Confiabilidade das medidas de EMG no teste de CIVM	33
TABELA 2- Média e desvio-padrão da EMG normalizada (%CIVM) por repetição do vasto medial	36
TABELA 3- Média e desvio-padrão da EMG normalizada (%CIVM) por repetição do vasto lateral	38
TABELA 4- Média e desvio-padrão da EMG normalizada (%CIVM) por repetição do reto femoral	40
TABELA 5- Média e desvio-padrão da relação da EMG normalizada (%CIVM) VM/VL por repetição	42
TABELA 6- Média e desvio-padrão da relação da EMG normalizada (%CIVM) VL/RF por repetição	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM- Amplitude de movimento

ANOVA - Análise de variância

AP- Aparelho com polias

AST- Area de secção transversa

CCI - Coeficiente de correlação intraclasse

CIVM- Contração isométrica voluntária máxima

DASYLAB - *Dasytech Laboratories*

EMG- Eletromiografia

EPM- Erro padrão da medida

FFT- *Fast Fourier Transform*

iEMG- Integral eletromiográfica

Gmed- Glúteo médio

IC- Isocinético

LAMUSC- Laboratório do treinamento na Musculação

NMR- Número máximo de repetições

PDS- *Power density spectrum*

PL- Peso livre

RF- Reto femoral

RM- Repetições máximas

RMS- *Root mean square*

RMS_{PICO}- *Root mean square pico*

SENIAM - *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SISVAR- Sistema de análise de variância

SNC- Sistema nervoso central

SPSS - *Statistical Package for the Social Sciences*

TB- Tira de borracha

UFMG- Universidade Federal de Minas Gerais

VAM- Valor absoluto médio

VI- Vasto Intermédio

VL- Vasto Lateral

VM- Vasto medial

VML- Vasto medial lateral

VMO- Vasto medial oblíquo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Quadríceps, estrutura e função	11
1.2 A ativação das porções do quadríceps.....	13
1.3 A duração da repetição e as ações musculares.....	16
1.4 As relações de ativação entre as porções	18
1.5 A ativação ao longo dos protocolos.....	20
1.6 Objetivos	24
1.7 Hipóteses	24
2 MATERIAIS E MÉTODOS	26
2.1 Delineamento do estudo.....	26
2.2 Amostra.....	27
2.3 Cuidados éticos	28
2.4 Instrumentos	28
2.5 Procedimentos experimentais	30
2.5.1- seção de coleta 1	31
2.5.2- seção de coleta 2	32
2.5.3- seção de coleta 3 a 5	32
2.6- Análise estatística.....	34
3- RESULTADOS	36
4- DISCUSSÃO	46
4.1- A influência dos protocolos na amplitude do sinal EMG das porções VM, VL e RF ao longo das repetições equivalentes	46
4.2- A influência dos protocolos na relação da amplitude do sinal EMG entre as porções (VM/VL, VM/RF, VL/RF) ao longo das repetições equivalentes	52
4.3- Limitações do estudo	54
5- CONCLUSÃO	55
REFERÊNCIAS	56
ANEXO 1	63

1 INTRODUÇÃO

1.1 Quadríceps, estrutura e função

O músculo quadríceps tem a função primária de extensão do joelho e necessita produzir diferentes magnitudes de força e velocidade para satisfazer a variada demanda imposta, tanto para as atividades da vida diária, quanto para a realização de gestos esportivos como saltar, caminhar, correr, entre outros. Este músculo é composto pelas porções: vasto medial (VM), vasto lateral (VL), reto femoral (RF) e vasto intermédio (VI), que atuam de forma coordenada para gerar o torque de extensão do joelho (WATANABE; AKIMA, 2010; PINCIVERO *et al.*, 2006), sendo que os vastos realizam aproximadamente 80% desse torque e o RF 20% (HOY; ZAJAC; GORDON, 1990). Segundo Blazeovich; Gill; Zhou (2006) a variabilidade da arquitetura muscular entre as porções asseguraria que fosse cumprida essa necessidade de aplicações da força nas diversas situações em que ele possa ser demandado.

A porção RF tem origem na espinha ilíaca antero-inferior e no contorno postero-superior do acetábulo; o VM, na linha intertrocantérica e no lábio medial da linha áspera; o VL, na face anterior do trocanter maior e no lábio lateral da linha áspera; o VI nas faces anterior e lateral do fêmur, sendo que, todos se inserem por um tendão comum, o tendão do quadríceps ou patelar (DANGELO; FATTINI, 2011). O nervo femoral é o responsável por inervar todas as porções do quadríceps.

A arquitetura muscular pode ser entendida como o arranjo das fibras em relação ao eixo de produção de força (LIEBER, 1992), sendo que a mesma engloba o tamanho do músculo, o comprimento e o ângulo das fibras e esses componentes são determinantes da produção de força e desempenho no movimento (BLAZEVOICH; GILL; ZHOU, 2006). De forma geral, músculos maiores tem maior potencial de produção de força devido a maior quantidade de material contrátil. No entanto a expressão dessa força é modulada pelo comprimento e ângulo de inserção da fibra muscular. São descritas três classes gerais de arquitetura muscular: músculos compostos por fibras que se distribuem paralelamente ao eixo de geração de força são descritos como arquitetura paralela ou longitudinal; músculos com fibras orientadas em um único ângulo relativo ao eixo de produção de

força são descritos como unipenados e músculos com fibras orientadas em variados ângulos que são descritos como multipenados (LIEBER; FRIDÉN, 2000).

Músculos com inserção que formam um ângulo em relação ao eixo longitudinal do tendão ou aponeurose (músculos penados) tem maior área de secção transversa fisiológica, o que permite maior geração de força (POWELL *et al.*, 1984). Durante a contração, as fibras dos músculos aumentam progressivamente o ângulo de inserção, encurtando uma distância menor comparado ao tendão, contraindo em menores velocidades de encurtamento e apresentando maiores oportunidades de estarem próximas ao seu comprimento ótimo (MUHL, 1982). Músculos com fibras longas são capazes de contrair produzindo maiores velocidades de encurtamento e força ao longo de maiores amplitudes. Considerando a importância da arquitetura muscular na produção de força, faz sentido existir variação na arquitetura muscular de acordo com a função exercida pelo músculo (LIEBER *et al.*, 1992).

As porções do quadríceps são caracterizadas por maiores ângulos de penação e áreas de secção transversa fisiológica e fibras musculares curtas. Esta configuração é adequada à geração de grandes forças (LIEBER; FRIDÉN, 2000). A porção RF é biarticular, atuando nas articulações do joelho e articulação do quadril, enquanto que os vastos (VM, VL, VI) atuam somente na articulação do joelho (NEUMANN, 2011; DANGELO; FATTINI, 2011). O VM consiste em duas regiões distintas de fibras. As fibras oblíquas mais distais que se aproximam da patela em um ângulo de 50- 55 graus e as fibras longitudinais a 15-18° medialmente ao tendão do quadríceps (LIEB; PERRY, 1968). As fibras oblíquas representam apenas 30% da área de secção transversa do VM (RAIMONDO *et al.*, 1998), no entanto, elas têm papel fundamental na estabilização e alinhamento da patela. O VI é puramente um extensor, a sua linha de tração é paralela ao fêmur (LIEB; PERRY, 1968). O VL tem as fibras proximais que se inserem a 12,5° em relação ao fêmur e outras fibras distais a 32 graus gerando tensão lateral na patela (WEINSTABL *et al.*, 1989). Blazevich; Gill; Zhou (2006) avaliaram a variação inter (entre porções) e intramuscular (dentro da porção) na arquitetura do músculo quadríceps *in vivo* e verificaram que apesar de existir uma razoável similaridade entre as porções superficiais, dentro delas essa similaridade não ocorreu, ou seja, as maiores

diferenças arquitetônicas ocorrem ao longo das porções, o que seria suficiente para justificar alteração na eficiência da transmissão da força inter e intramuscular.

Portanto, estas porções apresentam algumas características arquitetônicas diferentes, mas atuam em conjunto para produzir um resultado final de força e velocidade no movimento de extensão de joelhos. Elas têm origens diferentes, mas compartilham da mesma inserção. Deve ser considerado que esta articulação apresenta poucos graus de liberdade e a sua extensão será realizada no plano sagital e eixo laterolateral com limitada possibilidade de variações na trajetória dos segmentos corporais, especialmente quando o membro inferior estiver posicionado no equipamento extensor de joelhos, comum no treinamento na musculação.

1.2 A ativação das porções do quadríceps

A Eletromiografia de superfície (EMG) é uma técnica que permite capturar por meio de eletrodos colocados sobre a pele a soma das contribuições elétricas feitas pelas unidades motoras ativas. As informações extraídas são consideradas gerais e não de unidades isoladas (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004).

O processamento do sinal no domínio do tempo permite avaliar como a amplitude varia ao longo do tempo. A amplitude quantifica a intensidade do sinal EMG fornecendo indicativo de ativação muscular e pode ser expressa entre outras pela raiz quadrada média do sinal (RMS) (DE LUCA, 1997; FARINA *et al.*, 2010).

Pode ser considerado que com o aumento da força realizada ocorra também um aumento da amplitude do sinal EMG (DE LUCA, 1997), sendo essa uma relação direta, mas não linear; além disto, pode ser sugerido que as diferentes arquiteturas musculares das porções do quadríceps podem influenciar de maneiras distintas a resposta EMG (PINCIVERO *et al.*, 2000; EARP *et al.*, 2015; WILLAN; RANSOME; MAHON, 2002). Watanabe e Akima (2010) sugerem que estas variações podem ser atribuídas a algumas diferenças nas funções exercidas pelas porções, resultando em diferentes níveis de ativação neuromuscular durante tarefas de produção de força. Os padrões de coordenação seriam regulados pelo SNC (Sistema nervoso central) de forma a minimizar a fadiga e realizar uma determinada tarefa de forma eficiente (GANDEVIA, 2001). O entendimento de como o SNC coordena as

diferentes porções dentro do quadríceps femoral como uma unidade para modular o torque articular será de grande importância para as pesquisas de controle motor (WATANABE e AKIMA, 2010; AKIMA *et al.*, 2004).

Estudos agudos registrando a EMG das porções do quadríceps em indivíduos saudáveis durante a extensão do joelho vêm apresentando resultados contraditórios. Pincivero *et al.* (2006) avaliaram a atividade EMG das porções do quadríceps em 1 série com o número máximo de repetições (NMR) do exercício extensão de joelhos à 50% de 1RM, sendo que os voluntários foram orientados a realizar as ações concêntrica e excêntrica de forma controlada e com uma ação isométrica de 2 segundos ao final da ação concêntrica. Estes autores verificaram que durante a ação concêntrica, as porções aumentaram a ativação ao longo do tempo, entretanto, não houve diferença entre elas; na ação isométrica a ativação de manteve constante, mas a ativação do VL esteve maior do que VM e RF; e na ação excêntrica a ativação das porções reduziu, sendo que, a ativação do VL também se manteve maior comparada com as outras porções. Utilizando somente ação isométrica, Watanabe; Akima (2010) investigaram a realização do mesmo exercício na mesma intensidade até a fadiga e verificaram uma resposta EMG semelhante à ação concêntrica do estudo de Pincivero *et al.* (2006) entre as porções do quadríceps. Rabita; Pérot; Lenseil-Corbeil (2000) em um estudo de 4 semanas investigaram o impacto do treinamento isométrico na atividade EMG das porções superficiais do quadríceps individualmente e também a soma delas. Estes autores verificaram um aumento na ativação apenas do RF comparado com o grupo controle. Os autores afirmam que apesar de não ter ocorrido mudança na ativação total do quadríceps, as porções podem ter sido afetadas diferentemente pelo período de treinamento e que nesse estudo o RF teve maior capacidade de adaptação em curto espaço de tempo do que as outras porções. Os autores afirmam que as diferentes porções do quadríceps respondem diferentemente ao exercício e que isso se justificaria pela complexidade e diversidade da composição arquitetônica de suas porções. Sendo assim, pode ser sugerido que estas porções podem cooperar de diferentes maneiras para produzir a tarefa de extensão do joelho.

Considerando situações de patologias na articulação patelofemoral, pode ser verificado um desequilíbrio na ativação de uma dessas porções (COQUEIRO *et al.*,

2005), como por exemplo o desalinhamento patelar oriundo de disfunção envolvendo o vasto medial oblíquo (VMO) em relação ao VL. Entre as diferentes metodologias que vem sendo utilizadas para investigar estas respostas na ativação destas porções, vários autores propõem variações de exercícios envolvendo a extensão de joelhos na tentativa de verificar uma maior ativação seletiva do VMO; no entanto existem controvérsias quanto a essa possibilidade (EARLY *et al.*, 2001; HANTEN; SCHULTHIES, 1990; POWERS, 1998). Os autores, Ng; Zhang; Li (2008) verificaram que realização de exercício com biofeedback foi capaz de otimizar a ativação do VMO em relação ao VL após 8 semanas de treino, resultado este que não ocorreu quando o exercício era realizado sem o biofeedback. Entretanto, outros estudos tem demonstrado que o fortalecimento do quadríceps pode resultar no fortalecimento do VMO em níveis suficientes para a estabilização e alinhamento adequados da patela (CERNY, 1995; GRABINER *et al.*, 1993). Sendo assim, compreender como se comportam as porções superficiais do quadríceps em diferentes protocolos de treinamento de força será importante podendo auxiliar tanto para as atividades da vida diária (AVD) como para o desempenho esportivo.

O impacto da combinação de movimentos sobre a ativação das porções do quadríceps pode apresentar resultados contraditórios. Investigando as ativações do VMO, VL e glúteo médio (Gmed), Hertel *et al.* (2004) compararam a influência da combinação dos movimentos de extensão de joelhos com adução do quadril com a extensão de joelhos isoladamente. Foram realizadas três tentativas de 5s para cada um dos exercícios. Os resultados apontaram um comportamento semelhante do VMO e VL, sendo que eles foram mais ativados na situação em que foi realizada apenas a extensão de joelhos, sem combinação de movimentos. Não houve diferença na ativação do Gmed entre os exercícios. Karst *et al.* (1993), por sua vez, compararam as ativações do VM, VL e RF entre os exercícios extensão de joelhos, flexão do quadril com joelho estendido, flexão do quadril com joelho estendido combinados com a rotação lateral do quadril e flexão do quadril com joelho estendido combinados com a adução isométrica do quadril. O estudo mostrou que o VM e o VL apresentaram ativação semelhante entre os exercícios, diferentemente do RF. No entanto, a diversidade metodológica dificulta comparações.

Essa resposta variada da atividade EMG verificada nos estudos que investigaram diferentes combinações de movimentos vem sendo verificada também com a manipulação de outras variáveis. O estudo de Pincivero *et al.* (2000) comparou a ativação do VM, VL e RF em diferentes percentuais de intensidade (10 a 90% da CIVM) e verificou um aumento da resposta EMG de forma não paralela com o aumento da intensidade e um aumento da EMG diferente entre as porções; nas intensidades intermediárias o VL foi mais ativado que o VM e o RF. Porém, Bilodeau *et al.* (2003) não encontraram diferenças nos níveis de ativação das três porções para todos os níveis de intensidade do exercício, também em ações isométricas. No entanto, os diferentes protocolos adotados nos estudos limita as possibilidades de comparação entre eles.

1.3 A duração da repetição e ações musculares

Na elaboração de programas de treinamento de força na musculação, a manipulação de diferentes variáveis como o número de séries, repetições, pausa, peso, duração da repetição, entre outras, podem influenciar as características do programa e conseqüentemente as possíveis respostas ao treinamento (CHAGAS; LIMA, 2015; CREWETHER; CRONIN; KEOGH, 2005). Sendo assim, estudos buscam investigar o impacto da manipulação dessas variáveis em diversas respostas fisiológicas como, por exemplo, a ativação muscular, através do registro da atividade eletromiográfica (EMG) no músculo quadríceps (AHTIAINEN; HIKKINEN, 2009; ALKNER *et al.*, 2000; PINCIVERO *et al.*, 2006; PINCIVERO; COELHO, 2000).

Apesar das possibilidades da duração da repetição influenciar as adaptações ao treinamento (MORISSEY *et al.*, 1998; TANIMOTO; ISHII, 2006), mais estudos são necessários visando a resposta EMG das diferentes porções do quadríceps ao longo da realização de protocolos de treinamento com diferentes durações das ações musculares. A duração da repetição é entendida no presente estudo como o tempo gasto para realização das ações musculares concêntrica (CON) e excêntrica (EXC) durante uma repetição. Desta forma, os protocolos de treinamento de força podem apresentar uma mesma duração da repetição, mas diferentes combinações das durações das ações musculares. Evidenciando a relevância desse aspecto

metodológico na comparação entre protocolos de treinamento, estudos têm verificado a resposta EMG comparando diferentes durações da repetição (LACERDA *et al.*, 2015; MARTINS-COSTA *et al.*, 2016, TANIMOTO; ISHII, 2006; WATANABE *et al.*, 2013; BURD *et al.*, 2012) e assim como outras respostas, por exemplo, o aumento da massa muscular em protocolos com diferentes durações das ações musculares, considerando uma mesma duração da repetição (GILLIES *et al.*, 2006).

Alguns estudos vêm utilizando protocolos com diferentes durações da repetição e semelhante duração das ações musculares, resultando em diferentes tempo sob tensão para cada protocolo (WATANABE *et al.*, 2013; BURD *et al.*, 2012). Entendendo que o tempo sob tensão total pode provocar diferentes respostas (SAKAMOTO; SINCLAIR, 2006; TANIMOTO; ISHII, 2006; MARTINS-COSTA, 2016), seria importante compreender como ocorreria a ativação muscular em protocolos com a mesma duração total da repetição, variando apenas a duração das ações musculares CON e EXC e mantendo as outras variáveis equiparadas.

Os resultados de Pincivero *et al.* (2006) apontaram uma redução da velocidade angular na ação concêntrica ou seja, os voluntários não conseguiram manter a duração da repetição até o final da série. Neste estudo a duração da repetição não foi pré-determinada, mas foi monitorada ao longo do protocolo. Considerando que diferentes durações podem resultar em diferentes ativações musculares, a pré-determinação desta variável permitirá um melhor entendimento da resposta ao estímulo do protocolo. Matheson *et al.* (2001) analisaram a resposta eletromiográfica em indivíduos saudáveis realizando exercícios de extensão de joelhos que tiveram suas velocidades determinadas [peso livre (PL) – 60°/s; tira de borracha (TB) – 60°/s e 180°/s; isocinético (IC) – 60°/s, 180°/s e 300°/s para o exercício com velocidade livre [aparelho com polias (AP)]. Seus resultados mostraram que para o IC diferentes velocidades foram capazes de alterar a ativação das porções. Na velocidade de 60°/s o RF foi mais ativado do que VL e VMO, a 180°/s não houve diferença entre as porções e a 300°/s o VL e o VMO ativaram mais do que o RF. Enquanto que no exercício AP não houve diferença entre a ativação das porções para as duas situações realizadas, com maior e menor amplitude.

Ribeiro *et al.* (2005) compararam a ativação do vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial lateral (VML), VL e RF durante a extensão de joelhos realizada com um tubo elástico em duas condições: fixação paralela e oblíqua em duas velocidades distintas 120°/s e 60°/s. Em ambas as situações uma das extremidades do tubo elástico foi fixado no tornozelo, enquanto que a outra extremidade na situação paralela foi fixada com a tração do tubo paralela à coxa e na situação oblíqua essa outra extremidade da fixação foi oblíqua em relação à coxa. Verificou-se que na fixação oblíqua não ocorreu diferença na ativação entre as porções para as diferentes velocidades, porém para a fixação paralela houve maior ativação para todas as porções na maior velocidade, entretanto não houve diferença entre as porções. Dessa forma, os autores concluíram que, quando a demanda aumenta sobre o quadríceps ela é dividida entre as porções, subentendendo que as porções atuam de forma sinérgica. O quadríceps atua como um complexo muscular e que a duração da repetição exerce influência nesse processo. Hatzel *et al.* (2012), usando o valor de pico da atividade eletromiográfica (RMS_{PICO}), investigaram alterações agudas das ativações do VM, VL, RF e bíceps femoral (BF) durante a extensão de joelhos em três velocidades diferentes; 15°/s (6/6s), 30°/s (3/3s) e 60°/s (1,5/1,5s) e equiparam as demais variáveis. Esses autores registraram maior ativação das porções do quadríceps a 60°/s comparado com 15°/s durante a ação excêntrica, sendo que na ação concêntrica não houve diferença entre as velocidades. Os resultados sugerem a influência da duração da repetição, assim como a diferença nas respostas de acordo com a ação muscular.

1.4 As relações de ativação entre as porções

As diferentes ativações das porções do quadríceps durante uma determinada tarefa podem também ser expressas numericamente através das suas relações em pares (VM/VL, VM/RF, VL/RF). A análise destas relações pode auxiliar a compreender qual a contribuição relativa de cada uma comparada às outras, permitindo verificar como as estratégias adotadas pelo SNC podem ser alteradas na atuação sinérgica para a realização do torque de extensão de joelhos em diferentes

condições de manipulação das variáveis dos protocolos de treinamento, como por exemplo, diferentes durações das ações musculares.

Diferentes estudos vêm sendo realizados investigando a relação de ativações entre o vasto medial e o vasto lateral (VM/VL) (WONG; NG, 2010; NG; ZANG; LING, 2008; CERNY, 1995; KARST; JEWETT, 1993; MATHESON *et al.*, 2001; SOUZA; GROSS, 1991; HERTEL *et al.*, 2004), analisando também situações relacionadas a Síndrome da dor patelo femoral (SDPF), onde pode ser verificado uma relação inadequada na ativação de uma dessas porções (COQUEIRO *et al.*, 2005), resultando no desalinhamento patelar. Tem sido sugerido que alterações nessa relação predis põem ao surgimento da síndrome, onde indivíduos que apresentam a síndrome têm uma relação VMO/VL menor do que indivíduos saudáveis (POWERS, 2000; SOUZA; GROSS, 1991).

Alguns estudos vêm se ocupando de investigar as relações de ativação entre as porções, sendo que alguns utilizaram protocolos com diferentes durações das repetições. O estudo de Matheson *et al.* (2001) mostrou que a relação de ativação VM/VL foi maior para exercício extensor de joelhos realizado em equipamento com polias com menor ADM comparado exercícios realizados com tiras de borracha e equipamento isocinético, não havendo diferença entre estes dois últimos. A relação VM/VL obtida no exercício com as tiras de borracha na velocidade de 180°/s foi maior comparada com 60°/s. Os resultados sugerem a influência da velocidade na relação entre o VM/VL, assim como da ADM. Sczepanski *et al.* (1991) também verificaram em exercícios de extensão de joelhos no aparelho isocinético a influência da velocidade na relação VMO/VL em indivíduos saudáveis. Na concêntrica a 120°/s os valores foram maiores do que os valores da relação à 60°/s. Yoo (2015) comparou o impacto de três diferentes velocidades na relação de ativação VMO/VL para o exercício agachamento em indivíduos saudáveis. O protocolo 1 foi com a velocidade usualmente utilizada pelos voluntários, o protocolo 2 com a velocidade 50-70% menor do que no protocolo 1 e o protocolo 3 com a velocidade super lenta (super-slow). Estes autores verificaram que o protocolo 2 gerou o maior valor da relação de ativação entre o VMO e o VL, diferentemente dos estudos anteriores, que mostraram que maiores velocidades provocariam maiores valores de relação de ativação. Dessa forma, observa-se pelos resultados dos presentes estudos que

diferentes durações da repetição podem alterar a relação de ativação entre as porções.

Em um estudo crônico Wong e Ng (2010) demonstraram um maior aumento na amplitude do sinal EMG do VMO em relação ao VL, tanto em um protocolo de baixa intensidade e alto volume como em outro de alta intensidade e baixo volume após 8 semanas de treinamento em indivíduos saudáveis, não sendo verificada diferença entre os dois protocolos. Além disso, a ativação do VM iniciou antes da ativação do VL após o período de treinamento, fato este que não ocorreu no pré-teste. Os achados sugerem que o controle neuromuscular do VMO e VL pode ser alterado por um treinamento de força praticado regularmente, entretanto, apesar de comparar dois protocolos distintos a duração das ações musculares dos mesmos não foi controlada, inviabilizando a discussão dos resultados sob essa perspectiva.

1.5 A ativação da musculatura em cada repetição

Dos estudos citados, vários realizaram protocolos isométricos (HANTEN; SCHULTHIES, 1990; HERTEL *et al.*, 2004; WATANABE; AKIMA, 2010; RABITA; PÉROT; LENSEL-CORBEIL, 2000), outros com protocolos dinâmicos, sendo que, entre estes alguns com séries únicas (PINCIVERO *et al.* 2006; YOO, 2015) e outros reportando o resultado do registro EMG através da média das séries (LACERDA *et al.*, 2015; MARTINS-COSTA *et al.*, 2016) ou do protocolo (EARLY *et al.*, 2001; WONG; NG, 2010). Considerando que as repetições realizadas no decorrer de uma série podem estar sujeitas a interferências mútuas com as séries anteriores e subsequentes, pode ser sugerida uma outra possibilidade de análise da resposta EMG. Neste caso, as comparações seriam realizadas em repetições equiparadas das séries, o que permitiria uma compreensão mais detalhada do comportamento dos músculos ativados à medida que o protocolo vai sendo realizado.

O estudo de Walker *et al.* (2012) exemplifica a diferença de detalhamento fornecido pela análise pela média das séries e por repetições. Foram comparados dois protocolos: o primeiro era composto de quinze séries de 1RM (repetição máxima) com três minutos de pausa entre cada série e o segundo protocolo era composto de cinco séries de 10RM com dois minutos de pausa entre as séries. A

resposta EMG do VM e VL foi registrada como a média da ativação das duas porções (VM e VL). Os dados foram apresentados comparando entre séries para ambos os protocolos e entre repetições 2, 5 e 8 apenas para o segundo, visto que o primeiro protocolo era composto de apenas 1 repetição por série. Na comparação de séries foi observado que a resposta EMG para o primeiro protocolo teve um aumento da primeira para a terceira série e uma queda até a décima quinta série, enquanto que no segundo houve um aumento da resposta EMG ao longo das séries. Na comparação entre repetições realizada para o segundo protocolo observou-se que a resposta EMG da oitava repetição foi maior do que a segunda nas três séries reportadas, adicionalmente na última série a quinta repetição também teve maior ativação do que a segunda. Dessa forma, observa-se que as duas análises trazem níveis de detalhamento distintos sobre as respostas EMG durante execução de protocolos de treinamento de força.

Outros estudos realizaram uma análise da resposta EMG com maior detalhamento do protocolo. Pincivero *et al.* (2006) avaliaram a resposta EMG das porções do quadríceps ao longo de uma série de extensão de joelhos, com uma ação isométrica entre as ações concêntrica e excêntrica até a fadiga. Os autores verificaram que as diferentes porções do quadríceps tiveram aumento da resposta EMG entre 10 e 20%, 20 e 30% e 40 a 50% da duração total da série. Pelo fato do protocolo ser até a fadiga, os autores reportaram o resultado pelo percentual do tempo total ao invés de número de repetições, uma vez que esse número variou entre os voluntários. Porém, uma limitação a ser considerada é que para um mesmo valor percentual da duração do protocolo, os voluntários realizarem números diferentes de repetições.

Sundstrup *et al.* (2012) compararam dois protocolos com diferentes características: em um deles as voluntárias não treinadas realizaram o exercício de elevação lateral do ombro com o tubo elástico até a falha muscular momentânea (NMR ~15RM) com baixa resistência do material elástico e no outro, alta resistência e poucas repetições (3RM). Após a metade da série realizada do protocolo de baixa resistência, a ativação registrada foi maior do que 3RM, sendo que o protocolo de 3 RM atingiu ativação acima de 60% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). No protocolo de baixa resistência a resposta EMG foi aumentando

gradativamente ao longo da série e atingia o platô em torno de 10 a 12 repetições de 15, enquanto que no protocolo de alta resistência essa resposta era constante ao longo da série. Esse resultado demonstra que pode não ser necessário atingir a fadiga para recrutar todas as unidades motoras disponíveis para a tarefa em mulheres não treinadas e que a duração do estímulo exerce influência na resposta EMG. Apesar deste estudo não ter analisado as porções do quadríceps, seus resultados apontam as diferenças ao longo do protocolo, auxiliando a compreensão da resposta EMG à medida que as repetições são realizadas.

Ahtiainen e Häkkinen (2009) registraram a ativação das porções do quadríceps em quatro séries de doze repetições para atletas e não atletas de força em duas situações distintas: com repetições máximas e com repetições forçadas. Na situação de repetições máximas houve um aumento gradativo na resposta EMG ao longo das repetições para atletas e não atletas, enquanto que para as repetições forçadas a resposta EMG de não atletas foi aumentando gradativamente até 120% ao longo das doze repetições. No entanto os atletas atingiram a mesma ativação máxima para aquela atividade até a sexta repetição e depois houve redução da ativação até a última repetição. Os autores sugeriram que esse resultado pode ser devido ao fato de não atletas não conseguirem ativar a musculatura a ponto de atingir o mesmo nível de fadiga que os atletas. Estes autores registraram a ativação das porções do quadríceps ao longo das doze repetições e apresentaram a média deste registro para as 4 séries. Isso permitiu obter informação detalhada sobre o comportamento da resposta EMG ao longo de 12 repetições, mas nessa forma de análise não se verifica o impacto da realização de uma série na subsequente.

Watanabe *et al.* (2013) analisaram a resposta EMG ao longo das repetições em dois protocolos com diferentes durações das repetições, 6s e 2s, ao longo de 12 semanas. Na sexta semana foi verificado que o registro EMG do VL no protocolo com menor duração foi de característica intermitente, enquanto que o outro protocolo apresentou um sinal com característica contínua e que adicionalmente o protocolo 6s apresentou maior resposta EMG após a última repetição da terceira série comparado com a primeira, o que não ocorreu com o protocolo 2s. Já Burd *et al.* (2012) utilizando o exercício extensor de joelhos comparou agudamente protocolos com três segundos de ação concêntrica e a mesma duração para a

excêntrica (3:3) com outro de durações de um segundo para cada ação muscular (1:1), na intensidade de 30% de 1RM, 3 séries e 2 minutos de pausa entre as séries. Todas as porções superficiais do quadríceps foram analisadas e tiveram resposta EMG semelhante. Entretanto, foram reportados apenas os resultados do VL. Verificou-se que na ação concêntrica para o protocolo 3:3 houve aumento da resposta EMG ao longo da primeira série que se estabilizou à partir de 60% do tempo de execução da série, enquanto que na segunda e terceira séries essa estabilização ocorreu à partir de 50% do tempo de execução da série. No protocolo com menor duração (1:1) houve um aumento da resposta EMG ao longo da primeira e segunda série e se estabilizou a partir de 50% do tempo. Na terceira série isso ocorreu a partir de 60%. Comparando os dois protocolos, a primeira série 3:3 entre 90 e 100% do tempo de execução registrou-se maior ativação do que no protocolo 1:1. Na segunda série foi maior a partir de 80% do tempo e na terceira série foi maior durante toda a duração da série. Este resultado sugere que diferentes durações da repetição apresentam resultados diversos ao longo do tempo total de realização de uma série de repetições no exercício na musculação.

Os estudos citados apresentam um detalhamento das respostas EMG ao longo das repetições dos protocolos, entretanto, alguns realizaram séries únicas, o que inviabiliza a comparação entre repetições equivalentes das séries. Estas condições apontam para uma análise mais detalhada das repetições em séries múltiplas, uma vez que a ativação muscular em uma série influencia a série seguinte. Levando em consideração que na realização da segunda e terceira parte desse protocolo a ativação muscular sofrerá interferência da série anterior: a primeira repetição da terceira série não acontecerá em condição semelhante a primeira da segunda série e primeira e assim por diante.

Portanto, analisar as respostas a cada repetição equivalente em cada série permitirá aumentar a compreensão de como estas porções que apresentam algumas características arquitetônicas diferentes, mas atuam em conjunto para produzir um determinado resultado final de força e velocidade no movimento de extensão de joelhos, se comportam diante da execução de protocolos com semelhante duração da repetição e diferentes durações das ações musculares.

Deve ser apontado que esta articulação apresenta poucos graus de liberdade e a sua extensão será realizada com limitada possibilidade de variações na trajetória dos segmentos corporais, especialmente em condições onde o membro inferior estiver posicionado no equipamento extensor de joelhos, comum no treinamento na musculação e adicionalmente as porções apresentam a mesma inserção.

Considerando que a extensão de joelhos é resultado da ação combinada das porções, as suas diferentes ativações durante uma determinada tarefa podem também ser expressas numericamente através das suas relações em pares (VM/VL, VM/RF, VL/RF). A análise destas relações pode auxiliar a compreender qual a contribuição relativa de cada uma comparada às outras, permitindo verificar como as estratégias adotadas pelo SNC podem ser alteradas na atuação sinérgica para a realização do torque de extensão de joelhos em diferentes condições de manipulação das variáveis dos protocolos de treinamento, como por exemplo, diferentes durações das ações musculares.

1.6 Objetivos

- 1- Comparar a amplitude do sinal EMG das porções VM, VL e RF em repetições equivalentes em protocolos equiparados e com diferentes durações das ações musculares.
- 2- Comparar as relações de ativação VM/VL, VM/RF e VL/RF em repetições equivalentes em protocolos equiparados e com diferentes durações das ações musculares.

1.7 Hipóteses

H₁- A amplitude do sinal EMG das porções VM, VL e RF aumentará em cada repetição comparando as repetições equivalentes de cada série e será diferente entre os protocolos;

H₂- A relação entre as amplitudes do sinal EMG do VM, VL e RF será diferente em cada repetição comparando as repetições equivalentes de cada série e será diferente entre os protocolos;

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento do estudo

No presente estudo, foi utilizado um delineamento experimental de medidas repetidas (PORTNEY; WATKINS, 2008). Foi utilizado o exercício extensor de joelhos sentado para realização dos testes e protocolos de treinamento. Todas as coletas foram realizadas no Laboratório do Treinamento na musculação (LAMUSC), sendo que as voluntárias compareceram durante 5 dias ao laboratório separados por um mínimo de 48 horas e um máximo de 96 horas. Todas as coletas foram realizadas no mesmo horário.

Nas sessões de coleta 1 e 2, cada voluntária realizou o teste de uma repetição máxima (1RM) e a familiarização com os protocolos de treinamento. Durante as sessões de coleta 3 a 5, as voluntárias realizaram o teste de CIVM nos ângulos de 30°, 50°, 70° e 90° e, de forma balanceada, um dos protocolos de treinamento constituído de 3 séries de 6 repetições com um total de 18 repetições a 50% de 1RM com uma pausa de 180s entre séries, duração da repetição de 6s, sendo configurada de formas distintas para os 3 protocolos: Protocolo1- 1s para a ação concêntrica e 5s para a ação excêntrica (1:5); Protocolo2- 3s de concêntrica e 3s de excêntrica (3:3); e para o Protocolo 3- 5s de concêntrica e 1s de excêntrica (5:1). As comparações foram feitas entre as repetições equivalentes de cada série: a primeira repetição de cada série (repetição 1, 7, 13), a segunda repetição de cada série (repetição 2, 8, 14) e assim sucessivamente até a sexta. Adicionalmente foi comparada a primeira com a última repetição de cada série. O desenho experimental do protocolo pode ser visualizado na FIG. 1 e o do estudo na FIG.2.

FIGURA 1 – Desenho experimental do Protocolo

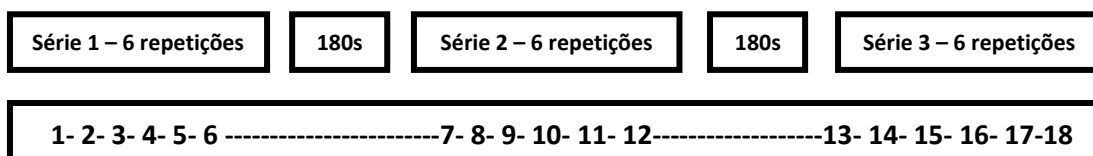
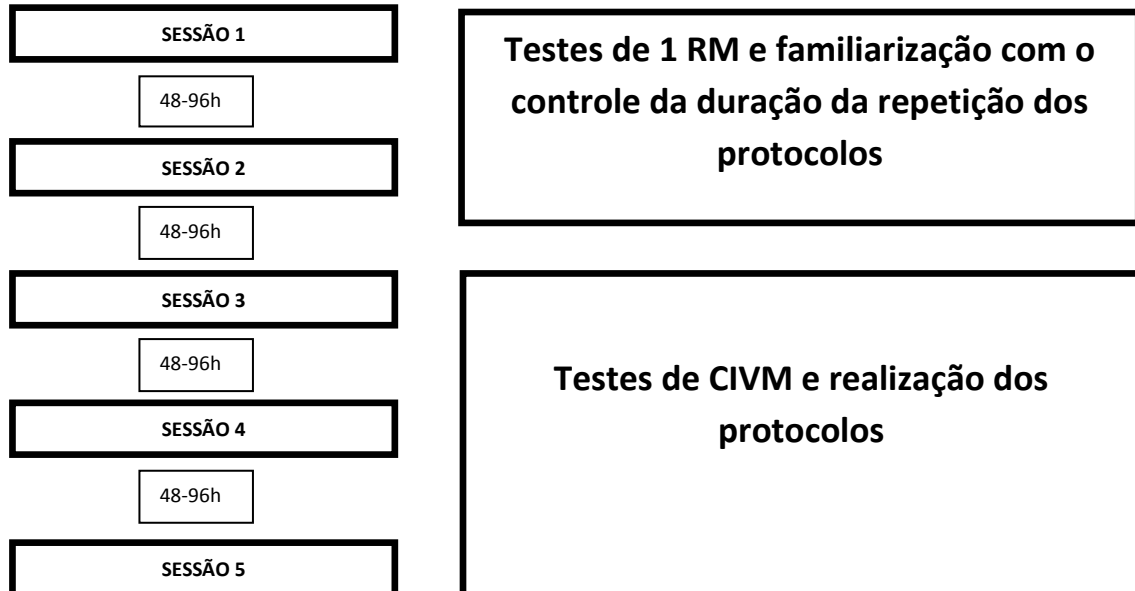


FIGURA 2 – Desenho experimental do estudo



2.2 Amostra

Este experimento inicial foi realizado com uma amostra de 12 voluntárias do sexo feminino (média \pm DP: idade = $21,4 \pm 3,6$ anos; massa corporal = $55,9 \pm 7,3$ kg; estatura = $1,62 \pm 0,07$ metros; percentual de gordura = $23,3 \pm 3,6\%$), que atenderam aos seguintes critérios: 1) Terem idade entre 18 e 30 anos; 2) ausência de lesões músculo-esqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, coluna e pelve. 3) tempo de treinamento mínimo de 6 meses (tempo médio de treinamento de $30,5 \pm 27,9$ meses). 4) Todas concordaram em participar voluntariamente do estudo, leram e assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (ANEXO 1). Essas voluntárias foram recrutadas verbalmente por meio de contato direto do pesquisador. Todas foram orientadas a não realizarem atividades físicas no dia da coleta e solicitou-se que não realizassem treinamentos com o membro inferior 24h antes de qualquer sessão de coleta.

Os critérios de exclusão dos indivíduos foram: 1) por livre e espontânea vontade da voluntária; 2) não comparecer aos locais de coleta no dia e hora

programados sucessivamente; 3) apresentar algum tipo de enfermidade e/ou patologia que comprometa a coleta dos dados; 4) fazer uso de medicamentos ou suplementos durante o período de coleta.

A coleta de dados seria interrompida na presença de qualquer um dos sintomas abaixo mencionado, seguindo a orientação do ACSM (2000): início da angina ou sintomas semelhantes a angina; qualquer dor torácica que esteja aumentando; incapacidade da frequência cardíaca de aumentar com o exercício; manifestações físicas ou verbais de fadiga grave; perda da qualidade do movimento; o indivíduo pedir para parar; falha do equipamento de teste.

O poder e o tamanho do efeito foram calculados *a posteriori* e foram reportados onde houver diferença significativa para a variável utilizada, EMG ($p < 0.05$).

2.3 Cuidados éticos

Este estudo respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde (Resolução 466/2012) envolvendo pesquisas com seres humanos e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (COEP-30594714.0.1001). Antes de iniciarem a participação, as voluntárias receberam todas as informações quanto aos objetivos, ao processo metodológico do projeto, bem como os possíveis riscos e benefícios de participação no estudo. As voluntárias assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e estavam cientes de que a qualquer momento poderiam deixar de participar da pesquisa. Foram tomadas precauções no intuito de preservar a privacidade das voluntárias, sendo que a saúde e o bem estar destas estariam acima de qualquer outro interesse.

2.4 Instrumentos

Os testes e o treinamento foram realizados em um aparelho banco extensor de joelhos da marca @Master Equipamentos que foi adaptado para permitir a realização do estudo. O aparelho do presente estudo foi ajustado para manter um ângulo entre o encosto e o banco de 110°. Um cinto colocado próximo à crista ilíaca

ajudou as voluntárias a minimizarem os efeitos de movimentos compensatórios no quadril. O aparelho apresenta ajuste no banco para permitir um deslocamento da voluntária para frente ou para trás e com isto permitir um alinhamento do eixo de rotação dos joelhos com o eixo de rotação do aparelho. Além disto, possui ajustes no ponto de contato distal da perna, de forma a permitir que este ponto fique próximo a região do tornozelo. Fixo ao eixo de rotação do aparelho, existe um potenciômetro linear de 10 k Ω , com erro de linearidade de 2%, faixa de tensão de +10V a -10V, para permitir a mensuração dos ângulos no aparelho. O aparelho extensor de joelhos e o potenciômetro fixo no eixo de rotação podem ser visualizados na FIG 3a e 3b respectivamente.

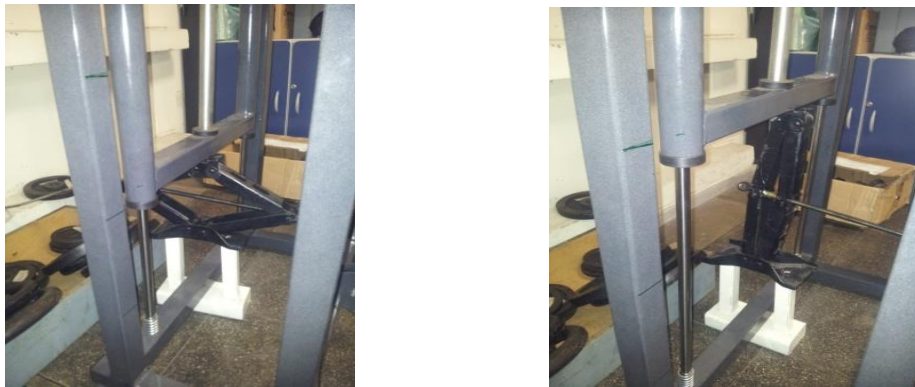
FIGURA 3 – Aparelho extensor de joelhos adaptado (a) e potenciômetro fixo no eixo de rotação (b)



Fonte: Arquivo do LAMUSC.

Para a realização das CIVMs em cada ângulo articular foi utilizado um sistema de levante manual ("macaco") que permita elevar o suporte com pesos até a altura que corresponda ao ângulo desejado no aparelho (FIG. 4). Cada ângulo foi determinado pelo potenciômetro fixado no eixo do aparelho.

FIGURA 4– Sistema de levante manual “macaco”



Fonte: Arquivo do LAMUSC

FIGURA 5 – Realização da CIVM no aparelho no ângulo de 70° e o registro da EMG



Fonte: Arquivo do LAMUSC

2.5 Procedimentos experimentais

2.5.1 Seção de coleta 1

Na sessão de coleta 1, todas as voluntárias receberam as informações sobre o estudo e deram seu consentimento por escrito, sendo em seguida caracterizadas com relação a sua massa corporal, percentual de gordura e estatura. A massa corporal foi obtida por meio de uma balança digital (FILIZOLA, Brasil) com precisão de 0,1 kg, enquanto a estatura foi registrada pelo estadiômetro acoplado, com precisão de 0,5cm (FILIZOLA, Brasil). O cálculo do percentual de gordura foi realizado de acordo com o protocolo utilizado por Jackson e Pollock (1978).

Em seguida, as voluntárias foram posicionadas no banco extensor de joelhos de forma a manter o quadril (ângulo entre uma linha que vai do epicôndilo lateral do fêmur e trocânter maior do fêmur e uma linha que conecta o ponto médio estimado da crista ilíaca até o tubérculo maior do úmero) com um ângulo de 110°, o epicôndilo lateral do fêmur alinhado com o potenciômetro colocado no eixo de rotação do aparelho e o suporte distal do aparelho 3 cm acima do maléolo medial (ULLRICH *et al.*, 2009). Foram registrados todos os ajustes necessários para que este posicionamento fosse replicado em todas as sessões de coleta posteriores.

O teste de 1 RM seguiu as seguintes orientações (DINIZ *et al.*, 2014): número máximo de seis tentativas; pausa de cinco minutos; progressão gradual do peso mediante percepção das voluntárias e dos avaliadores. O peso no aparelho foi progressivamente aumentado até que não seja possível alcançar 30° de flexão de joelhos (0° = joelho estendido) na ação CON. Desta forma, o valor de 1RM correspondeu ao peso levantado na tentativa anterior. Cada tentativa no teste de 1RM seguiu a mesma sequência: após o posicionamento da voluntária no equipamento conforme a padronização individual, a voluntária realizou uma ação CON até alcançar no mínimo 30° de flexão de joelhos e, em seguida, realizar uma ação EXC até a ADM inicial. Foram necessárias em média 3,5 ($\pm 1,7$) tentativas para se encontrar o 1RM. As voluntárias alcançaram um desempenho médio de 37,7 ($\pm 13,3$) kg neste teste inicial. Após 10 min do teste de 1RM, as voluntárias foram familiarizadas com o controle da duração das ações musculares realizando uma série de 6 repetições no equipamento extensor de joelhos sem peso adicional, em cada uma das durações da repetição dos 3 protocolos (1:5, 3:3, 5:1).

2.5.2 Seção de coleta 2

Na sessão de coleta 2, foi realizado novamente o teste de 1RM. O desempenho médio de 38,5 (\pm 13,6) kg foi alcançado em uma média de 3,17 (\pm 1,0) tentativas e foi utilizado como referência para a determinação do peso nos protocolos de treinamento nas sessões 3 a 5. Novamente, após um intervalo de 10 min, foi realizado um procedimento de familiarização com o controle da duração das ações musculares.

2.5.3 Seção de coleta 3 a 5

Nas sessões 3 a 5, foram realizados o posicionamento dos eletrodos para mensuração da atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial, seguido pela realização do teste de CIVM e após 10 min a realização de um protocolo de treinamento. As localizações dos eletrodos nos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral foram seguidas de acordo com as recomendações do SENIAM (2014). Após o posicionamento dos eletrodos, uma folha molde foi colocada por cima dos mesmo e as bordas dos eletrodos foram marcadas na mesma, assim como a patela e marcas relevantes na peles. Procurou-se com este procedimento fazer um mapeamento do posicionamento dos eletrodos de forma que permitiu sua replicação nas sessões subsequentes.

Após o posicionamento da voluntária, o teste de CIVM foi realizado com duas tentativas em cada um dos ângulos de 30°, 50°, 70° e 90° de flexão de joelhos (joelho estendido = 0°), cada uma com duração de 5s, respeitando uma pausa de três minutos entre cada ângulo e cada tentativa. A sequência de avaliação em cada ângulo foi definida de forma balanceada entre as voluntárias. Após dado o sinal verbal pelo pesquisador, a voluntária realizou o máximo de força contra o suporte do braço móvel do aparelho extensor de joelhos, que foi fixo para que não houvesse a possibilidade de ser movimentado. A voluntária teve um *feedback* visual da força durante a realização do teste e recebeu estímulos verbais dos avaliadores para realizar o máximo de força. A atividade eletromiográfica de cada um dos

músculos citados foi utilizada para posterior normalização do sinal eletromiográfico durante o protocolo de treinamento.

Inicialmente, foi realizado um alisamento (*smoothing*) do sinal eletromiográfico dos 5s de CIVM de cada músculo em cada uma das tentativas nos ângulos de 30°, 50°, 70° e 90° através de janelas móveis utilizando a raiz quadrada da média da soma dos quadrados (RMS) para cada conjunto de 40 dados (20 ms) (envelopamento através de RMS). Segundo Earp *et al.* (2013) e Miyamoto *et al.* (2013), o ângulo de 90° ocasionaria o maior valor de ativação para todos os músculos superficiais do quadríceps, entretanto realizamos tentativas de CIVM em outros ângulos ao longo da amplitude de extensão de joelhos para verificar se isso ocorreria. Foi observado que o ângulo onde ocorreu a maior ativação para uma mesma voluntária variou entre os dias. Assim, a média das duas tentativas de CIVM do maior valor obtido entre os ângulos descritos em cada dia foi utilizado para normalizar a EMG de cada músculo no respectivo dia de coleta. A TAB. 1 abaixo apresenta os dados descritivos e de confiabilidade da EMG para cada porção nos testes de CIVM.

TABELA 1 - Confiabilidade das medidas de EMG no teste de CIVM

Músculo	Situação	Média ± DP (mV)	CCI_(3,1)	EPM(mv)
Vasto medial	1-5	0.82 ±0,40	0,65	0,25
	3-3	0.72 ±0,26		
	5-1	0.75 ±0,28		
Reto femoral	1-5	0.95 ±0.28	0,87	0,21
	3-3	0.97 ±0.37		
	5-1	0.95 ±0,28		
Vasto lateral	1-5	0.68 ±0,28	0,90	0,20
	3-3	0.65 ±0,20		
	5-1	0.69 ±0,24		

Desvio padrão (± DP); CCI – coeficiente de correlação intraclassa; EPM – erro padrão da medida. n = 12

Após os procedimentos de CIVM, foi realizado um dos protocolos de treinamento (1:5, 3:3, 5:1). Nesta pesquisa, todas as voluntárias realizaram e 3 protocolos de 3 séries de 6 repetições com 50% de 1RM, com pausa de 180s entre séries e duração da repetição de 6s. Estas configurações estão dentro de faixas de

valores que são recomendadas para treinamento objetivando hipertrofia muscular (WERNBOM *et al.*, 2007). Para duração das ações musculares foram utilizadas as mesmas investigadas por Goto *et al.*, (2009), sendo que cada protocolo teve uma das seguintes configurações:

- 1 - duração da ação muscular CON de 1 s e EXC de 5s (1:5)
- 2 - duração da ação muscular CON de 3 s e EXC de 3s (3:3)
- 3 - duração da ação muscular CON de 5 s e EXC de 1s (5:1)

A ordem de realização de cada protocolo por cada voluntária foi feita de forma balanceada e foram registrados o ângulo através do potenciômetro e a atividade eletromiográfica do reto femoral, vastos medial e lateral. Os dados do potenciômetro foram filtrados com um filtro passa baixa de 10hz e da EMG com um filtro passa faixa de 20-500hz, todos do tipo Butterworth de 2ª ordem.

Por meio do DASYLAB 11.0 a atividade eletromiográfica de cada músculo foi processada no domínio do tempo. Foi realizada a *RMS* do sinal EMG correspondentes a cada ação muscular. Em seguida, os valores de cada *RMS* foram divididos pelo EMG_{max} e multiplicados por cem [RMS da EMGs de cada ação muscular / (EMG_{max}) * 100]. Assim, foram gerados valores percentuais normalizados da EMGs denominados EMG_N . Foi feita a média da EMG_N das ações concêntrica e excêntrica para representar a repetição.

Com relação a duração das ações musculares executadas foram verificadas durações médias das ações CON e EXC dos protocolos:

- 1:5, CON: $1,06 \pm 0,20s$ e EXC: $4,95 \pm 0,61s$;
 3:3, CON: $2,83 \pm 0,25s$ e EXC: $3,22 \pm 0,35s$;
 5:1, CON: $4,56 \pm 0,31s$ e EXC: $1,41 \pm 0,33s$

2.6 Análise estatística

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva dos dados. Todas as variáveis passaram pelo teste de normalidade (*Shapiro-Wilk*) e homogeneidade das variâncias (*Levene*).

Foi utilizada uma ANOVA *Two-way* (Protocolo x Repetição) com medidas repetidas para comparar os valores médios da EMG das repetições equivalentes de

cada série nas três porções (RF, VM e VL) e das três relações (VM/VL, VM/RF e VL/RF) entre os protocolos e entre as repetições. Quando foram identificadas diferenças pela ANOVA foi utilizado o *post hoc* Scott-Knott para localizar as diferenças.

O poder estatístico das análises de variância e o tamanho do efeito para demonstrar a magnitude das diferenças foram calculados *a posteriori*. Todas as análises dos dados foram realizadas nos pacotes estatísticos SPSS 15.0 e SISVAR 5.6 e o nível de significância adotado foi de $P < 0,05$.

3 RESULTADOS

A ANOVA *two-way* para a análise da resposta EMG da porção VM foi feita com os fatores protocolo, repetição e interação protocolo x repetição e demonstrou efeito principal significativo apenas para o fator “repetição” para a porção VM ($F_{17,648} = 81.761$; $p < 0.001$; poder = 1,000; tamanho do efeito = 0.854). Os dados descritivos com média e desvio padrão da resposta EMG da porção VM estão na TAB. 2, juntamente com a análise do *post hoc* Scott-Knott com o efeito relativo à repetição.

TABELA 2- Média e desvio-padrão da EMG normalizada (%CIVM) do vasto medial para cada repetição

Prot	Repetições	Séries (repetições)		
		1 (1-6)	2 (7-12)	3 (13-18)
1:5	1-7-13	43,9 ± 7,9 *	42,4 ± 10,4 *, a	43,1 ± 10,6 *, a
	2-8-14	48,0 ± 10,0	45,6 ± 8,3 ^b	49,6 ± 9,8
	3-9-15	50,6 ± 9,6 ^d	49,9 ± 8,7 ^{c, d}	54,0 ± 10,6
	4-10-16	53,3 ± 7,9 ^e	52,6 ± 10,5 ^e	57,4 ± 9,4
	5-11-17	56,0 ± 6,7 ^f	56,7 ± 11,1 ^f	59,8 ± 10,8
	6-12-18	54,7 ± 9,6 ^{g, h}	57,9 ± 13,0 ^g	59,9 ± 8,3
3:3	1-7-13	40,9 ± 7,1	36,3 ± 6,2	37,0 ± 5,8
	2-8-14	46,5 ± 8,3	42,8 ± 6,4	43,3 ± 7,5
	3-9-15	49,0 ± 7,0	47,2 ± 7,3	49,7 ± 7,9
	4-10-16	51,3 ± 7,6	51,2 ± 8,2	54,0 ± 8,2
	5-11-17	51,0 ± 9,0	52,9 ± 6,7	56,9 ± 8,4
	6-12-18	52,8 ± 8,0	53,8 ± 7,6	56,4 ± 7,2
5:1	1-7-13	41,5 ± 7,1	36,7 ± 7,7	38,5 ± 7,8
	2-8-14	45,2 ± 6,5	40,6 ± 6,9	44,3 ± 7,0
	3-9-15	46,6 ± 6,8	46,9 ± 8,9	51,2 ± 9,1
	4-10-16	48,5 ± 8,9	51,2 ± 10,2	55,8 ± 11,0
	5-11-17	50,2 ± 8,9	53,0 ± 11,7	57,3 ± 11,3
	6-12-18	47,5 ± 8,8	49,7 ± 9,0	57,7 ± 10,5

* A primeira repetição foi menor que a última em todas as séries nos respectivos protocolos.

a- 7 e 13 < 1;

b- 8 < 2 e 14;

c- 9 < 3; d- 3 e 9 < 15;

e- 4 e 10 < 16;

f- 5 e 11 < 17;

g- 6 e 12 < 18; h- 6 < 12

Essas diferenças se repetem para os protocolos 3:3 e 5:1

A FIG.6 apresenta o resultado do *post hoc* Scott-Knott referente a resposta EMG do VM ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

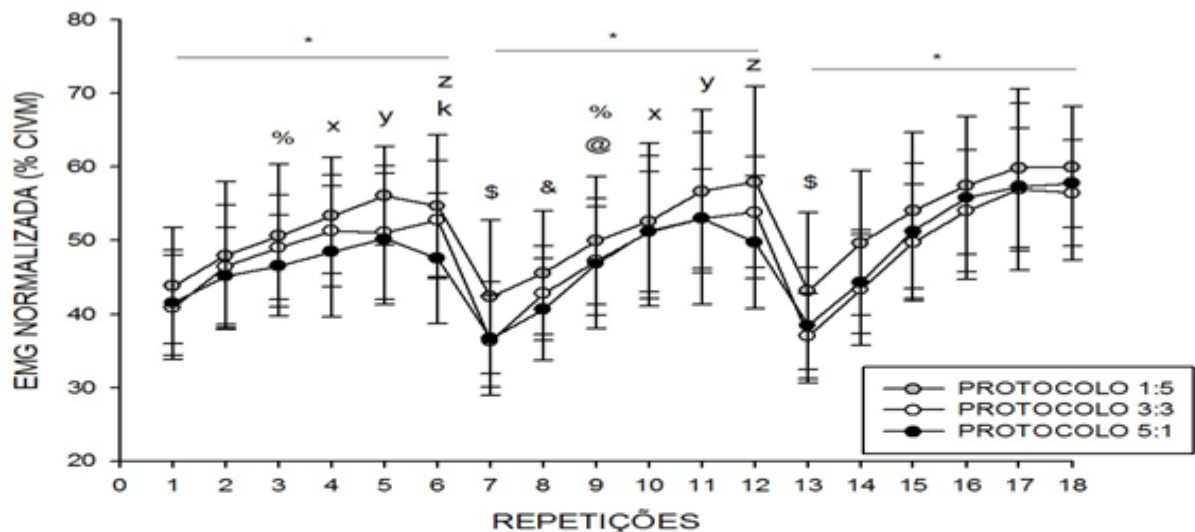


FIGURA 6 – EMG normalizada (% CIVM) na porção vasto medial.

* A primeira é menor que a última repetição para todos os protocolos nas 3 séries.

\$- 7 e 13 < 1;

&- 8 < 2 e 14;

@- 9 < 3; % - 9 e 3 < 15;

X- 4 e 10 < 16;

Y- 5 e 11 < 17;

Z- 6 e 12 < 18. K- 6 < 12.

Essas diferenças são comuns para todos os protocolos.

A ANOVA *two-way* para a análise da resposta EMG da porção VL foi feita com os fatores protocolo, repetição e interação protocolo x repetição e demonstrou efeito principal significativo de repetição ($F_{17,648} = 66.023$; $p < 0.001$; poder = 1,000; tamanho do efeito = 0.840).

Os dados descritivos com média e desvio padrão da resposta EMG da porção VL estão na TAB. 3, juntamente com a análise do *post hoc* Scott-Knott com o efeito relativo à repetição referente à resposta EMG do VL ao longo das repetições nos protocolos de treinamento.

TABELA 3- Média e desvio-padrão da EMG normalizada (%CIVM) do vasto lateral para cada repetição

Prot	Repetições	Séries (repetições)		
		1 (1-6)	2 (7-12)	3 (13-18)
1:5	1-7-13	45,8± 10,3*	43,2± 7,9*, a	44,1± 10,2*, a
	2-8-14	50,6± 13,5	48,9± 9,4	50,9± 10,7
	3-9-15	52,9± 12,8 ^b	53,1± 11,1 ^b	56,8± 12,3
	4-10-16	57,4± 12,1 ^c	55,7± 10,5 ^c	60,6± 12,3
	5-11-17	57,2± 10,7 ^{d, e}	58,8± 10,6 ^e	61,5± 12,5
	6-12-18	56,4± 10,4 ^f	59,7± 12,5 ^f	61,8± 12,1
3:3	1-7-13	40,2± 8,5	36,3± 7,4	37,2± 6,7
	2-8-14	45,3± 8,5	43,1± 7,9	43,6± 7,8
	3-9-15	47,3± 8,6	47,4± 8,6	49,2± 8,5
	4-10-16	48,7± 8,6	50,3± 9,3	53,6± 10,3
	5-11-17	48,0± 8,4	51,4± 8,9	55,3± 9,6
	6-12-18	48,0± 8,4	50,9± 7,1	54,1± 9,3
5:1	1-7-13	41,5± 8,1	37,3± 9,0	36,9± 7,7
	2-8-14	45,7± 9,0	43,3± 9,5	43,7± 7,4
	3-9-15	47,5± 10,2	48,5± 10,7	48,9± 8,3
	4-10-16	49,1± 12,2	50,6± 10,2	52,4± 10,3
	5-11-17	49,5± 9,8	51,8± 10,4	53,4± 11,7
	6-12-18	46,6± 9,1	47,6± 6,5	52,9± 7,8

* A primeira repetição foi menor que a última em todas as séries nos respectivos protocolos.

a- 7 e 13 < 1;

b- 3 e 9 < 15;

c- 4 e 10 < 16;

d- 5 < 11; e- 5 e 11 < 17

f- 6 e 12 < 18.

Essas diferenças se repetem para os protocolos 3:3 e 5:1

A FIG.7 apresenta o resultado do *post hoc* Scott-Knott referente a resposta EMG do VL ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

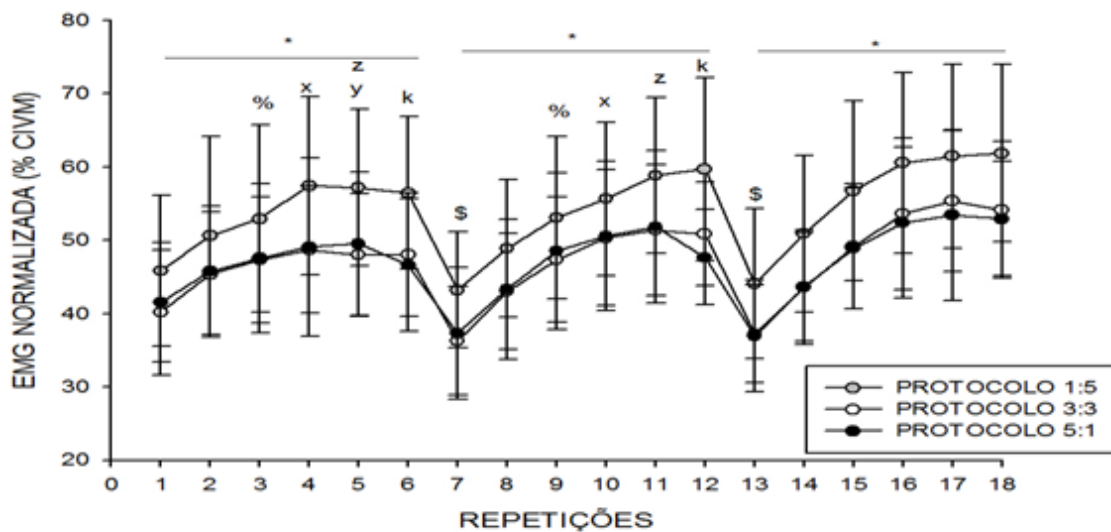


FIGURA 7 – EMG normalizada (% CVIM) na porção vasto lateral.

* A primeira é menor que a última repetição para todos os protocolos nas 3 séries.

\$ - 7 e 13 < 1;

% - 9 e 3 < 15;

X- 4 e 10 < 16;

Y- 5 < 11; Z- 5 e 11 < 17.

K- 6 e 12 < 18.

Essas diferenças são comuns para todos os protocolos.

A ANOVA *two-way* para a análise da resposta EMG da porção RF foi feita com os fatores protocolo, repetição e interação protocolo x repetição e demonstrou interação significativa protocolo x repetição para o RF ($F_{34,648} = 1.753$; $p < 0.05$; poder = 0.775; tamanho do efeito = 0.167).

Os dados descritivos com média e desvio padrão da resposta EMG da porção RF estão na TAB. 4, juntamente com a análise do *post hoc* Scott-Knott demonstrando a interação significativa protocolo x repetição referente à resposta EMG do RF ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

TABELA 4- Média e desvio-padrão da EMG normalizada (%CIVM) do reto femoral para cada repetição

Prot	Repetições	Séries		
		1(1-6)	2 (7-12)	3(13-18)
1:5	1-7-13	38,6± 6,7*	37,3± 6,0*	39,2± 7,7*
	2-8-14	41,5± 11,8 ^a	41,4± 9,9 ^a	45,0± 9,8
	3-9-15	44,2± 9,9 ^b	45,8± 10,1 ^b	50,3± 12,8
	4-10-16	47,3± 9,6 ^c	47,1± 9,0 ^c	53,0± 12,5
	5-11-17	48,4± 8,3 ^d	51,1± 9,6	54,2± 13,0
	6-12-18	47,5± 9,8 ^e	52,2± 9,7	55,2± 10,4
3:3	1-7-13	35,6± 10,1*	32,6± 9,6*	33,3± 9,4*
	2-8-14	39,7± 11,1	38,2± 10,6	39,0± 11,3
	3-9-15	40,9± 11,2 ^f	41,9± 11,5	43,5± 11,6
	4-10-16	43,6± 11,4 ^g	45,3± 11,9 ^h	48,2± 12,9
	5-11-17	42,7± 10,7 ⁱ	46,2± 10,3 ^j	49,8± 10,6
	6-12-18	44,7± 10,7 ^k	46,2± 10,3 ^m	50,2± 10,8
5:1	1-7-13	40,8± 13,4*	35,9± 13,2*, ⁿ	35,8± 12,4*, ⁿ
	2-8-14	42,9± 13,6	40,0± 12,2	42,0± 12,9
	3-9-15	44,8± 14,3	45,7± 14,6	45,1± 13,8
	4-10-16	46,7± 16,9 ^o	48,7± 16,0	50,6± 16,7
	5-11-17	45,7± 14,2 ^p	48,8± 14,7	50,5± 17,5
	6-12-18	42,8± 14,0 ^q	45,9± 12,2	46,9± 13,0

* A primeira repetição foi menor que a última em todas as séries nos respectivos protocolos.

Protocolo 1:5

a- 2 e 8 < 14; b- 3 e 9 < 15; c- 4 e 10 < 16; d- 5 < 11 e 17; e- 6 < 12 e 18;

Protocolo 3:3

f- 3 < 9 e 15; g- 4 < 10 e 16; h- 10 < 16; i- 5 < 11 e 17; j- 11 < 17; k- 6 < 12 e 18; m- 12 < 18;

Protocolo 5:1

n- 7 e 13 < 1; o- 4 < 10 e 16; p- 5 < 11 e 17; q- 6 < 12 e 18.

A FIG.8 apresenta o resultado do *post hoc* Scott-Knott referente a resposta EMG do RF ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

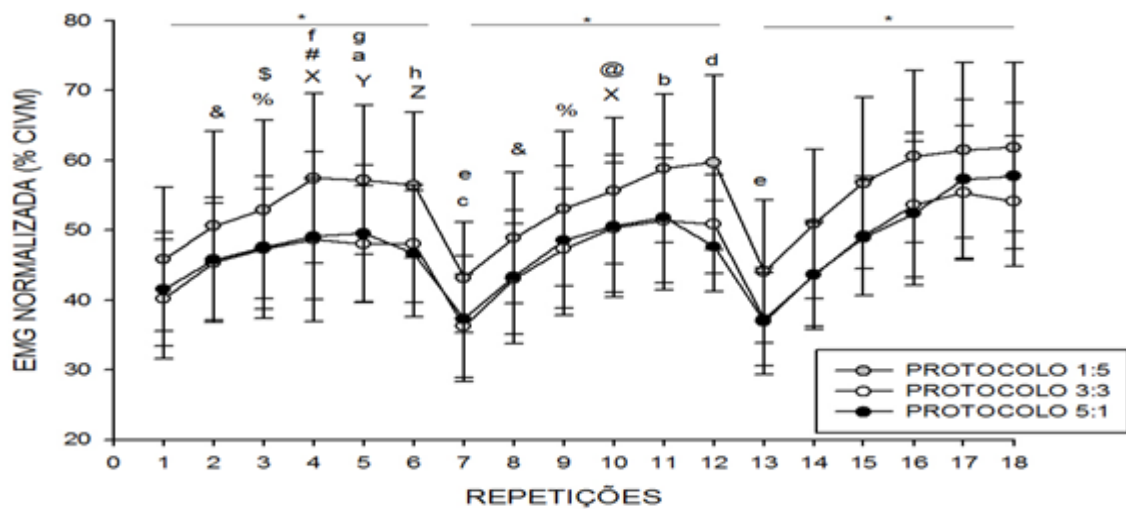


FIGURA 8 – EMG normalizada (% CVIM) na porção reto femoral.

* A primeira é menor que a última repetição para todos os protocolos nas 3 séries.

Protocolo 1:5 (&- 2 e 8 < 14; % 3 e 9 < 15; x- 4 e 10 < 16; Y- 5 < 11 e 17; z- 6 < 12 e 18);

Protocolo 3:3 (\$- 3 < 9 e 15; #- 4 < 10 e 16; @- 10 < 16; a- 5 < 11 e 17; b- 11 < 17; c- 6 < 12 e 18; d- 12 < 18);

Protocolo 5:1 (e- 7 e 13 < 1; f- 4 e 10 < 16; g- 5 < 11 e 17; h- 6 < 12 e 18).

A ANOVA *two-way* para a análise da relação entre as respostas EMG das porções VM e VL (VM/VL) foi feito com os fatores protocolo, repetição e interação protocolo x repetição e demonstrou efeito principal significativo de repetição ($F_{17,648} = 2.012$; $p < 0.05$; poder = 0.523; tamanho do efeito = 0.137).

Os dados descritivos da relação VM/VL estão na TAB. 5, juntamente com a análise do *post hoc* Scott-Knott demonstrando o efeito significativo de repetição.

TABELA 5- Média e desvio-padrão da relação da EMG normalizada (%CIVM) VM/VL para cada repetição

Prot	Repetições	Séries		
		1(1-6)	2(7-12)	3(13-18)
1:5	1-7-13	0,991± 0,245*	0,999± 0,246*	1,006± 0,248
	2-8-14	0,982± 0,250	0,967± 0,267	1,013± 0,297
	3-9-15	0,985± 0,223	0,978± 0,270	0,973± 0,183
	4-10-16	0,960± 0,222	0,977± 0,257	0,978± 0,224
	5-11-17	1,013± 0,232	0,988± 0,247 ^a	1,003± 0,242
	6-12-18	1,000± 0,257	1,000± 0,258	0,999± 0,221
3:3	1-7-13	1,032± 0,140	1,027± 0,202	1,016± 0,201
	2-8-14	1,043± 0,195	1,016± 0,192	1,008± 0,178
	3-9-15	1,059± 0,204	1,017± 0,196	1,024± 0,166
	4-10-16	1,074± 0,193	1,037± 0,196	1,026± 0,170
	5-11-17	1,076± 0,196	1,052± 0,185	1,046± 0,179
	6-12-18	1,120± 0,207	1,074± 0,192	1,065± 0,179
5:1	1-7-13	1,024± 0,205	1,013± 0,222	1,068± 0,245
	2-8-14	1,020± 0,222	0,974± 0,232	1,041± 0,239
	3-9-15	1,014± 0,225	0,995± 0,224	1,062± 0,195
	4-10-16	1,024± 0,223	1,031± 0,198	1,074± 0,174
	5-11-17	1,035± 0,195	1,035± 0,185	1,086± 0,170
	6-12-18	1,037± 0,168	1,053± 0,187	1,093± 0,140

* A primeira repetição foi menor que a última na primeira e segunda série para todos protocolos;

^a- 11 < 5 e 17.

Essas diferenças se repetem nos protocolos 3:3 e 5:1.

A FIG.9 apresenta o resultado do *post hoc* Scott-Knott referente à relação VM/VL ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

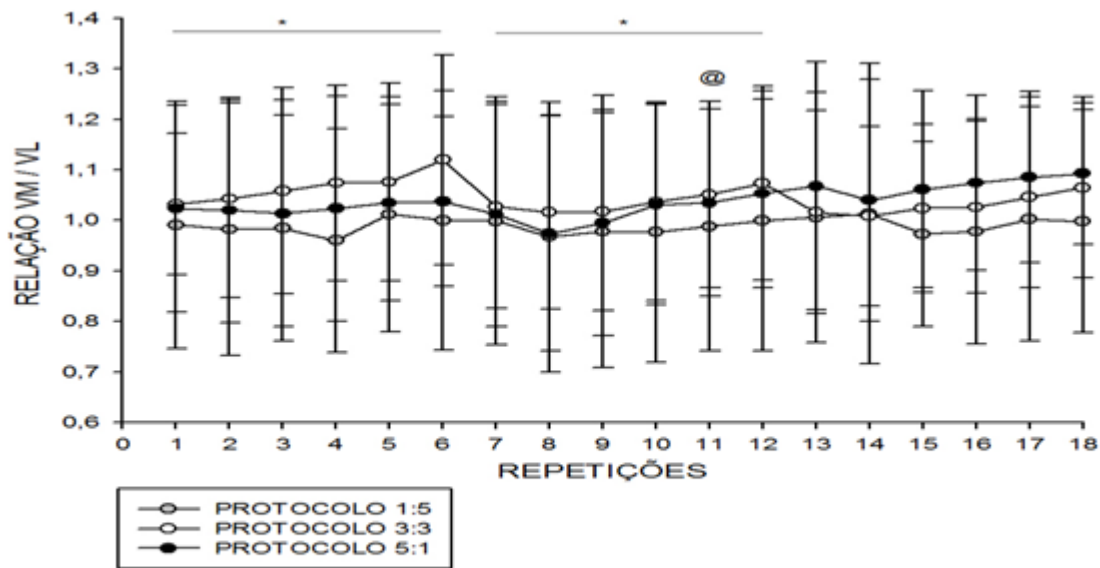


FIGURA 9 – Relação da EMG normalizada (% CVIM) das porções VM/VL.

* A primeira é menor que a última repetição para a primeira e segunda séries. @- 11 < 5 e 17.

A ANOVA *two-way* para a análise da relação entre as respostas EMG das porções VM e RF (VM/RF) foi feita com os fatores protocolo, repetição e interação protocolo x repetição e não demonstrou diferença significativa.

A ANOVA *two-way* para a análise da relação entre as respostas EMG das porções VL e RF (VL/RF) foi feita com os fatores protocolo, repetição e interação protocolo x repetição e demonstrou efeito principal significativo de repetição ($F_{17, 648} = 1.764$; $p < 0.05$; poder = 0.211; tamanho do efeito = 0.084).

Os dados descritivos da relação VL/RF estão na TAB. 6, juntamente com a análise do *post hoc* Scott-Knott demonstrando o efeito significativo de repetição ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

TABELA 6- Média e desvio-padrão da relação da EMG normalizada (%CIVM) VL/RF para cada repetição

Prot	Repetições	Séries		
		1(1-6)	2(7-12)	3(13-18)
1:5	1-7-13	1,189± 0,197*	1,162± 0,169	1,131± 0,196
	2-8-14	1,241± 0,185	1,208± 0,204	1,147± 0,200 ^a
	3-9-15	1,202± 0,170	1,173± 0,174	1,148± 0,157
	4-10-16	1,227± 0,160	1,189± 0,132 ^b	1,160± 0,123 ^b
	5-11-17	1,189± 0,152	1,158± 0,124 ^c	1,148± 0,105 ^c
	6-12-18	1,205± 0,167	1,145± 0,153 ^d	1,126± 0,130 ^d
3:3	1-7-13	1,190± 0,306	1,180± 0,296	1,186± 0,295
	2-8-14	1,222± 0,370	1,189± 0,294	1,191± 0,307
	3-9-15	1,229± 0,348	1,198± 0,310	1,197± 0,309
	4-10-16	1,179± 0,318	1,172± 0,307	1,167± 0,270
	5-11-17	1,179± 0,287	1,141± 0,203	1,141± 0,215
	6-12-18	1,113± 0,226	1,132± 0,184	1,104± 0,190
5:1	1-7-13	1,095± 0,363	1,117± 0,356	1,108± 0,348
	2-8-14	1,156± 0,455	1,141± 0,314	1,119± 0,388
	3-9-15	1,148± 0,450	1,133± 0,363	1,171± 0,411
	4-10-16	1,141± 0,430	1,124± 0,406	1,107± 0,318
	5-11-17	1,157± 0,367	1,116± 0,287	1,130± 0,318
	6-12-18	1,183± 0,365	1,083± 0,237	1,205± 0,263

* A primeira é menor que a última na primeira série para todos os protocolos;

a- 14 < 2 e 8; b- 10 e 16 < 4; c- 11 e 17 < 5; d- 12 e 18 < 6.

Essas diferenças se repetem para os protocolos 3:3 e 5:1.

A FIG.10 apresenta o resultado do *post hoc* Scott-Knott referente à relação VL/RF ao longo das repetições equivalentes nos protocolos de treinamento.

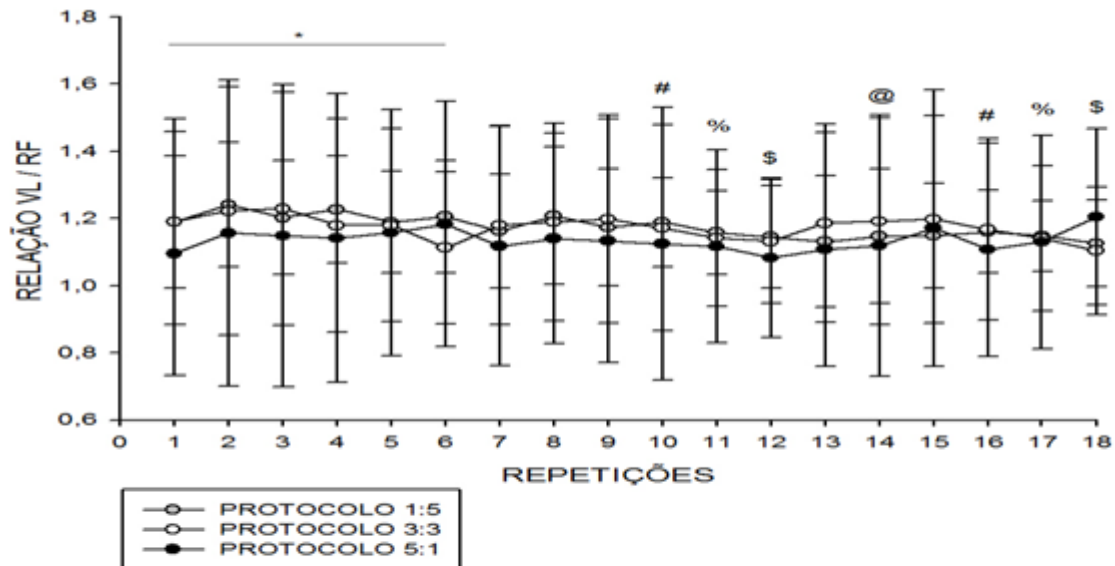


FIGURA 10 – Relação da EMG normalizada (% CVIM) das porções VL/RF.

* A primeira repetição é menor que a última para a primeira série. @- 14 < 2 e 8; #- 10 e 16 < 4; %- 11 e 17 < 5; \$- 12 e 18 < 6.

4 DISCUSSÃO

4.1 A influência dos protocolos na amplitude do sinal EMG das porções VM, VL e RF ao longo das repetições equivalentes

Embora não tenham sido encontrados estudos prévios que analisassem a ativação muscular no decorrer das repetições equivalentes das séries em protocolos de treinamento de força para as porções do músculo quadríceps, os dados dos estudos de Walker *et al.* (2012) e Burd *et al.* (2012) reforçam a expectativa da influência interferências mútuas com as séries anteriores e subsequentes.

No presente estudo foi verificado que as diferentes durações das ações musculares resultaram em alterações da ativação do VM e VL nas repetições equivalentes em cada série, porém de forma semelhante entre os protocolos. Para o RF a alteração na ativação EMG ocorreu de forma diferente para os três protocolos (1:5, 3:3 e 5:1).

Os resultados apontaram um aumento da resposta da atividade EMG nas repetições equivalentes em cada série, sendo que essas mudanças foram semelhantes entre os protocolos para o VM e também para o VL. Este resultado confirma parcialmente a hipótese 1 de que os protocolos com diferentes durações das ações musculares causariam aumento da resposta EMG ao longo dos mesmos comparando as repetições equivalentes de cada série, no entanto, não confirma a expectativa de diferenças entre os protocolos. Entretanto, para o RF as alterações do sinal EMG ocorridas ao longo da execução das repetições equivalentes em cada série foram diferentes para os três protocolos adotados (1:5, 3:3 e 5:1).

A análise das ativações das porções ao longo das repetições equivalentes confirmou a influência das repetições realizadas na série anterior nas respostas nas séries subsequentes. Verificou-se também que a EMG da primeira repetição foi menor que a última repetição em todas as séries para todos os protocolos e porções. Os resultados mostraram um aumento da amplitude EMG da primeira para a terceira série na comparação entre as repetições equivalentes de cada série, sendo que isso aconteceu de forma mais acentuada com o decorrer de cada série, pois a ativação da primeira repetição das séries foi semelhante; no entanto, as maiores diferenças aconteceram de forma cumulativa ao longo das séries e ao final

do protocolo. O aumento na ativação muscular ocorrido no presente estudo ao longo do protocolo e de forma mais acentuada ao final do mesmo pode ser explicado pelo maior recrutamento das unidades motoras para que a força necessária para finalizar a tarefa seja alcançada em condições de aumento da demanda da tarefa, à medida que o protocolo vai sendo executado (HUNTER; DUCHATEAU; ENOKA, 2004). Isto vem sendo considerado uma importante resposta neuromuscular e que pode ter relação com possíveis adaptações de força e hipertrofia (SCHOENFELD, 2013; SPIERING *et al.*, 2008). Entretanto, outros fatores podem influenciar a amplitude EMG e também auxiliar na explicação do aumento da ativação das porções ao longo do protocolo, como a frequência de disparo e ou aumento da sincronização (HUNTER; DUCHATEAU; ENOKA, 2004; SUZUKI *et al.*, 2002). Corroborando com o presente estudo, Walker *et al.* (2012) ao utilizarem intensidades submáximas em um protocolo de 5 séries de 10 RM e pausa de 2 minutos encontraram aumento na amplitude EMG com o decorrer das repetições para as porções VM e VL, sendo que a repetição 8 foi maior do que a 2 em todas as séries analisadas e na última série a repetição 5 também foi maior que a 2 indicando um aumento mais acentuado da resposta EMG ao final do protocolo. Entretanto, não foram feitas comparações nas repetições entre as séries conforme realizado no presente estudo. Estes autores não reportaram os valores da ativação das porções nas primeiras repetições de cada série. No presente estudo os valores de ativação EMG da primeira repetição de cada série foram reportados e apresentaram resultado diferente do esperado em algumas situações, pois a primeira repetição da primeira série foi maior do que na segunda e terceira séries para as porções VM e VL onde as repetições 7 e 13 foram menores do que a 1 para todos os protocolos. Para o RF as repetições 7 e 13 foram menores do que a 1 apenas para o protocolo 5:1. Ahtiainen e Häkkinen (2009) também encontraram aumento gradativo na ativação das porções do quadríceps em um protocolo de quatro séries de doze repetições que foi realizado com atletas e não atletas na situação de repetições máximas; no entanto os resultados foram reportados como a média das quatro séries e não foi feita comparação entre repetições de séries diferentes.

Sundstrup *et al.* (2012) encontraram, para o protocolo de 15RM em série única, um aumento da ativação muscular à partir de 40% do tempo de realização da

série para o músculo trapézio, corroborando com os estudos citados onde foi observado o aumento da ativação muscular ao longo da série. Pincivero *et al.* (2006) avaliaram a resposta EMG das porções do quadríceps ao longo da realização de uma série de extensão de joelhos realizada dinamicamente, com uma ação isométrica entre as ações concêntrica e excêntrica até a fadiga. Os autores verificaram que as diferentes porções do quadríceps tiveram aumento da resposta EMG entre 10 e 20%, 20 e 30% e 40 a 50% da duração total da série. Entretanto, estes estudos foram realizados com série única.

Burd *et al.* (2012) apontam também que diferentes durações das ações musculares podem alterar de maneiras distintas a ativação muscular ao longo das séries. Estes autores compararam a atividade EMG em protocolos com duas diferentes durações da repetição em séries múltiplas no exercício extensor de joelhos. Os resultados mostraram um aumento da ativação ao longo das séries que se estabilizava após um certo tempo de realização de cada série, mas estes resultados diferiram entre as duas durações das repetições. Porém, neste estudo, estas respostas foram comuns às 3 porções (VM, VL e RF), o que não ocorreu no nosso presente estudo, no qual o RF se comportou de forma diferente para os protocolos com diferentes durações das ações musculares, o que não aconteceu com o VM e VL.

No presente estudo o protocolo com duração semelhante das ações musculares (3:3) gerou maiores aumentos da resposta EMG nas repetições finais de cada série para o RF. Esta duração de 3s para ambas as ações musculares sugere a manutenção de uma velocidade constante ao longo das repetições, o que pode resultar em maior dificuldade principalmente ao final das séries comparado com os protocolos 1:5 e 5:1. Porém isto aconteceu apenas para a porção RF; talvez o fato desta porção ser biarticular pode ter contribuído para este resultado, porém os dados disponíveis não permitem esclarecer adequadamente esta questão.

Em estudos com aparelhos isocinéticos as respostas EMG das porções do quadríceps são controversas. Croce *et al.* (2014) não encontraram diferença entre as porções RF, VL e VM para diferentes velocidades (50°/s, 100°/s, 200°/s e 400°/s), enquanto que Cramer *et al.* (2004) investigaram o impacto de diferentes velocidades de movimento (60°/s, 120°/s, 180°/s, 240°/s, 300°/s, 360°/s, 420°/s e 480°/s) no

exercício extensor de joelhos isocinético na ativação muscular das porções superficiais do quadríceps e observou um comportamento diferente do RF comparado às outras porções. À medida que a velocidade aumentou a ativação do RF reduziu, enquanto que para o VM e VL não houve diferença na ativação entre as velocidades. Os autores concluíram que os resultados encontrados podem ser devido às diferenças entre as porções com relação à composição de tipos de fibras, arquitetura muscular e composição dos tecidos entre os músculos e superfície da pele. Ou seja, as três porções superficiais do quadríceps podem ter diferentes respostas para as diferentes velocidades de movimento. No entanto, é necessário ter cautela para comparar os resultados dos estudos citados com o presente estudo, pois foi utilizado equipamento isocinético e a menor velocidade adotada ainda sim foi maior do que as do presente estudo.

O RF é biarticular (NEUMANN, 2011; DANGELO; FATTINI, 2011) e isto poderia influenciar no comportamento desta porção de forma diferente das outras porções. Estudos com EMG têm mostrado que o RF se comporta diferente dos músculos mono-articulares durante a extensão do joelho (EBENBICHLER *et.*, 1998; AKIMA; TAKAHASHI; TAKSUTA, 2004). Yang e Morris (1999) demonstraram que o RF é innervado separadamente por dois ramos diferentes originados do nervo femoral, significando que cada região pode ser regulada individualmente pelo SNC (WATANABE; KOUZAKI; MORITANI, 2014). Entretanto, a função desses compartimentos dentro do RF é desconhecida (AKIMA; TAKAHASHI; TAKSUTA, 2004). Porém, no presente estudo os sujeitos foram estabilizados (fixados) na região do quadril com um cinto preso ao banco para evitar movimentos acessórios como a flexão e/ou extensão do quadril que poderiam alterar tanto a ativação quanto o comprimento do mesmo. No entanto, apesar de isto não ter sido registrado, pode ser sugerido que pequenas alterações possam ter ocorrido devido a uma aplicação de força no tronco junto ao encosto do banco, resultando em pequena alteração na articulação do quadril, capaz de alterar o comprimento do RF influenciando a resposta EMG; esta situação talvez contribua para justificar as diferenças encontradas no RF. Alguns autores vêm considerando esta condição (biarticular) para discutir diferenças.

Rabita; Pérot; Lenseil-Corbeil (2000), em um estudo de 4 semanas, investigaram o impacto do treinamento isométrico na atividade EMG das porções superficiais do quadríceps individualmente e a soma delas e registraram um aumento na ativação apenas do RF comparado com o grupo controle. Estes autores sugerem que a capacidade adaptativa do RF pode ser diferente das demais porções e justificam esta diferença pela condição biarticular desta porção, sendo que na posição sentada o RF se encontra em posição mais encurtada do que as porções monoarticulares (VM e VL). Ebenbichler *et al.* (1998) compararam a resposta EMG das porções monoarticulares (VM e VL) e biarticular (RF) em um exercício isométrico no extensor de joelhos em diferentes intensidades até a fadiga e verificaram que o aumento da ativação muscular era diferente entre elas. Segundo estes autores, o controle neurofisiológico da sinergia entre músculos mono e biarticulares pode ser mediado por diferentes mecanismos de controle neural no sistema nervoso central. Existe indicativo de que as diferenças entre os músculos mono e biarticulares podem estar relacionadas com a presença de dois grupos diferentes de neurônios no córtex cerebral, um que codifica posicionamento (GEORGOPOULOS *et al.*, 1986), e o outro que codifica a direção da força resultante (KALASKA *et al.*, 1989). Ebenbichler *et al.* (1998) especularam que o controle organizado de diferentes músculos que atuam de forma sinérgica, envolveria o grupo de neurônios que controlam a direção da força resultante principalmente para os músculos monoarticulares e ambos os tipos de neurônios atuariam para os biarticulares; apontam também que uma tarefa monoarticular como a extensão de joelhos seria capaz de estimular esses dois grupos de neurônios, o que justificaria o comportamento EMG diferenciado do RF.

O estudo de Matheson *et al.* (2001) sugere que diferentes velocidades podem alterar a ativação do VMO, VL e RF. Estes autores analisaram a resposta eletromiográfica em indivíduos saudáveis realizando exercícios de extensão de joelhos que tiveram suas velocidades determinadas. Na velocidade de 60°/s o RF foi mais ativado do que VL e VMO, a 180°/s não houve diferença entre as porções e a 300°/s o VL e o VMO ativaram mais do que o RF. Os autores justificam as diferenças encontradas entre o RF e os vastos nas diferentes velocidades principalmente pela ausência de uma correia na coxa para executar a estabilização e adicionalmente

pela diferença na área de secção transversa entre as porções e o fato do RF ser a única porção biarticular entre as porções.

No presente estudo, encontrou-se diferença entre os protocolos na ativação muscular apenas para o RF; porém estas diferenças foram sutis diante do volume de dados analisados, ou seja, somente algumas repetições em algumas séries. Sendo assim, sugere-se que as porções do quadríceps atuam de forma sinérgica para realizar a tarefa de extensão de joelhos e este sinergismo se manteve constante nas diferentes durações propostas neste estudo, uma vez que estas durações não foram suficientes para alterar de forma distinta a ativação das porções VM e VL ao longo dos protocolos. Este resultado está de acordo com o estudo de Ribeiro *et al.* (2005) que compararam a ativação do vasto medial oblíquo (VMO), vasto medial lateral (VML), VL e RF durante a extensão de joelhos realizada com um tubo elástico em duas condições: fixação paralela e oblíqua em duas velocidades distintas 120°/s e 60°/s. Verificou-se que na fixação oblíqua não ocorreu diferença na ativação entre as porções para as diferentes velocidades, porém para a fixação paralela houve maior ativação para todas as porções na maior velocidade, mas não houve diferença entre as porções. Dessa forma, os autores concluíram que quando a demanda aumenta sobre o quadríceps através do aumento da velocidade ela é dividida entre as porções, pois houve aumento da ativação das porções, no entanto, sem diferença entre elas, subentendendo que as porções atuam de forma sinérgica e que a duração da repetição exerce influência nesse processo.

Blazevich; Gill; Zhou (2006) avaliaram a variação inter (entre porções) e intramuscular (dentro da porção) na arquitetura do músculo quadríceps *in vivo* e verificaram que apesar de existir uma razoável similaridade entre as porções superficiais, dentro delas essa similaridade não ocorreu, ou seja, as maiores diferenças arquitetônicas ocorrem ao longo das porções, o que seria suficiente para justificar alteração na eficiência da transmissão da força inter e intramuscular. Entretanto, no presente estudo essas diferenças não foram capazes de alterar a resposta do VM e VL para diferentes durações da repetição e alteraram de forma sutil para o RF.

4.2 A influência dos protocolos na relação da amplitude do sinal EMG entre as porções (VM/VL, VM/RF, VL/RF) ao longo das repetições

O presente estudo teve como objetivo analisar também a relação de ativação entre estas porções (VM/VL, VM/RF, VL/RF) verificando a contribuição relativa de cada porção de forma comparativa as outras em tarefas diferenciadas pela duração das ações musculares. Esta análise permitiu observar estratégias adotadas pelo SNC na atuação sinérgica para a realização do torque de extensão de joelhos e adicionalmente compreender qual o impacto de protocolos agudos de treinamento de força com diferentes durações das ações musculares sob essas relações ao longo das repetições em séries múltiplas.

Os protocolos com diferentes durações das ações musculares adotadas no presente foram capazes de alterar a relação VM/VL entre repetições equivalentes de cada série apenas entre as repetições 5, 11 e 17, não havendo diferença entre os protocolos. O mesmo ocorreu com a relação VL/RF, porém houve mais diferenças entre as repetições equivalentes de cada série e isto confirma parcialmente a hipótese 2, de que as relações seriam diferentes ao longo do protocolo comparando as repetições equivalentes de cada série e seria diferente entre os protocolos. Para a relação VM/RF não foram verificadas diferenças significantes.

Considerando o melhor do nosso conhecimento não foi encontrado nenhum estudo sobre as relações VM/RF e VL/RF. A maior parte dos estudos investigou somente a relação VM/VL (WONG; NG, 2010; NG; ZANG; LING, 2008; CERNY, 1995; KARST; JEWETT, 1993; MATHESON *et al.*, 2001; SOUZA; GROSS, 1991; HERTEL *et al.*, 2004) com o objetivo de aprofundar nas questões relacionadas a Síndrome da dor patelo femoral (SDPF), onde pode ser verificada uma relação inadequada na ativação de uma dessas porções (COQUEIRO *et al.*, 2005), resultando no desalinhamento patelar. Já o estudo de Wong e Ng (2010) permitiu um enfoque diferente quando objetivou avaliar o impacto de dois protocolos de treinamento de força na relação VM/VL. A magnitude da relação VM/VL é um indicativo do sinergismo que envolve a articulação o joelho (NG; ZANG; LING, 2008). Tem sido verificado que indivíduos que apresentam a síndrome têm uma relação VMO/VL menor do que indivíduos saudáveis (POWERS, 2000; SOUZA;

GROSS, 1991) e um aumento dessa relação implicaria em um possível aumento da medialização da patela (NG; ZANG; LING, 2008), o que levaria a uma melhor distribuição das forças compressivas que atuam sobre a articulação patelo femoral durante as atividades que envolvem essa articulação, melhorando os sintomas que envolvem a síndrome.

Os estudos de Matheson et al. (2001), Sczepanski *et al.*, (1991); Yoo (2015) investigaram o impacto de diferentes velocidades de movimento na relação VM/VL e sugerem que maiores velocidades podem gerar maiores valores para essa relação. No entanto, nenhum desses trabalhos fez o detalhamento desses dados ao longo das repetições equivalentes.

O presente estudo realizou comparações entre as repetições equivalentes das 3 séries de 6 repetições em 3 diferentes durações das ações musculares. Foram comparadas as ativações nas porções VM, VL e RF e nas relações de ativação VM/VL, VM/RF e VL/RF. Sendo assim, considerando o volume de análises realizado, pode ser apontado que apenas um reduzido número de diferenças foram detectadas entre as ativações e relações de ativação.

A articulação do joelho pode ser descrita como gínglimo ou articulação em dobradiça entre o fêmur e a tíbia e plana entre o fêmur e a patela, sendo que ela age em um único plano, o sagital, e o eixo de movimento é o laterolateral. Sendo assim, a extensão de joelhos acontece somente em um único plano e não tem grandes possibilidades de variação da trajetória devido às características de sua articulação que permitem poucos graus de liberdade. Estas limitações nos graus de liberdade podem sugerir que para a resposta EMG, nestas diferentes durações das ações musculares adotadas, o sinergismo entre as porções para exercer a função de extensão dos joelhos não seria afetado de maneira significativa pelas diferenças na arquitetura destas porções. Cada porção executará sempre a mesma tarefa, sem possibilidades de alterações na trajetória que pudessem ser influenciadas pelas durações. Este grau de liberdade do movimento não pode ser alterado pelas diferentes durações o que não permite mudança nas características do movimento que resultassem em um acionamento diferenciado apesar das diferenças arquitetônicas entre as porções analisadas.

4.3 Limitações do estudo

Apesar da fixação realizada no quadril, o presente estudo não registrou possíveis alterações na angulação desta articulação durante a realização das coletas. Estas alterações podem resultar em alterações no comprimento do RF, influenciando em suas respostas EMG.

Os resultados se limitam às configurações adotadas de volume, intensidade e densidade da carga de treinamento. Valores diferentes para estes componentes podem resultar em respostas diferenciadas, especialmente se considerarmos demandas máximas de volume e/ou intensidade. Além disso, foram analisadas mulheres destreinadas em força de membros inferiores, o que não permite extrapolar diretamente para outros grupos com diferentes estados de treinamento.

5 CONCLUSÃO

Portanto, foi verificado no presente estudo que os protocolos com diferentes durações das ações musculares foram capazes de gerar um aumento da resposta da atividade EMG ao longo das repetições equivalentes em cada série nos protocolos para as porções VM, VL e RF. A alteração para o RF ocorreu de forma diferente para os três protocolos (1:5, 3:3 e 5:1), no entanto, essas diferenças ocorreram apenas em algumas situações. Assim como, os protocolos alteraram as relações VM/VL e VL/RF também em poucas situações ao longo das repetições equivalentes, sendo que, para a relação VM/RF não houve diferenças significantes.

REFERÊNCIAS

- AHTIAINEN, J.P.; HAKKINEN, K. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.23, n.4, p.1129–34, 2009.
- AKIMA, H.; TAKAHASHI, H.; KUNO, S.; KATSUTA, S. Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI. **European Journal Applied Physiology**, v. 91, p. 7-14, 2004.
- ALKNER, B. A.; TESCH, P. A.; BERG, H. E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 32, n. 2, p. 459-463, 2000.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM) **ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription**. 6.ed. Lippincott, Williams & Wilkins: Philadelphia, 2000.
- BLAZEVICH, A.; GILL, N. ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **J Anat**, v. 209, p. 289-310, 2006.
- BURD, N.A.; WEST, D.W.D.; LITTLE, J.P.; COCHRAN, A.J.R.; HECTOR, A.J.; CASHABACK, J.G.A.; GIBALA, M.J.; POTVIN, J.R.; BAKER, S.K.; PHILLIPS, S.M. Muscle time under tension during resistance exercise stimulates differential muscle protein sub-fractional synthetic responses in men. **Journal of Physiology**, v.590, p.351-362, 2012.
- BILODEAU, M., SCHINDLER-IVENS, S.; WILLIAMS, D. M.; CHANDRAN R.; SHARMA, S. S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 1, p. 83-92, 2003.
- CERNY, K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. **Physical Therapy**, v. 75, n. 8, p. 672-683, 1995.
- CHAGAS; LIMA. **Musculação: Variáveis estruturais**. Instituto Casa da Educação Física, 2015.
- COQUEIRO K. R.; BEVILAQUA-GROSSI D.; BERZIN F.; SOARES A.B.; CANDOLO C.; MONTEIRO-PEDRO V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, n.6, p.596–603, 2005.

CRAEMER, J. T.; HOUSH, T.J.; WEIR J.P.; JOHNSON G. O. ; BERNING J. M.; PERRY S. R.; BULL A. J. Gender, muscle, and velocity comparisons of mechanomyographic and electromyographic responses during isokinetic muscle actions. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.14, p. 116-127, 2004.

CREWETHER, B. T.; CRONIN, J.; KEOGH, J. Possible stimuli for strength and power adaptation: Acute mechanical responses. **Sports Medicine**. v.35, n.11, p.967-989, 2005.

CROCE R.; MILLER J.; CHAMBERLIN K., FILIPOVIC D., SMITH W. Wavelet analysis of quadriceps power spectra and amplitude under varying levels of contraction intensity and velocity. **Muscle & Nerve**, v.50, p. 844-853, 2014.

DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 3. ed. São Paulo: Atheneu, 2011. 757p.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, v.13, p.135-163, 1997.

DINIZ, R. C. R.; MARTINS-COSTA, H.C., MACHADO, S. C.; LIMA, F. V.; CHAGAS, M. H. Repetition duration influences ratings of perceived exertion. **Perceptual and Motor Skills**. v.118, n.1, p.261 - 273, 2014.

EARL J. E.; SCHIMTZ R. J.; ARNOLD B. L. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, p. 381-386, 2001.

EARP, J.E.; NEWTON, R.U.; CORNIE, P.; BLAZEVIK, A.J. Knee angle-specific EMG normalization: The use of polynomial based EMG-angle relationships. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.23, n.1. p.238-44, 2013.

EARP J. E.; ROBERT U. N.; CORMIE P.; BLAZEVIK A. J. Inhomogeneous Quadriceps Femoris Hypertrophy in Response to Strength and Power Training. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, n.11,p. 2389-2397, 2015.

EBENBICHLER G.; KOLLMITZER J.; QUITTAN M.; UHL F.; KIRTLEY C.; FIALKA V. EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-extensions are different in mono- and bi-articular muscles. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, v. 109, p. 256-262, 1998.

FARINA, D.; HOLOBAR , A; MERLETTI, R., ENOKA, R.M. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. **Clinical Neurophysiology**, v. 121, p. 1616-1623, 2010.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, E.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v.96, p.1486-1495, 2004.

GANDEVIA S.C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological Reviews**, v.81, n.4, p.1725–1789, 2001.

GEORGOPOULOS, A. P.; SCHWARTZ, A. B.; KETTNER, R. E. Neuronal population coding of movement direction. **Science**, v. 233, p. 1416–1419, 1986.

GILLIES, E.M.; PUTMAN, C.T.; BELL, G.J. The effect of varying the time of concentric and eccentric muscle actions during resistance training on skeletal muscle adaptations in women. **European Journal of Applied Physiology**, v.97, p.443–453, 2006.

GOTO, K.; ISHII, N.; KIZUKA, T.; KRAEMER, R. R.; HONDA, Y.; TAKAMATSU, K. Hormonal and metabolic responses to slow movement resistance exercise with different durations of concentric and eccentric actions. **European Journal Applied Physiology**, v.106, p.731-739, 2009.

GRABINER, M. D.; KOH T. J.; HAEFEN L. V. Effect of concomitant hip joint adduction and knee extension forces on quadriceps activation. **Eur. J. Exp. Musculoskel. Res.**, v. p.121–124, 1993.

HANTEN, W. P.; SCHULTHIES, S.S. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. **Physical Therapy**, v. 70, n. 9, p. 561-565, 1990.

HATZEL, B. M.; GLASS, S. C.; JOHNSON, S.; SJOQUIST. H. Effects of Lift Velocity on Muscle Activation During Leg Extension. **The Open Sports Medicine Journal**, n. 6, p. 42-47, 2012.

HERTEL J.; EARL J. E.; TSANG K. K. W.; MILLER S. J. Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity. **British Journal Sports Medicine**, v. 38, p. 210-213, 2004.

HOY M. G.; ZAJAC F. E.; GORDON M. E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and Moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 2, p. 157-169, 1990.

HUNTER, S. K., DUCHATEAU, J., & ENOKA, R. M. Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. **Exercise and Sport Science Review**, v.32, p.44-49, 2004.

JACKSON, A.S.; POLLOCK, M.L. Generalized equations for predicting body density of men. **British Journal of Nutrition**, v.40, p.497-504, 1978.

KALASKA, J. F.; COHEN, D. A. D.; HYDE, M.L.; PRUD'HOMME, M. A comparison of movement direction-related versus load direction-related activity in primate motor cortex, using a two-dimensional reaching task. **Journal of Neuroscience**, v. 9, p. 2080–2102, 1989.

KARST, G. M.; JEWETT, P. D. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. **Physical Therapy**, v. 73, n. 5, p. 286-295, 1993.

LACERDA, T. *et al.* Variations in repetition duration and repetition numbers influence muscular activation and blood lactate response in protocols equalized by time under tension. **J Strength Cond Res**, v.30, n.1, p. 2018-251, 2016.

LIEB, J. F; PERRY, J. Quadriceps function: An anatomical and mechanical study using amputated limbs. **The journal of bone & joint surgery**, v. 50, n. 8, p. 1535-1548, 1968.

LIEBER R. L.; JACOBSON M. D.; FAZELI B. M.; ABRAMS R. A.; BOTTE M. J. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer. **The Journal of Hand Surgery**, v. 17 A, n. 5, p. 787-798, 1992.

LIEBER R. L.; FRIDÉN J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve**, v. 23, p. 1647-1666, 2000.

MARTINS-COSTA, H. C.; DINIZ, R. C. R.; LIMA, F. V.; MACHADO, S.C.; ALMEIDA, R. S. V.; ANDRADE, A. G. P.; CHAGAS, M. H. Longer repetition duration increases muscle activation and blood lactate response in matched resistance training protocols. **Motriz**, v.22, n. 1, p. 35-41, 2016.

MATHESON, J. W.; Kernozeck, T. W.; Fater, D. C.; & Davies, G. J. Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 10, p. 1713-1725, 2001.

MIYAMOTO, N.; WAKAHARA, T.; EMA, R.; KAWAKAMI, Y. Non-uniform muscle oxygenation despite uniform neuromuscular activity within the vastus lateralis during fatiguing heavy resistance exercise. **Clinical Physiology and Function Imaging**, v.33, n.6, p.463-9, 2013

MORISSEY, M. C.; HARMAN, E. A.; FRYKMANN, P. N.; HAN, K. H. Early Phase Differential Effects of Slow and Fast Barbell Squat Training. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 2, p. 221-230, 1998.

MUHL Z. F. Active Length-Tension Relation and the Effect of Muscle Pinnation on Fiber Lengthening. **Journal Of Morphology**, v. 173, p. 285-292, 1982.

NEUMANN, D.A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**: Fundamentos para a reabilitação física. Rio de Janeiro, Editora Guanabara- Koogan, 2011.

NG G.Y.F.; ZHANG A.Q.; C.K. LI. Biofeedback exercise improved the EMG activity ratio of the medial and lateral vasti muscles in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, p. 128-133, 2008.

PINCIVERO, D. M.; COELHO, A. J. Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps across the isometric intensity spectrum. **Muscle & nerve**, v. 23, n. 3, p. 393-398, 2000.

PINCIVERO, D.M.; COELHO, A.J.; CAMPY, R.M. Quadriceps Femoris Activation: Influence of Contraction Intensity on Neurobehaviour. In: **Skeletal Muscle Mechanics: From Mechanisms to Function**. 23, 2000. p. 391.

PINCIVERO, D.M.; GANDHI, V.; TIMMONS, M.K.; COELHO, A.J. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. **Journal of Biomechanics** 39, 246–254, 2006.

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. **Foundations of clinical research: applications to practice**. 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2008. 891p.

POWELL, P. L.; ROY, R. R.; KANIM, P.; BELLOW, M.; EDGERTON, V. R. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. **Journal of Applied Physiology**, v. 57, p.1715–1721, 1984.

POWERS, C. M. Rehabilitation of the patellofemoral joint disorders: a critical review. **Journal Orthopedic Sports Physical Therapy**, v. 28, p. 345–354, 1998.

POWERS C. M. Patellar kinematics, Part I: The influence of vastus Muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. **Physical Therapy**, v. 80, n. 10, p. 956-964, 2000.

RABITA, G.; PEROT, C.; LENSEL-CORBEIL, G. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris humans. **European Journal Applied Physiology**, v.83, p.531-538, 2000.

RIBEIRO D. C.; LOSS G. F.; CANEIRO J. P. T.; LIMA C. S.; MARTINEZ F. G. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at the different speeds. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 13, n. 4, p. 189-193, 2005.

RAIMONDO, R. A.; AHMAD, C. S.; BLANKEVOORT L.; APRIL E. W.; GRELSAMER R. P.; HENRY J. H. Patellar Stabilization: A Quantitative Evaluation of the Vastus Medialis Obliquus Muscle. **Orthopedics**, V. 21, P. 791-795.

SAKAMOTO, A.; SINCLAIR, P.J. Effect of movement velocity on the relationship between training load and number of repetitions of bench press. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, p.523-527, 2006.

SCHOENFELD, B.J. Is there a minimum intensity threshold for resistance training-induced hypertrophic adaptations? **Sports Medicine**, v.43, n.12, p.1279-88, 2013.

SCZEPANSKI T. L.; CROSS M. T.; DUNCAN, P. W.; CHANDLER J. M. Effect of contraction type, angular velocity and arc of motion on VM0:VL EMG ratio. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 14, n. 6, p. 256-262, 1991.

SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle). Disponível em <<http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 9 de março de 2015.

SOUZA, D. R.; GROSS M. T. Comparison of vastus medialis oblique:vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoralpain. **Physical Therapy**, v. 71, p.310–316, 1991.

SPIERING, B. A.; KRAEMER, W. J.; ANDERSON, J . M.; ARMSTRONG, L. E.; NINDL, B. C.; VOLEK, J. S.; MARESH, C. M. Resistance exercise biology: manipulation of resistance exercise programme variables determines the responses of cellular and molecular signalling pathways. **Sports Medicine**, v.38, p. 527-540, 2008.

SUNDSTRUP E.; JAKOBSEN M. D.; ANDERSEN C. F.; ZEBIS M. K.; MORTENSEN O. S.; ANDERSEN L. L. Muscle activation strategies during strength training with heavy loading Vs.repetitions to failure. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 7, p. 1897-1903, 2012.

SUZUKI, H.; CONWIT, R.A.; STASHUK, D.; SANTARSIERO, L.; METTER, E.J. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, n.9, p.1509-17, 2002.

TANIMOTO, M.; ISHII, N. Effects of low-intensity resistance exercise with slow movement and tonic force generation on muscular function in young men. **Journal of Applied Physiology**, v.100, p.1150–1157, 2006.

ULLRICH, B.; KLEINODER, H.; BRÜGGEMANN, G.P. Moment-knee angle relations after specific exercise. **International Journal of Sports Medicine**, v.30, p.293–301, 2009.

WALKER, S.; DAVIS, L.; AVELA, J.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.22, p. 356-362, 2012.

WATANABE K.; AKIMA H. Neuromuscular activation of vastus intermedius muscle during fatiguing exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p.661-666, 2010.

WATANABE, K; KOUZAKI, M; MORITANE, T. Non-uniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. **Muscle & Nerve**, v. 50, p. 794-802, 2014.

WATANABE, M.; TANIMOTO, A.; OHGANE, K.; SANADA, K.; MIYACHI, M.; ISHII, N. Increased muscle size and strength from slow movement, low-intensity resistance exercise and tonic force generation. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.21, p.71-84, 2013.

WEINSTABL R.; SCHARF W.; FIRBAS W. The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. **Surgical Radiologic Anatomy**, v. 11, p. 17-22, 1989.

WERNBOM, M.; AUGUSTSSON, J.; THOMEÉ, H. The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. **Sports Medicine**, v.37, n.3, p.225-264, 2007.

WILLAN P.L.T.; RANSOME J.A.; MAHON M. Variability in Human Quadriceps Muscles: Quantitative Study and Review of Clinical Literature. **Clinical Anatomy**, V. 15, P. 116-128, 2002.

WONG, Y. M.; NG, Gabriel. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. 180-184, 2010.

YANG, D.; MORRIS, S. F. Neurovascular anatomy of the rectus femoris muscle related to functioning muscle transfer. **Plast Reconstr Surg**, v. 104, p. 102–106, 1999.

YOO, WG. Effects of the slow speed-targeting squat exercise on the vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle ratio. **Journal Physical Therapy Science**, v. 27, p. 2861-2862, 2015.

ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Venho, por meio deste, convidá-la a participar da pesquisa intitulada "Efeito de protocolos de treinamento com diferentes durações de ações musculares sobre os perfis cinético e eletromiográfico." que será realizada no Laboratório do Treinamento na Musculação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (Orientador), e Rodrigo César Ribeiro Diniz (Doutorando).

A pesquisa consistirá na realização 4 sessões de treinamento na musculação separadas por 48 ou 72 horas antecedidas por duas sessões de testes de força máxima dinâmica. O objetivo da pesquisa é investigar as respostas neuromusculares, decorrentes dos protocolos de treinamento selecionados neste estudo. Para isso, nos quatro dias de treinamento, haverá a mensuração da atividade eletromiográfica do reto femoral, vasto lateral e vasto medial (músculo que compõe o quadríceps femoral) por meio de eletrodos de superfície. Será realizada a tricotomização (raspagem dos pêlos) na região da coxa para a colocação de eletrodos de superfície.

A justificativa da realização deste estudo está associada à possibilidade de entender melhor a estruturação de programas de treinamento na musculação, repercutindo na qualidade da elaboração desse tipo de treinamento tanto para pessoas que o procuraram para fins esportivos quanto para a própria saúde. Sua participação colaborará para que se atinja tal objetivo.

Por se tratar de uma pesquisa que realizará protocolos de treinamento de força na musculação, há risco de ocorrência de lesões musculoesqueléticas e traumatismos. Estes riscos são similares ao de uma prática convencional de exercícios de força na musculação. Considerando que tais práticas serão supervisionadas, a ocorrência de problemas se torna ainda mais reduzida.

Será garantido o anonimato dos voluntários e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório do Treinamento na Musculação. Os seus dados serão disponibilizados para você ao final da pesquisa. Além disso, você também poderá se recusar a participar desse estudo ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar justificar-se e sem gerar qualquer constrangimento ou transtorno.

Destacamos que não está prevista qualquer forma de remuneração para participar do estudo. Além disso, todas as despesas especificamente relacionadas à pesquisa são de responsabilidade do Laboratório do Treinamento na Musculação. Por fim, os pesquisadores podem decidir sobre a exclusão de qualquer voluntário do estudo por razões científicas, sobre as quais os mesmos serão devidamente informados.

Você dispõe de total liberdade para esclarecer as questões que possam surgir durante a pesquisa. Para qualquer dúvida referente aos aspectos éticos que envolvem a sua participação nessa pesquisa, por favor, entre em contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo: Dr. Mauro Heleno Chagas, tel. 3409-2334 e Rodrigo César Ribeiro Diniz, tel. 3426 58204 / 9212 2366 ou com o Comitê de Ética em Pesquisa: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar, sl. 2005 cep. 31270901 - BH/MG,; tel.: 34094592; email: coep@prpq.ufmg.br.

Após ter todas as suas dúvidas esclarecidas pelos pesquisadores responsáveis, se você concordar em participar dessa pesquisa, você deverá assinar este termo em duas vias, sendo que uma via permanecerá com você e outra será destinada aos pesquisadores responsáveis.

CONSENTIMENTO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito de todos os dados que li e concordo, voluntariamente, em participar do estudo “*Efeito de protocolos de treinamento com diferentes durações de ações musculares sobre os perfis cinético e eletromiográfico*”, que será realizado no Laboratório do Treinamento na Musculação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. Além disso, estou ciente de que posso me recusar a participar deste estudo e/ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar me justificar e sem que isso seja motivo de qualquer tipo de constrangimento para mim.

Belo Horizonte _____ de _____ de 2014

Assinatura do voluntário: _____

Nome do voluntário: _____

Declaro que expliquei os objetivos deste estudo para o voluntário, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.

Rodrigo César Ribeiro Diniz

Doutorando em Ciências do Esporte – EEFETO/ UFMG