

Luís Alves Pereira Bittar

**COMPARAÇÃO ENTRE O COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO
PROXIMAL E DISTAL DAS PORÇÕES DO QUADRÍCEPS NO EXERCÍCIO
EXTENSOR DE JOELHOS**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG
2017

Luís Alves Pereira Bittar

**COMPARAÇÃO ENTRE O COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO
PROXIMAL E DISTAL DAS PORÇÕES DO QUADRÍCEPS NO EXERCÍCIO
EXTENSOR DE JOELHOS**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Treinamento com Pesos e Sistemas de Treinamento em Academias da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de especialista.

Orientador: Prof. Dr. Fernando Vitor Lima

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG
2017

B624c Bittar, Luís Alves Pereira
2017 Comparação entre o comportamento eletromiográfico proximal e distal das porções do quadríceps no exercício extensor de joelhos. [manuscrito] / Luís Alves Pereira Bittar – 2017.
23 f.: il.

Orientador: Fernando Vitor Lima

Monografia (especialização) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 21-23

1. Músculo quadríceps. 2. Eletromiografia. 3. Músculos. I. Lima, Fernando Vitor. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015.52

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

RESUMO

A arquitetura das porções do quadríceps femoral varia significativamente ao longo do comprimento muscular, podendo interferir na eficiência da transmissão de força e nas respostas de cada porção. Sendo assim, a fim de entender melhor o comportamento neuromuscular em distintas regiões musculares o objetivo do presente estudo foi comparar a ativação eletromiográfica entre as regiões proximal e distal do vasto medial, vasto lateral e reto femoral (VM, VL e RF), durante exercício de extensão de joelhos com uma duração de 3s para a ação concêntrica e 3s para a ação excêntrica. A amostra foi composta de 12 mulheres, destreinadas (6 meses prévios ao estudo sem treinamento de força), com idade entre 18 e 27 anos. Foi realizado teste de uma Repetição Máxima para cálculo de 50% do RM, a ser utilizado nas sessões de coleta, e teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) para normalização dos dados. A amplitude de movimento estipulada foi de 100° de flexão de joelhos até 30° para a ação concêntrica e de 30° até 100° para a ação excêntrica. A eletromiografia de superfície (EMG) foi utilizada como instrumento de medida da ativação elétrica muscular através de eletrodos posicionados em pares no ponto distal e no ponto proximal de cada porção do quadríceps. Os dados foram analisados através da ANOVA two-way com medidas repetidas seguido de Post Hoc de Bonferroni, para cada porção muscular, comparando região e ângulo. As três porções investigadas (VL, RF e VM) apresentaram diferenças de ativação EMG regional próximo-distal em ângulos específicos das ações dinâmicas, concêntrica e excêntrica, sendo que as diferenças foram mais destacadas nos vastos, principalmente o vasto lateral. Essas diferenças podem significar uma resposta aguda da heterogênea arquitetura intramuscular ao exercício de força dinâmico, que, aplicado em um treinamento crônico poderá, possivelmente, ocasionar adaptações estruturais heterogêneas ao longo do músculo.

Palavras-Chave: Quadríceps femoral. Eletromiografia. Arquitetura muscular.

ABSTRACT

The architecture of the portions of the quadriceps femoris varies significantly over the length of the muscle, which may influence the efficiency of the force transmission and the responses of each portion. Thus, in order to better understand neuromuscular behavior in different muscle regions, the objective of the present study was to compare the electromyographic activation between the proximal and distal regions of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris (VM, VL and RF) during exercise of extension of knees with a duration of 3s for the concentric action and 3s for the eccentric action. The experimental group consisted of 12 women, untrained (6 months prior to the study without force training), aged between 18 and 27 years. A Maximum Repetition test was performed to calculate 50% of the 1RM, to be used in the collection sessions, and Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC) test for normalization of the data. The range of motion stipulated was 100° from knee flexion to 30 ° for concentric action and from 30° to 100° for eccentric action. Surface electromyography (EMG) was used as an instrument to measure muscular electrical activation through electrodes positioned in pairs at the distal point and at the proximal point of each portion of the quadriceps. Data were analyzed through two-way ANOVA with repeated measures followed by Bonferroni Post Hoc, for each muscle portion, comparing region and angle. The three investigated portions (VL, RF and VM) showed differences of proximal-distal regional EMG activation at specific angles of the dynamic actions, concentric and eccentric, with the differences being more prominent in the vast, mainly the vastus lateral. These differences may mean an acute response of the heterogeneous intramuscular architecture from exercise of dynamic strength, which, applied in a chronic training may possibly cause heterogeneous structural adaptations along the muscle.

Key Words: Quadriceps femoris. Electromyography. Muscular architecture.

1 INTRODUÇÃO

O grupo muscular quadríceps é composto pelas porções reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e vasto intermédio (VI) que agem sinergicamente para a função de extensão do joelho, produzindo altos valores de força durante movimentos de agachamento, corridas e saltos (MORAES *et al.*, 2003). A arquitetura de suas porções varia significativamente ao longo do comprimento muscular, podendo interferir na eficiência da transmissão de força intra e intermuscular e nas respostas ao treinamento (BLAZEVICH *et al.*, 2006).

Alguns estudos têm reforçado a perspectiva de que o estresse mecânico decorrente do treinamento de força não é aplicado de forma uniforme por todo músculo (BLAZEVICH *et al.*, 2006; FINNI *et al.*, 2008; PAPPAS *et al.*, 2002). Arquitetonicamente, as fibras musculares seriam organizadas de forma heterogênea ao longo do músculo, com variação inter e intra muscular do ângulo de penação e do comprimento da fibra. Esta organização das fibras faz com que o estímulo mecânico aplicado ao músculo seja transmitido também de forma heterogênea para as fibras musculares de diferentes regiões deste músculo (BLAZEVICH *et al.*, 2006).

Blazevich *et al.* (2006) constataram que a espessura dos músculos VL e RF reduzem no sentido proximal para distal, enquanto no VM essa medida aumenta. A angulação dos fascículos encontrada também foi diferente entre as porções, na ordem VM>VL>RF, reduzindo no sentido proximal-distal para VL e RF e aumentando para VM. Assim, a espessura muscular e o ângulo do fascículo variaram consideravelmente ao longo do comprimento das três porções.

Uma das questões emergentes para a prescrição dos programas de treinamento é a possibilidade de recrutar diferentemente as porções de um grupo muscular, na recuperação de lesões e para aumentar a produção de força de praticantes de exercício físico (BLAZEVICH, 2005). O músculo quadríceps, devido à sua configuração anatômica, vem sendo alvo de investigações nesse sentido (MORAES *et al.*, 2003; BLAZEVICH *et al.*, 2006). Isso é importante para analisar a ativação das diferentes unidades motoras (UM) ao longo da amplitude de movimento (ADM), já que o músculo

é encurtado na ação concêntrica e alongado na ação excêntrica, variando seu comprimento e interferindo na ativação neuromuscular (GUILHERM *et al.*, 2011; SIGNORILE *et al.*, 2014).

A eletromiografia (EMG) tem sido utilizada para registrar a atividade elétrica produzida por diferentes grupos musculares quando as unidades motoras (UM) são ativadas (MORAES *et al.*, 2003). As aplicações da EMG se concentram em estudos que investigam a mudança do padrão de ativação muscular com a fadiga e a relação entre os sinais elétricos e a produção de força muscular durante contrações isométricas e dinâmicas (NODA, MARCHETTI e JUNIOR, 2014).

Okano *et al.* (2005) encontraram respostas diferenciadas de EMG-RMS apresentadas pelos músculos VL, VM e RF, que foram explicadas pelas diferenças nas propriedades biomecânicas, arquitetônicas e morfológicas entre as três porções. Na mesma linha, Signorile *et al.* (2014) verificaram que a amplitude média do sinal EMG das porções do quadríceps se modifica em função da ADM de extensão de joelhos e da posição do membro inferior durante a realização de um protocolo de treinamento.

Outros autores têm identificado diferentes perfis EMG ao longo da ADM de extensão de joelhos (MORAES *et al.*, 2003; PINCIVERO *et al.*, 2006). Essa alteração do recrutamento de UM em função do ângulo articular está associada ao comprimento do músculo, que é alterado em pequena ou grande escala dependendo da sua arquitetura muscular, já que para músculos com maiores ângulos de penação espera-se que as fibras musculares se contraíam mais próximas do seu comprimento ótimo durante a variação da ADM devido à maior rotação das fibras associada ao encurtamento (BLAZEVIICH, 2006). Sendo assim, a relação comprimento-tensão do músculo parece ter maior ou menor variação ao longo das diferentes amplitudes de movimento dependendo da disposição das fibras musculares, tornando importante a análise de tarefas dinâmicas por ADM.

Alguns estudos têm analisado também o comportamento neural de músculos em diferentes comprimentos mediante testes de força e encontrado respostas regionais distintas. (WATANABE *et al.*, 2014; MIYAMOTO *et al.*, 2012). Watanabe *et al.* (2014) encontraram que a ativação muscular foi maior para a região distal quando comparado à região proximal do RF na tarefa isométrica de extensão de joelhos, enquanto que a região proximal dessa

porção foi mais ativada na tarefa de flexão do quadril. Miyamoto *et al.* (2012) não encontraram diferenças de EMG-RMS entre regiões proximais e distais do RF no exercício extensor de joelhos isométrico, mas encontraram maior ativação da região proximal quando comparada com a região distal no exercício de flexão de quadril. Miyamoto *et al.* (2013) utilizaram um protocolo de treinamento de 8 repetições no exercício extensor de joelhos a 80% do 1RM a fim de verificar diferenças na ativação ao longo do músculo, porém, não encontraram diferenças regionais de EMG para o VL. Essas análises contribuem para maior entendimento da resposta ângulo-específica, que pode ser relacionada com a heterogênea arquitetura intramuscular das porções do quadríceps e com a tarefa realizada (posição dos segmentos corporais, duração das ações musculares e amplitude de movimento) (MIYAMOTO *et al.*, 2012; SIGNORILE *et al.*, 2014; LACERDA *et al.*, 2016; EMA *et al.*, 2013).

Essa ativação muscular regional poderia ser um dos mecanismos que justificaria a hipertrofia muscular não homogênea encontrada em estudos recentes (EMA *et al.*, 2013; MATTA *et al.*, 2014; BLAZEVOICH *et al.*, 2007). Neste caso, as respostas adaptativas ao treinamento de força poderiam ser moduladas pela relação entre a carga de treinamento aplicada e as propriedades arquitetônicas e morfológicas do tecido muscular.

Recentemente, estudos têm utilizado a técnica de Ressonância Magnética (RM) T2 para medir a ativação muscular e correlacionar com a hipertrofia regionalizada medida pela técnica de RM T1, encontrando fortes interações (WAKAHARA *et al.*, 2013; WAKAHARA *et al.*, 2015). Porém, a técnica T2 exige que o voluntário permaneça estático após a realização do treinamento, enquanto que a EMG possibilita uma análise da resposta de ativação aguda, instantânea, durante a sessão de treino.

Até o presente momento, no melhor do nosso conhecimento, nenhum estudo mediu a ativação EMG proximal e distal de um músculo em vários ângulos de uma ação dinâmica com duração da repetição pré-determinada, tornando necessário maior detalhamento sobre a ativação regional em situações distintas, já que o tipo de tarefa pode interferir na exigência de regiões diferentes do mesmo músculo (WATANABE *et al.*, 2014; MIYAMOTO *et al.*, 2012).

Sendo assim, a fim de entender melhor o comportamento EMG em distintas regiões musculares ao longo da ADM o objetivo do presente estudo foi comparar a ativação

EMG entre as regiões proximal e distal de três porções do músculo quadríceps, sendo elas vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF), em diferentes ângulos de extensão de joelhos com uma duração 3s para a ação concêntrica e 3s para a ação excêntrica.

2 MÉTODOS

No presente estudo foram realizadas 3 sessões de coleta com 12 voluntárias com idade entre 18 e 27 anos. As voluntárias foram recrutadas a partir de avisos fixados nos murais da Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e por meio de contatos pessoais com as mesmas, que posteriormente assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (30594714.0.1001.5149) após receberem todas as informações dos objetivos e procedimentos metodológicos do estudo. Nenhuma voluntária relatou no histórico de atividades físicas, prática de musculação ou treinamento de força nos últimos 6 meses. Toda a coleta foi realizada no Laboratório do Treinamento em Musculação (LAMUSC) da EEFFTO da UFMG. A Tabela 1 apresenta as características das voluntárias do estudo.

Tabela 1 – Características dos participantes do estudo

n	Idade (Anos)	Estatura (cm)	Massa corporal (Kg)	Percentual de Gordura Corporal (%)	Desempenho no teste de 1RM (kg)
12	21,3 ± 3,5	162,9 ± 6,0	60,4 ± 8,3	25 ± 4,7	34,1 ± 8

Valores apresentados como média ± desvio padrão (DP). Fonte: Elaborada pelo autor.

Foram feitas, na primeira coleta, as mensurações de massa corporal 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). Nessa mesma coleta as voluntárias realizaram uma sessão de familiarização no banco extensor com a finalidade de definir o posicionamento no aparelho e familiarizar com os testes de força máxima. As voluntárias foram posicionadas no banco extensor de joelhos da marca ®Master Equipamentos de forma a manter o epicôndilo lateral do fêmur alinhado com um potenciômetro preso ao eixo de rotação do aparelho. O encosto foi sempre mantido num ângulo de 110° com o banco para todas as voluntárias. Registrou-se os ajustes no encosto e na

posição da trava para ajuste da almofada, para que o posicionamento fosse replicado em todos os procedimentos e sessões de coleta de forma fidedigna.



A ADM estipulada para o estudo foi de 100° até 30° de flexão dos joelhos. As voluntárias iniciavam a ação concêntrica dos extensores do joelho no ângulo de 100° e terminavam no ângulo de 30° de extensão, e o contrário ocorria para a ação excêntrica.

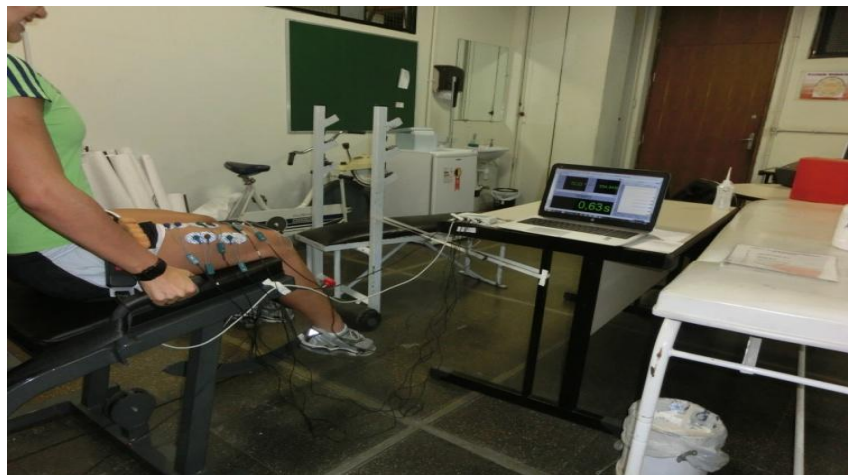
A sessão de familiarização foi realizada executando os testes de uma repetição máxima (1RM) e de Contração Voluntária Isométrica Máxima (CIVM) no banco extensor de joelhos. Os procedimentos de realização destes testes são explicados a seguir.

No segundo dia as voluntárias foram submetidas ao teste de 1RM com número máximo de 6 tentativas, progressão gradual do peso mediante percepção das voluntárias e dos avaliadores e pausa de 3 minutos. O peso foi aumentado até que a voluntária não conseguisse finalizar a ação concêntrica, ou seja, chegar ao ângulo de 30° de flexão de joelhos.

No terceiro dia, foi realizado o teste de Contração Voluntária Isométrica Máxima (CVIM), constituído de duas tentativas máximas de 3s no ângulo de 60° de flexão de joelhos. Os dados de EMG durante o teste de CIVM serviram para normalização dos dados de EMG no treinamento. Após 10 minutos dos testes de CIVM as voluntárias realizaram 3 séries de 6 repetições no banco extensor a 50% de 1RM, com pausa de 180 segundos e duração da repetição de 6 segundos, sendo 3 segundos na ação concêntrica e 3 segundos na ação excêntrica. Foi utilizado um metrônomo para auxiliar as voluntárias a manterem as durações das ações musculares. As séries eram interrompidas caso a voluntária, durante duas repetições seguidas, não conseguisse manter a duração das ações musculares estabelecidas ou realizasse

uma amplitude incompleta de movimento. Os 3 dias de coleta foram intercalados por um tempo mínimo de 48 horas e máximo de 72 horas entre as sessões.

Para realização do registro da atividade eletromiográfica distal e proximal no teste e no treinamento, foram utilizados eletrodos de superfície bipolares do tipo Ag/AgCl, com área de captação de aproximadamente 1cm^2 posicionados aos pares a uma distância centro a centro de 2,4 cm fixados em três porções do músculo quadríceps, sendo elas vasto lateral, reto femoral e vasto medial. Os eletrodos foram conectados a amplificadores com amplificação de 1000 vezes. Previamente à colocação dos eletrodos, as áreas da pele foram tricotomizadas e higienizadas. As localizações dos eletrodos nos músculos selecionados e do eletrodo terra foram seguidas de acordo com Miyamoto *et al.* (2012). Os eletrodos foram posicionados em pares a uma distância de 2,4 cm centro a centro. Em cada porção dois pares de eletrodos foram posicionados em regiões diferentes a aproximadamente 70% e 90% da distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur para o vasto medial, e a 50 e 70% para o vasto lateral e para o reto femoral. O eletrodo mais distante do trocânter foi considerado como eletrodo distal, e o eletrodo mais próximo, como eletrodo proximal. As localizações utilizadas também são muito próximas às recomendações do SENIAM (2014).



Após o treinamento, todos os dados de EMG (CIVM e treinamento) foram filtrados com filtro passa-faixa (20-500 Hz) de 2ª ordem do tipo *Butterworth* e retificados (*full-wave*). Os dados de EMG de cada porção e região durante os 3s de cada CIVM foram inicialmente alisados (*smoothing*) através da média em janelas móveis para cada conjunto de 40 dados (20 ms). Em seguida, foi calculada a raiz quadrada da média dos quadrados (RMS) em janela única de 1s, sendo 0,5s antes e após o pico de ativação. Para cada porção e região,

foi selecionado o maior valor de RMS da EMG obtido entre as tentativas (EMG_{max}). Em cada porção e região a EMG do treinamento foi sintetizada através da RMS em intervalos de 10° de deslocamento angular (100 a 90°; 90 a 80°; 80 a 70°; 70 a 60°; 60 a 50°; 50 a 40° e 40 a 30°). Em seguida, os valores de RMS foram divididos pelo EMG_{max} da CIVM e multiplicados por 100 para normalização. Os dados do potenciômetro foram filtrados com um filtro passa-faixa de 10hz de 2ª ordem do tipo *Butterworth*. Através dos dados do potenciômetro foi realizada a divisão das ações musculares excêntrica e concêntrica durante a realização do treinamento.

3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi realizada a análise da normalidade e homogeneidade dos dados de EMG. Em seguida, foi utilizada uma ANOVA two-way com medidas repetidas seguida de Post Hoc de Bonferroni, para cada porção muscular, comparando as regiões e ângulos. Foi adotado como nível de significância o valor de 0,05 e foi utilizado o pacote estatístico SPSS (versão 22.0) para realização dos procedimentos.

4 RESULTADOS

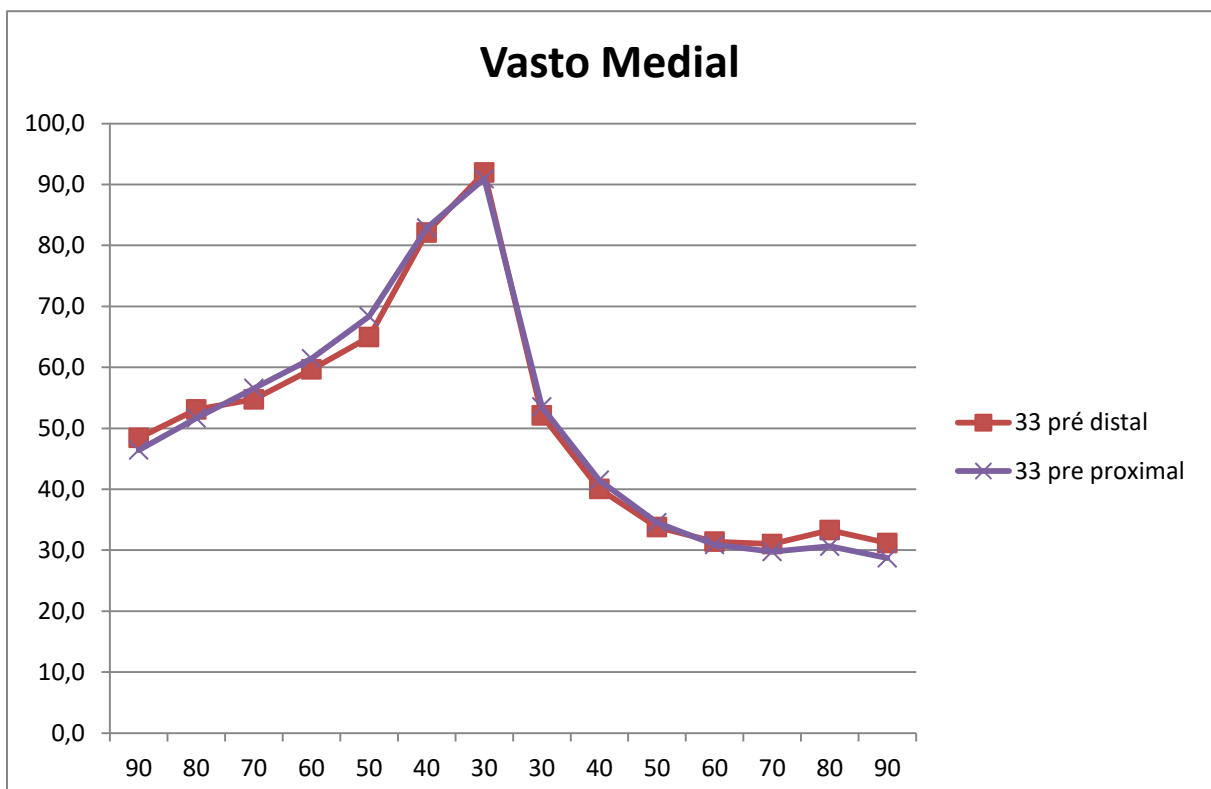
4.1 VASTO MEDIAL

A resposta EMG do VM na região distal na ação concêntrica apresentou um aumento ao longo de toda a ADM, alcançando o maior valor ao final da ADM. Na ação excêntrica, a EMG alcançou maiores valores também ao final da ADM de extensão (no início da ação excêntrica), porém, estes valores se estabilizaram a partir do ângulo de 50° ao longo da ação excêntrica.

O mesmo comportamento foi encontrado para a região proximal do VM, com aumento da resposta EMG ao longo da ADM na ação concêntrica e diminuição ao longo da ADM na ação excêntrica até uma estabilização próxima ao ângulo 50°.

Na relação proximal-distal da ação concêntrica foi verificada diferença significativa apenas no ângulo 50° sendo maior ativação da região distal em relação à proximal. Na ação excêntrica houveram diferenças nos ângulos de 80 e 90°, sendo a região proximal mais ativada que a distal dessa porção.

Gráfico 1.



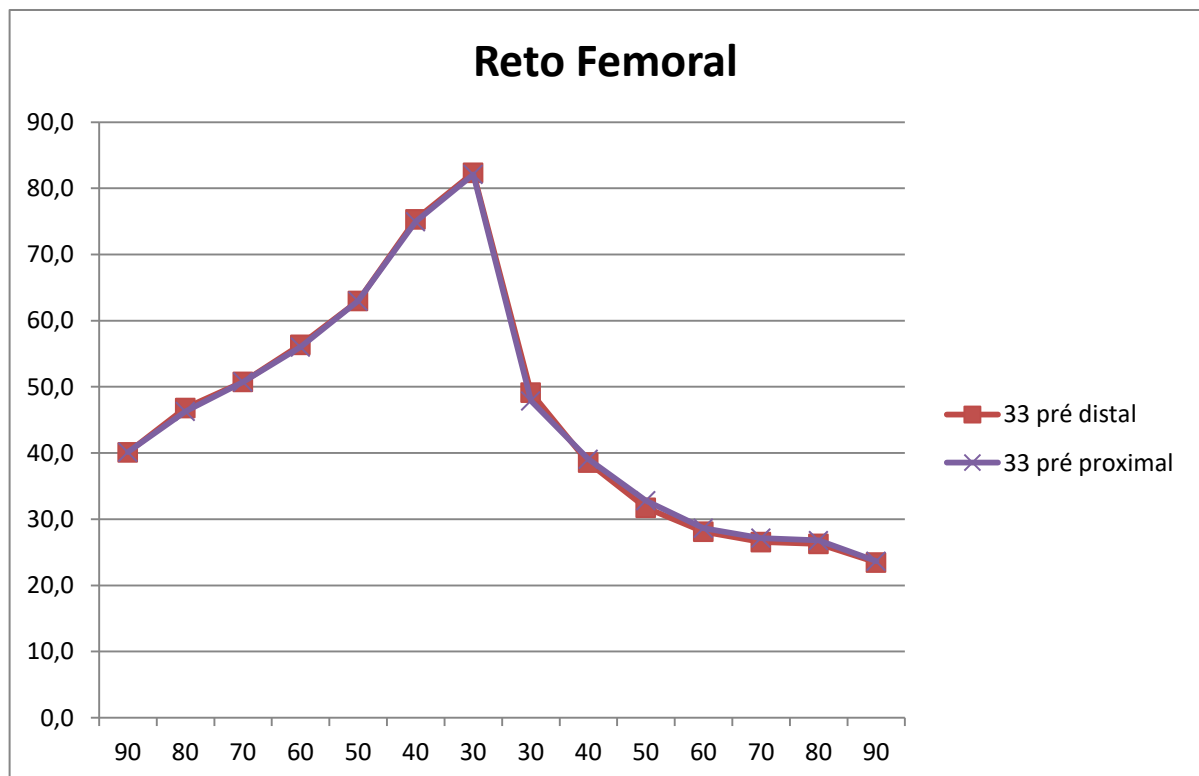
4.2 RETO FEMORAL

A resposta EMG do RF na região distal na ação concêntrica apresentou um aumento ao longo de toda a ADM, tendo o ângulo anterior com valor de ativação menor que o ângulo subsequente e alcançando o maior valor ao final da ADM. Na ação excêntrica, a EMG alcançou maiores valores também ao final da ADM de extensão (no início da ação excêntrica), porém, estes valores se estabilizaram a partir do ângulo de 60° ao longo da ação excêntrica

O mesmo comportamento foi encontrado para a região proximal do RF, com aumento da resposta EMG ao longo da ADM na ação concêntrica e diminuição ao longo da ADM na ação excêntrica até uma estabilização próxima ao ângulo 60°.

Porém, para o RF não foram verificadas diferenças entre proximal e distal em todos os ângulos da ação concêntrica. Na ação excêntrica foi encontrada diferença significativa apenas no ângulo de 50° com maior ativação da região distal

Gráfico 2.



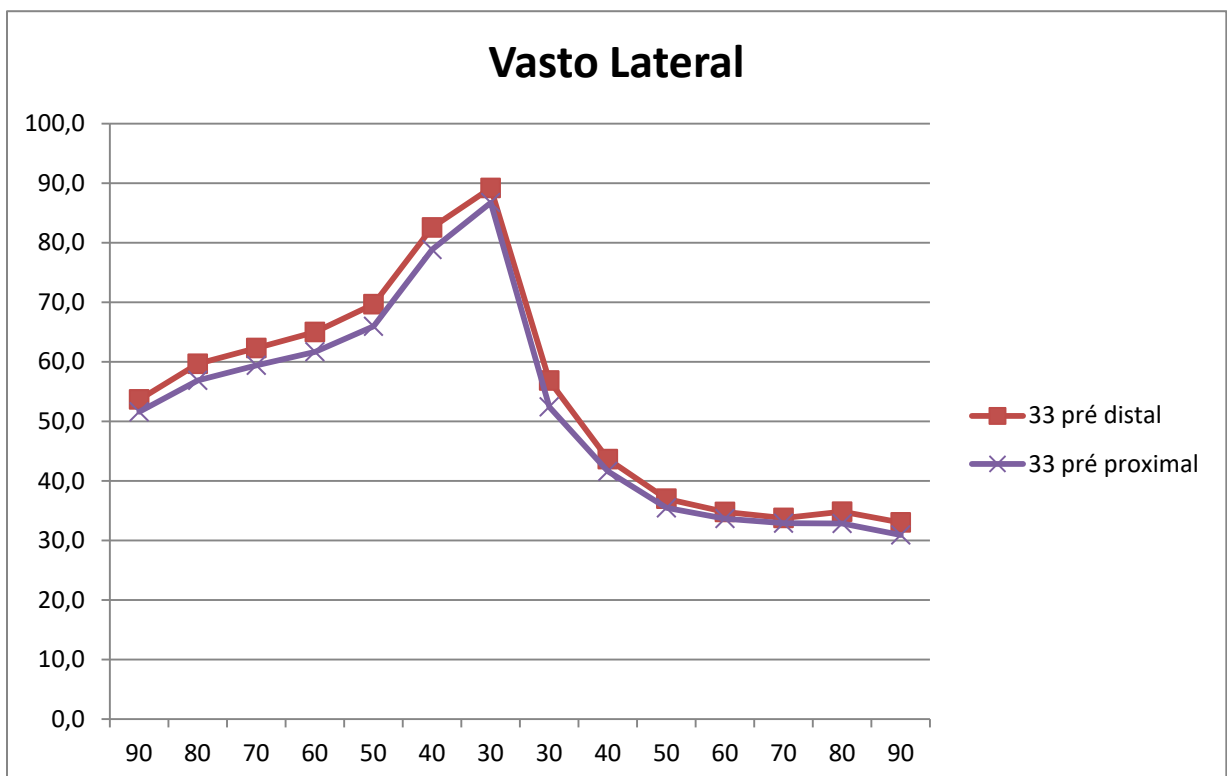
4.3 VASTO LATERAL

A resposta EMG do VL na região distal na ação concêntrica apresentou um aumento ao longo de toda a ADM, sendo que todos os ângulos tiveram maior ativação quando comparados aos ângulos anteriores e alcançaram o maior valor ao final da ADM. Na ação excêntrica, a EMG alcançou maiores valores também ao final da ADM de extensão (no início da ação excêntrica), porém, estes valores se estabilizaram a partir do ângulo de 70° ao longo da ação excêntrica.

O mesmo comportamento foi encontrado para a região proximal do VL, com aumento da resposta EMG ao longo da ADM na ação concêntrica e diminuição ao longo da ADM na ação excêntrica até uma estabilização entre os ângulos 70° e 80°.

No VL foram verificadas diferenças significativas em todos os ângulos da ação concêntrica, sendo a região distal mais ativada que a região proximal durante toda a ADM dessa fase. Na ação excêntrica foi verificada diferença somente no ângulo 30°, com maior ativação da região distal comparada à proximal.

Gráfico 3.



5 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que foram encontradas diferenças próximos-distais na ativação das porções do quadríceps femoral. Entretanto, as mesmas se mostram dependentes do ângulo e da porção analisadas. O VL apresentou maior ativação da região distal em toda a ação concêntrica quando comparada à região proximal, enquanto que o RF não apresentou diferenças regionais em toda ADM da ação concêntrica. Os ângulos onde foram verificadas as diferenças de ativação EMG não foram os mesmos para a ação concêntrica e a ação excêntrica, apresentando um comportamento distinto na relação entre ângulo e ativação EMG.

A ativação foi sendo alterada ao longo da ADM para as 3 porções em ambas ações musculares e para as regiões proximal e distal. Aumentando ao longo da concêntrica e reduzindo ao longo da excêntrica. Em ambas as ações e regiões, maiores ativações foram verificadas com o músculo em menor comprimento, ou seja, próximo aos 30° de flexão de joelhos. Ou seja, a tensão gerada é ajustada à variação do comprimento muscular de forma que o peso seja deslocado na velocidade compatível com a duração de 3s para 3s utilizada no estudo. Na ação concêntrica pode-se visualizar um aumento da ativação elétrica do músculo, representando um aumento do recrutamento de UM para vencer a resistência externa de 50% de 1RM e realizar a extensão de joelhos, pois conforme o músculo é encurtado a sua capacidade de gerar força reduz devido ao posicionamento das pontes cruzadas (MARCHETTI, NADI e BLEY, 2012). Esse recrutamento atinge o pico no fim da ação concêntrica, no ponto em que o músculo está no seu menor comprimento. Posteriormente se inicia a ação excêntrica na qual os valores de EMG reduzem ao longo da ADM devido à utilização da energia elástica dos tecidos passivos (tendões, fásia e ligamentos), assim a demanda de UM reduz drasticamente até a estabilização dos valores de EMG nos ângulos finais de flexão de joelhos que pode representar o alcance de uma demanda mínima do sistema neuromuscular (ABREU, MORAES e MEDINA, 2008).

Neste estudo foi encontrada diferença significativa na ativação EMG apenas no ângulo de 50° da ação excêntrica, com maior ativação da região distal, corroborando com o estudo de Watanabe *et al.* (2014), uma vez que estes também encontraram diferenças regionais na porção RF, mais ativada para distal quando comparada com proximal durante exercício de extensão de joelhos. Porém, na ação concêntrica do presente estudo não houve diferenças

próximo-distal para o RF, o que vai de acordo com o estudo de Miyamoto *et al.* (2012), que também não encontraram diferenças significativas regionais de EMG-RMS para o RF no extensor de joelhos. Porém, esses dois estudos utilizaram ação isométrica voluntária máxima para análise, aferindo o registro da EMG em poucos e específicos ângulos, não podendo ser extrapolado para ações dinâmicas em movimentos de amplitude completa. (WATANABE *et al.*, 2015).

A resposta da atividade do VL, que apresentou ativação distal maior que proximal em toda a ação concêntrica e no início da ação concêntrica, se opõe ao estudo de Earp *et al.* (2016), que verificou uma ativação proximal maior que a ativação distal dessa porção, em exercícios de agachamento dinâmicos a 80% de 1RM. Estes autores se referiram à ativação ao longo do músculo como similar, com pequenas variações próximo-distal, além disso, também analisaram a hipertrofia regionalizada do VL em dois diferentes exercícios (agachamento e salto), encontrando diferenças de hipertrofia distal entre os dois, porém sem encontrar diferenças de ativação, criando a hipótese de a EMG não ser boa preditora da hipertrofia regional muscular devido a limitações tecnológicas. No mesmo sentido, Miyamoto *et al.* (2013) não encontraram diferenças regionais de EMG para o VL em protocolo de 8 repetições de extensão de joelhos a 80% de 1RM, contradizendo as diferenças regionais de hipertrofia muscular verificadas no estudo, porém, encontraram diferenças na oxigenação muscular ao longo do músculo, associando a hipertrofia regionalizada com a diferença na oxigenação entre as regiões do VL.

Por outro lado, Wakahara *et al.* (2015) através da técnica de ressonância magnética T2 verificaram diferenças de ativação para RF e VM, mas não encontraram para VL e vasto intermédio (VI). Os autores também compararam a ativação entre as porções e chegaram à conclusão de que a ativação muscular está mais ligada a diferenças intramusculares do que intermusculares.

Portanto, os resultados encontrados nos estudos apresentados anteriormente que envolvem a ativação tanto através da EMG quanto do T2 são divergentes e inconclusivos, demandando outros estudos para que se consiga relacionar as propriedades intramusculares com a ativação muscular e com as adaptações resultantes do treinamento.

A variabilidade da resposta de ativação próximo distal das porções do quadríceps femoral deve ser analisada também de acordo com o equipamento utilizado. No exercício extensor de joelhos com polia, a tendência é a redução do torque de resistência ao longo da extensão, pela redução do braço de resistência. Ao mesmo tempo, a curva de torque de extensão de joelhos mostra uma redução da capacidade de gerar torque ao final da extensão (SMITH, WEISS e LEHMKUHL, 1997). No entanto, utilizando um sistema de Camus, o aparelho utilizado no presente estudo apresentou uma resistência que aumenta linearmente à medida que se reduz o ângulo de flexão no joelho, alcançando seu valor máximo nos últimos graus da ADM. Desta forma, ao final da extensão de joelhos, a associação da redução do comprimento da musculatura com o aumento do torque de resistência do equipamento, contribuíram para o aumento da atividade EMG registrado. Esta informação se apresenta essencial para justificar os resultados obtidos no presente estudo, pois as divergências observadas entre o mesmo e outros encontrados na literatura podem se dever às diferenças de torque de resistência observadas nos aparelhos de extensão de joelhos utilizados. Segundo Folland e Morris (2008), aparelhos diferentes têm apresentado respostas de torque de resistência diferente ao longo da ADM articular durante a realização do exercício banco extensor de joelhos.

Além disso, a curva de torque de extensão de joelhos mostra menor capacidade de produção de torque ao final da extensão (SMITH, WEISS e LEHMKUHL, 1997). Ainda, a massa do braço do equipamento (neste caso, cerca de 9kg - que também deverá ser deslocado pelo sujeito), tende a representar uma maior resistência ao longo da extensão, alcançando seu valor máximo nos últimos graus da ADM. Desta forma, ao final da extensão de joelhos, a associação da redução do comprimento da musculatura com o aumento do braço de resistência do equipamento e da massa resultante do braço do equipamento, contribuíram para o aumento da atividade EMG registrado.

As maiores ou menores diferenças encontradas quando comparadas as três porções medidas podem reforçar a ideia das diferenças arquitetônicas entre VM, VL e RF, pois apesar do perfil EMG durante toda a ADM ter sido similar a relação da ativação proximal-distal foi diferente para cada porção muscular. Além disso alguns estudos têm demonstrado uma diferença no controle neural entre músculos mono-articulares e bi-articulares, o que poderia explicar por exemplo as menores diferenças regionais apresentadas para o RF (SAITO e AKIMA, 2015; JACOBS e SCHENAU, 1991). No entanto, os resultados comparativos entre as regiões

proximal e distal mostraram somente algumas pontuais diferenças ao longo da ADM para as três porções. A relevância destas diferenças ainda necessita um entendimento mais aprofundado, uma vez que, com os dados isolados deste estudo, não é possível afirmar que elas podem significar um comportamento distinto ou um resultado diferenciado de resposta ao estímulo.

Por outro lado, as diferenças podem ter sido atenuadas pela carga de treinamento utilizada no estudo, pois foi utilizada a intensidade de 50% de 1RM, o que pode representar uma demanda moderada à musculatura, não resultando em potencialização de possíveis diferenças funcionais específicas às regiões da musculatura ativa. Além disso a distância entre os eletrodos proximal e distal (em torno de 20% da distância entre o trocânter e o epicôndilo lateral do fêmur) pode não ter comparado regiões com diferenças arquitetônicas acentuadas, pois como mostrado por Blazevich *et al.* (2006) a espessura muscular e o ângulo do fascículo variaram consideravelmente ao longo do comprimento das três porções do quadríceps.

Ademais, a tarefa de extensão de joelhos acontece em somente um eixo e plano de movimento. Isto resulta nas porções do quadríceps realizando sempre a mesma tarefa, não sendo possível alterações na trajetória ao longo das repetições, ou seja, limitada variabilidade. Neste caso, as diferenças arquitetônicas não pareceram suficientes para resultar em grandes diferenças nas respostas regionais das porções, como na ação concêntrica do RF que não apresentou diferença de ativação entre proximal e distal, corroborando os resultados de Miyamoto *et al.* (2012) que também não encontraram diferenças regionais significativas no exercício extensor de joelhos para o RF.

Se confirmada a hipótese de que as diferenças de EMG encontradas no presente estudo, entre as regiões proximal e distal, possuem relação com as diferenças biomecânicas, arquitetônicas e morfológicas ao longo do músculo, pode-se então fortalecer a ideia de que as diferentes regiões do músculo são ativadas de forma não uniforme durante a contração muscular, desempenhando papéis funcionais diferentes e influenciando nas adaptações regionais resultantes do treinamento.

Portanto, é necessário que outros trabalhos desenvolvam estudos envolvendo ativação regionalizada de músculos humanos a fim de avaliar o comportamento neuromuscular regional, além das possíveis mudanças na estrutura do músculo, em toda sua extensão ao

longo do tempo, visto que a arquitetura muscular sofre adaptações micro e macroscópicas mediante treinamento de força (BLAZEVIČH, 2005). Além disto, as características mecânicas do equipamento também devem ser descritas de forma a entender a influência destas características na aplicação da resistência externa e nos resultados obtidos.

6 CONCLUSÃO

As três porções (VL, RF e VM) apresentaram diferenças de ativação EMG regional próximo-distal em ângulos específicos das ações dinâmicas, concêntrica e excêntrica, sendo que as diferenças foram mais destacadas nos vastos, principalmente no vasto lateral. Essas diferenças podem significar uma resposta aguda da heterogênea arquitetura intramuscular ao exercício de força dinâmico, o qual aplicado em um treinamento crônico poderá, possivelmente, ocasionar adaptações estruturais heterogêneas ao longo do músculo.

REFERÊNCIAS

- ABREU, R.; MORAES, M.; e MEDINA, R. Avaliação do comportamento dos músculos vasto medial oblíquo (VMO), reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) na subida e descida de degraus em indivíduos saudáveis, **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v.2, n.9, p.324-334, 2008.
- BLAZEVOICH. Understanding Muscle Architectural Adaptation: Macro and Micro Level Research. **Cells Tissues Organs**, n. 181, p. 1-10, 2005.
- BLAZEVOICH, A.J.; GILL, N.D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, n.209, p.289-310, 2006.
- BLAZEVOICH. Effects of Physical Training and Detraining, Immobilisation, Growth and Aging on Human Fascicle Geometry. **The American Journal of Sports Medicine**. n.36, p. 1003-1017, 2006.
- BLAZEVOICH, A.J.; CANNAVAN, D.; COLEMAN, D.R.; HORNE, S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. **Journal of Applied Physiology**, n.103, p.1565–1575, 2007.
- EARP *et al.* Regional surface electromyography of the vastus lateralis during strength and power exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, p. 1585–1591, 2016.
- EMA, R.; WAHAHARA, T.; MIYAMOTO, N.; KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y. Inhomogeneous architectural changes of the quadriceps femoris induced by resistance training. **European Journal of Applied Physiology**, v.113, p. 2691-703, 2013.
- FINNI *et al.* Mechanical behavior of the quadriceps femoris muscle tendon unit during low-load contractions. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, p. 1320–1328, 2008.
- FOLLAND, J.MORRIS, B. Variable-cam resistance training machines: Do they match the angle – torque relationship in humans? **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 2, p. 163-69, 2008.
- GUILHERM *et al.* Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises. **European Journal of Applied Physiology**, v.111, p.2723–2733, 2011.
- JACOBS e SCHENAU. Control of an external force in leg extensions in humans. **Journal of Physiology**, v. 457, pp. 611-626, 1991.
- LACERDA, L.; MARTINS-COSTA, H.; DINIZ, R. Variations in repetition duration and repetition numbers influence muscular activation and blood lactate response in protocols equalized by time under tension. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 1, p. 251-258, 2016.

MARCHETTI, P.H; NARDI, P.S; BLEY, A.S; The acute passive stretching does not affect the maximal muscular activity of the hamstrings. **Motricidade**, v. 8, n. 4, pp. 80-86, 2012.

MATTA *et al.* Heterogeneity of rectus femoris muscle architectural adaptations after two different 14-week resistance training programmes. **Scandinavian Society of Clinical Physiology and Nuclear Medicine**, 2014. doi: 10.1111.

MIYAMOTO *et al.* Task-Dependent Inhomogeneous Muscle Activities within the Bi-Articular Human Rectus Femoris Muscle. **Journal Plos One**, v. 7, n. 3, doi: 10.1371/journal.pone.0034269, 2012.

MIYAMOTO *et al.* Non-uniform muscle oxygenation despite uniform neuromuscular activity within the vastus lateralis during fatiguing heavy resistance exercise. **Scandinavian Society of Clinical Physiology and Nuclear Medicine**, 2013. doi: 10.1111.

MORAES *et al.* Electromyographic analysis of the rectus femoris muscle during the execution of movements of the knee in leg extension machine. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 11 n. 2 p. 19-23, 2003.

NODA, MARCHETTI e JUNIOR. A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. **Revista CPAQV – Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida**, v. 6, n. 3, p. 25, 2014.

PAPPAS *et al.* Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, p. 2381–2389, 2002.

PINCIVERO *et al.* Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 246–254, 2006.

SAITO e AKIMA. Neuromuscular Activation of the Vastus Intermedius Muscle during Isometric Hip Flexion. **Journal Plos One**, vol. 10, n. 10, doi:10.1371/journal.pone.0141146, 2015.

SIGNORILE *et al.* Range of motion and leg rotation affect electromyography activation levels of the superficial quadriceps muscles during leg extension. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 9, p. 2536-2545, 2014.

SMITH, L. WEISS, E. LEHMKUHL, L. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

WAKAHARA *et al.* Nonuniform muscle hypertrophy: its relation to muscle activation in training session. **Medicine Science Sports Exercise**, v.45, p. 2158–2165, 2013.

WAKAHARA *et al.* Inter- and intramuscular differences in training-induced hypertrophy of the quadriceps femoris: association with muscle activation during the first training session. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, 2015. doi: 10.1111.

WATANABE, KOUZAKI, MORITANI. Region-specific myoelectric manifestations of fatigue in human rectus femoris muscle. **Muscle Nerve**, v. 48, p. 226-234, 2013.

WATANABE, KOUZAKI, MORITANI. Non-uniform surface EMG responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. **Muscle Nerve**, p. 6-31, 2014. doi: 10.1002/mus.24232,

WATANABE *et al.* Non-uniform recruitment along human rectus femoris muscle during transcutaneous electrical nerve stimulation. **European Journal of Applied Physiology**. 2015. doi: 10.1007/s00421-015-3196-7.