



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM FISIOTERAPIA E FUNCIONALIDADE

LISSIANE ALMEIDA CABRAL

**COMPARAÇÃO DA AMPLITUDE DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO
MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES**

FORTALEZA

2022

LISSIANE ALMEIDA CABRAL

COMPARAÇÃO DA AMPLITUDE DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO MUSCULAR
DE MEMBROS INFERIORES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia e Funcionalidade da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre. Linha de pesquisa: Processos de avaliação e intervenção no sistema musculoesquelético nos diferentes ciclos da vida.

Orientador: Prof. Dr. Claudio de Oliveira Assumpção.

Co-orientador: Prof. Dr. Mário Antônio de Moura Simim

FORTALEZA

2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Biblioteca Universitária

Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

- C119c Cabral, Lissiane Almeida.
Comparação da amplitude do agachamento na ativação muscular de membros inferiores / Lissiane Almeida Cabral. – 2022.
50 f. : il.
- Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, Faculdade de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia e Funcionalidade, Fortaleza, 2022.
Orientação: Prof. Dr. Cláudio de Oliveira Assumpção.
Coorientação: Prof. Dr. Mario Antonio de Moura Simim.
1. Eletromiografia. 2. Músculos. 3. Exercício físico. I. Título.

CDD 615.82

LISSIANE ALMEIDA CABRAL

**COMPARAÇÃO DA AMPLITUDE DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO
MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia e Funcionalidade da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre. Linha de pesquisa: Processos de avaliação e intervenção no sistema musculoesquelético nos diferentes ciclos da vida.

Orientador: Prof. Dr. Claudio de Oliveira Assumpção.

Co-orientador: Prof. Dr. Mário Antônio de Moura Simim

Aprovada em: 29/07/2022.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Claudio de Oliveira Assumpção (Orientador)
Titulação: Doutor
Instituição: Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Alexandre Igor Araripe Medeiros (Membro interno)
Titulação: Doutor
Instituição: Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Leonardo Coelho Rabello de Lima (Membro externo)
Titulação: Doutor
Instituição: Universidade de São Paulo (USP)

DEDICATÓRIA

Dedico à Deus por sempre ser meu refúgio.

Dedico a mim, por ter seguido e suportado todas as adversidades impostas.

Dedico à minha mãe e meus avós que me apoiaram e me deram forças.

Dedico a todos aqueles que me incentivaram, apoiaram e acreditaram em mim durante todo esse percurso.

AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia e Funcionalidade por todo conhecimento adquirido e pelo crescimento profissional a mim ofertado.

Ao professor Claudio Assumpção, pela orientação e paciência na realização deste trabalho.

Ao professor Tulio Banja, pois sem seus auxílios e conhecimento compartilhado esse trabalho não poderia ter sido realizado.

A minha mãe por todo o seu amor e por sempre me acolher, me incentivar e me ensinar todos os dias.

Ao professor Fabio Ceschini, por me apoiar, incentivar, por acreditar em mim e me servir de exemplo. Tenho muita admiração por você e é de um enorme prazer e orgulho poder compartilhar desse momento com você.

A Camila Domiciano, por toda sua ajuda, conhecimento, paciência e parceria, sua presença foi essencial para que esse trabalho fosse concluído. Não tenho nem palavras para agradecer ou expressar o quanto sua presença foi essencial.

A Isabel Martins, por me inspirar, por me auxiliar e por toda disponibilidade em me orientar.

Aos colegas da turma de mestrado, pelas reflexões, críticas e sugestões recebidas.

A Patrícia Holanda, por ter estado ao meu lado e ter sido acolhimento em momentos difíceis.

A Silvia Sampaio, por sempre acreditar em mim e estar sempre presente nos momentos mais difíceis e alegres.

DESCRIÇÃO DA DISSERTAÇÃO PARA LEIGOS

Este projeto surgiu a partir da curiosidade investigativa acerca da ativação muscular, em mulheres, realizando o agachamento com a barra nas costas. Nossa intenção é fundamentar a tomada de decisão prática, por parte dos profissionais de saúde que trabalham com exercícios físicos, sobre as mudanças na ativação muscular em relação as amplitudes do agachamento. Levamos em consideração que o agachamento é um movimento que envolve as articulações do quadril, joelho e tornozelo e que a amplitude do movimento pode influenciar a ativação dos músculos envolvidos. No entanto, ainda há controvérsias sobre a ativação dos músculos extensores do quadril e joelho e flexores de joelho em relação a amplitude do agachamento a ser realizado, principalmente em mulheres uma vez que apresentam um padrão de agachamento diferente dos homens.

A ideia para este projeto surgiu durante as aulas do mestrado, ainda quando realizadas presencialmente. Iniciamos nossas pesquisas em novembro de 2020, realizando um projeto piloto com seis participantes, no qual utilizamos os resultados para realizarmos o cálculo amostral, e assim continuarmos a coleta de dados. Retomamos a pesquisa após o período de isolamento social que ocorreu devido a pandemia da Covid-19, de forma que 35 mulheres participaram da amostra.

Com esta pesquisa, podemos concluir que os músculos biarticulares sofreram influência da amplitude do agachamento durante a fase excêntrica do movimento, enquanto os músculos uniarticulares sofreram influência nas duas fases do movimento. Para o músculo vasto lateral (VL) a fase concêntrica apresentou maior ativação durante o agachamento profundo, enquanto para a fase excêntrica foi mais ativado durante o agachamento paralelo. Já para o glúteo máximo, a maior ativação muscular ocorreu no agachamento paralelo nas duas fases do movimento.

RESUMO

Introdução: Apesar do agachamento ser um dos exercícios mais comuns em um programa de treinamento de força para membros inferiores, ainda há controvérsias quanto a ativação muscular em diferentes amplitudes do agachamento, principalmente, com cargas equalizadas. As mulheres, quando objetivam aumentar a amplitude do agachamento, realizam maior flexão de joelho, o que pode modificar a ativação muscular durante este movimento. **Objetivo:** Avaliar se há diferença na atividade muscular em relação a amplitude do agachamento, nos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM) e bíceps femoral (BF), em mulheres jovens. **Métodos:** Este foi um estudo de caráter transversal, realizado com 35 mulheres com idade média de $32,9 \pm 7,4$ anos, massa corporal de $64,5 \pm 11,5$ kg, estatura de $1,63 \pm 0,1$ m, IMC $24,2 \pm 2,9$ kg/m², e percentual de gordura de $24,9 \pm 6,5\%$. Realizamos o teste de força para 10 repetições máximas (10RM) para o agachamento paralelo (C1) e agachamento profundo (C2). Comparou-se C1 e C2, por meio de análise eletromiográfica. Para as análises estatísticas, os dados foram apresentados como média \pm desvio padrão e através da ANOVA e post hoc Bonferroni. **Resultados:** Para o RF na contração concêntrica não há diferença entre as amplitudes do agachamento com $p = 0,097$ enquanto na excêntrica houve diferença significativa, sendo o valor de $p = 0,001$. O VL apresentou diferença na ativação muscular em relação a amplitude, tanto para a fase concêntrica como excêntrica, com valores de $p = 0,005$ e $p = 0,006$ respectivamente. Para o GM, a contração concêntrica e a excêntrica foram diferentes quanto a amplitude do agachamento, sendo $p = 0,02$ e $p = 0,022$ respectivamente. E para o BF não há diferença na contração concêntrica em relação a amplitude, $p = 0,551$, porém há diferença na contração excêntrica com valor de $p = 0,020$. **Conclusão:** Os músculos biarticulares não sofreram influência da amplitude do agachamento durante a fase concêntrica, apenas durante a fase excêntrica, enquanto os músculos uniarticulares sofreram influência da amplitude do agachamento nas duas fases do movimento, de forma que o GM foi mais ativado em C1, e para o VL C2 apresentou uma maior ativação na fase concêntrica, e C1 maior ativação na fase excêntrica.

Palavras-chave: eletromiografia, músculos, exercício físico.

ABSTRACT

Introduction: Although the squat is one of the most common exercises in a strength training program for the lower limbs, there are still controversies regarding muscle activation in different squat amplitudes, especially with equalized loads. Women, when aiming to increase squat amplitude, perform greater knee flexion, which can modify muscle activation during this movement. **Objective:** To assess whether there is a difference in muscle activity in relation to the amplitude of the squat, in the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), gluteus maximus (GM) and biceps femoris (BF) muscles in young women. **Methods:** This was a cross-sectional study, carried out with 35 women with a mean age of 32.9 ± 7.4 years, body mass of 64.5 ± 11.5 kg, height of 1.63 ± 0.1 m, BMI 24.2 ± 2.9 kg/m², and percentage of fat of $24.9 \pm 6.5\%$. The strength test was performed for 10 maximum repetitions (10RM) for the parallel squat (C1) and deep squat (C2). C1 and C2 were compared through an electromyographic analysis. For statistical analyses, data were presented as mean \pm standard deviation and through ANOVA and post hoc Bonferroni. **Results:** For the RF in the concentric contraction there is no difference between the amplitudes of the squat, $p = 0.097$ while in the eccentric the value of $p = 0.001$. The VL showed a difference in muscle activation, in relation to amplitude, both for the concentric and eccentric phases, with values of $p = 0.005$ and $p = 0.006$ respectively. For the GM, the concentric and eccentric contractions were different in terms of the squat amplitude, with $p = 0.02$ and $p = 0.022$ respectively. And the BF there is no difference in the concentric contraction in relation to the amplitude, $p = 0.551$, however there is a difference in the eccentric contraction with $p = 0.020$. **Conclusion:** The biarticular muscles were not influenced by the squat amplitude during the concentric phase, only during the eccentric phase. While the uniarticular muscles were influenced by the amplitude of the squat in the two phases of the movement, so that the GM was more activated in C1, and for the VL, C2 it influenced a greater activation of the concentric phase, and C1 greater activation of the eccentric phase.

Keywords: electromyographic, muscles, exercise.

LISTA DE ABREVIATURAS

Agachamento Paralelo	C1
Agachamento Profundo	C2
Eletromiografia	EMG
Treinamento de Força	TF
Reto Femoral	RF
Vasto Lateral	VL
Bíceps Femoral	BF
Glúteo Máximo	GM

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
1.1 Perguntas de partida.....	11
1.2 Hipótese.....	12
1.3 Objetivos.....	12
1.3.1 Objetivo geral.....	12
1.2.1 Objetivos específicos.....	12
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	13
2.1 Agachamento.....	13
2.2 Agachamento <i>versus</i> amplitude.....	14
2.3 Agachamento <i>versus</i> mulheres.....	16
3 ARTIGO CIENTÍFICO.....	18
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	36
4.1 Limitações.....	36
REFERÊNCIAS.....	38
APÊNDICES.....	44
APÊNDICE I: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE) ...	44
APÊNDICE II: ANAMNESE.....	46
APÊNDICE III: CARD DE DIVULGAÇÃO.....	47
ANEXO.....	49
ANEXO I: Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....	49
ANEXO II - Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q).....	50

1 INTRODUÇÃO

O treinamento de força tem proporcionado benefícios variados aos seus praticantes, como melhora da coordenação motora, melhora do sistema cardiovascular, aumento da densidade óssea, entre outros (WESTCOTT, 2012), além de fazer parte de programas de reabilitação, prevenção e tratamento de doenças relacionadas ao sistema musculoesquelético (ACSM, 2009). No entanto, os ganhos decorrentes do treinamento de força dependem da manipulação de algumas variáveis, como por exemplo: tipo e ordem dos exercícios, velocidade de execução, volume, intensidade, intervalo entre as séries, tipos de contração muscular e amplitude de movimento (SUCHOMEL et al., 2018).

Com relação a amplitude de movimento, à medida que os ângulos articulares se modificam, a produção de força muscular sofre alterações, o que pode ser explicado pela relação comprimento-tensão muscular (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; NEWMIRE; WILLOUGHBY, 2018), sendo então, uma característica do músculo esquelético ajustar a produção de força de acordo com a amplitude de movimento (AQUINO et al., 2007; RHEA et al., 2016).

De forma que, o aumento do comprimento muscular, até determinado ponto, acarreta em maior produção de força, enquanto, com o encurtamento do comprimento muscular há redução da produção de força, assim, pode-se compreender que há uma amplitude articular em que o músculo produz o máximo da força (MINOZZO et al., 2012). Portanto, a escolha por uma amplitude de movimento específica influencia a alteração do desenvolvimento de força, a ativação e a sincronização das unidades motoras (PALLARÉS et al., 2020).

O agachamento tem sido um dos exercícios mais utilizados em programas de treinamento de força e reabilitação devido a sua capacidade de recrutar e fortalecer grupamentos musculares distintos, que envolvem as articulações do quadril, joelho e tornozelo, o que possibilita a melhora do desempenho físico (GULLETT et al., 2009; MARCHETTI et al., 2016). Este movimento apresenta um padrão mecânico funcional, uma vez que se assemelha a movimentos do cotidiano (DURWARD; BAER; ROWE, 2001).

A literatura indica que maior flexão de joelho e tronco durante o agachamento proporciona maior ativação dos músculos isquiotibiais (SOUSA et al., 2007), ou seja, o agachamento com maior amplitude (profundo) possibilitaria uma maior ativação desta musculatura citada (PRETO; FERREIRA; MARTINS, 2014).

Quando se avalia o agachamento realizado por indivíduos de diferentes sexos, mulheres apresentam um padrão de movimento diferente dos homens, sendo o movimento de agachar

mais dominante sob a articulação do joelho, em mulheres, o que, gera maior ativação dos músculos do quadríceps (LYNN; NOFFAL, 2012). Quando objetivam aumentar a amplitude, as mulheres realizam maior flexão de joelho, enquanto os homens realizam maior flexão de quadril (MCKEAN; BURKETT, 2012).

No entanto, o conhecimento sobre as alterações neuromusculares em relação a ativação muscular em decorrência da amplitude de movimento do agachamento ainda é precário, principalmente quando se avalia o sexo feminino (CONTRERAS et al., 2016), uma vez que a maioria dos estudos com essa temática foram realizados com o sexo masculino. Há poucos estudos comparando a ativação muscular em diferentes ângulos de flexão de joelho com carga externa equalizada e igualada a amplitude de movimento do agachamento com a barra nas costas (DA SILVA et al., 2017).

A análise da ativação muscular é ideal para compreender de que forma os músculos são recrutados em determinado exercício (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016). O método utilizado para mensurar a ativação muscular é a eletromiografia, uma vez que avalia a função muscular por meio da captação do sinal elétrico disparado pelo músculo ou unidade motora, possibilitando obter informações sobre a atuação de um determinado músculo quando expostos ao movimento, sobrecarga, amplitude e/ou velocidade, por exemplo (OLIVEIRA et al., 2012).

Sendo assim, a proposta deste estudo foi avaliar se a maior amplitude do agachamento resulta em maior ativação dos músculos reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral e glúteo máximo, comparando o agachamento paralelo (0 – 90°) com o agachamento profundo (0 – 140°). Adicionalmente, outra proposta do estudo foi verificar a existência de diferença na ativação muscular entre as fases do movimento (concêntrica e excêntrica) dos extensores e flexores de joelho e quadril em relação a amplitude do agachamento.

Dessa forma, este projeto se justificou pela pretensão em compreender a influência da amplitude do agachamento na ativação muscular dos membros inferiores, assim como, suas implicações e efetividade quanto as respostas musculares, possibilitando maior entendimento por parte dos profissionais de saúde, profissionais de educação física e da fisioterapia, o que proporcionará maior segurança para prescrição deste exercício e melhores resultados para o público praticante.

1.1 Perguntas de partida

A. Existe diferença na ativação muscular do reto femoral, vasto lateral, glúteo máximo e bíceps femoral em relação a amplitude do agachamento?

B. Qual amplitude do agachamento gera maior ativação muscular no reto femoral, vasto lateral, glúteo máximo e bíceps femoral?

1.2 Hipótese

A maior amplitude do agachamento acarretará maior ativação dos músculos do quadril e joelho.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

Avaliar se diferentes amplitudes do agachamento alteram a ativação dos músculos reto femoral, vasto lateral, glúteo máximo e bíceps femoral em mulheres.

1.2.1 Objetivos específicos

1. Analisar se a amplitude do agachamento interfere na ativação da musculatura bíceps femoral e glúteo máximo;
2. Identificar se a amplitude do agachamento influencia em maior ativação da musculatura reto femoral e vasto lateral;
3. Descrever se a fase de contração (concêntrica e excêntrica) influencia na ativação dos músculos supracitados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Agachamento

O treinamento de força (TF) está associado a melhora da força muscular e função física, sendo também associado a redução da mortalidade, a redução dos riscos de doenças cardiometabólicas, como por exemplo redução da pressão arterial e da glicemia (EL-KOTOB, et al., 2020). Dessa forma, o TF é recomendado para prevenção e tratamento de doenças relacionadas ao sistema musculoesquelético, assim como, para redução dos riscos de doenças crônicas degenerativas como a diabetes (ACSM, 2009).

No entanto, para que ocorram as adaptações musculares, em decorrência de um programa de TF é necessário manipular algumas variáveis como: frequência, volume e intensidade (LASEVICIUS et al., 2018) e amplitude de movimento (SUCHOMEL et al., 2018).

O agachamento com a barra nas costas é eficaz para o fortalecimento dos músculos dos membros inferiores, o que auxilia na prevenção de lesões e aumenta o desempenho físico e funcional (PALLARES et al., 2019). Schoenfeld (2010) afirma que o agachamento é um exercício que recruta os músculos anteriores e posteriores da coxa e quadril, incluindo reto femoral, vasto lateral, vasto medial, isquiotibiais e glúteos máximo e médio.

Dessa forma, o agachamento possibilita o fortalecimento da musculatura da coxa e quadril, melhora do desempenho físico e, assim, pode auxiliar no tratamento e na prevenção de lesões do joelho e quadril (MARCHETTI et al., 2016). A compreensão deste movimento, em relação a biomecânica e ativações musculares é essencial para um melhor desempenho atlético ou, apenas, para melhora da qualidade de vida (GULLETT et al., 2009).

Durante a execução do agachamento, a força de reação do solo ultrapassa anteriormente a articulação do quadril e posteriormente a articulação do joelho, o que exige um equilíbrio na ativação dos músculos extensores de quadril, glúteo máximo e isquiotibiais, extensores de joelho, reto femoral e vasto lateral (LYNN; NOFFAL, 2012).

Supõe-se que se melhorar a ativação dos músculos extensores de quadril, durante a execução do agachamento, acarretará em uma menor geração de força por parte dos músculos extensores de joelho (LYNN; NOFFAL, 2012). No entanto, a ativação do glúteo máximo, em virtude da amplitude, durante o agachamento ainda é controversa, uma vez que a ativação do glúteo pode ser reduzida em virtude da maior profundidade do agachamento (KRAUSE NETO et al., 2020).

2.2 Agachamento *versus* amplitude

Uma das variáveis do TF que impactam nos desfechos finais é a amplitude de movimento (AQUINO et al., 2007; RHEA et al., 2016). A produção de força muscular se modifica em decorrência dos ângulos articulares. Essa relação entre amplitude de movimento e produção de força muscular pode ser compreendida pela relação comprimento-tensão muscular (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; NEWMIRE; WILLOUGHBY, 2018).

A relação comprimento-tensão muscular propõe por exemplo que no encurtamento das fibras musculares há redução na produção de força, assim, pode-se encontrar uma associação ótima entre amplitude e produção máxima da força (MINOZZO et al., 2012).

O movimento do agachamento deve ser realizado da seguinte forma: se inicia com o corpo na posição ortostática e em completa extensão, inclusive joelhos e quadril, então o indivíduo flexiona levemente o troco para frente, e simultaneamente reduz a amplitude articular dos joelhos, bem como tornozelos e agacha até a amplitude desejada (parcial, paralela ou profunda), caracterizando a fase excêntrica, e em seguida retorna à posição inicial, considerada a fase concêntrica do movimento (ESCAMILLA, 2001). O agachamento paralelo (C1) é realizado de 0 a 90° de flexão de joelho, enquanto o profundo (C2) é realizado de 0 a 140° de flexão de joelho (DA SILVA et al., 2017).

As ativações musculares que acontecem no agachamento são decorrentes do movimento do quadril e joelho, ou seja, o posicionamento do quadril influencia na eficácia dos músculos do joelho (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016), assim como, a amplitude do agachamento gera alterações na magnitude da carga, podendo levar a uma alteração na ativação muscular (DA SILVA et al., 2017).

Dessa forma, compreende-se que as mudanças na amplitude do agachamento acarretam variações no desenvolvimento de força, assim como na ativação e sincronização das unidades motoras (RHEA et al., 2016), sendo corroborado por outros autores ao afirmarem que proporcionar variações na amplitude durante a execução do agachamento acarreta alterações na ativação muscular dos membros inferiores (MARCHETTI et al., 2016). O que por sua vez, acarretam alteração na carga imposta sobre as articulações envolvidas (LONGPRÉ; ACKER; MALY, 2015).

Nesse sentido, a literatura indica que uma maior flexão de joelho e tronco durante o agachamento proporciona maior ativação dos músculos isquiotibiais (SOUSA et al., 2007), o que é corroborado por alguns autores ao afirmarem que o agachamento com maior amplitude (agachamento profundo) possibilita uma maior ativação desta musculatura citada, desde que as

estruturas articulares estejam preparadas para este movimento, assim, pode proporcionar segurança as estruturas ósseas e articulares, e maior recrutamento muscular (PRETO; FERREIRA; MARTINS, 2014).

Schoenfeld (2010) afirma que o glúteo máximo atua excêntrica para controlar a descida do movimento, e que o pico de força do glúteo máximo está próximo aos 90° de amplitude do movimento e que o glúteo tem a função de estabilizar o joelho durante o agachamento. Já com relação aos isquiotibiais, o autor afirma que a amplitude de movimento não acarreta variação na ativação dessa musculatura, e que sua maior ativação acontece entre os 10 – 70° de flexão de joelho, sendo estes, então, apenas moderadamente ativos durante o agachamento, seja ele parcial, paralelo ou profundo.

No entanto, há evidências de que o agachamento a 90° gera maior ativação de todos músculos dos membros inferiores, e que o agachamento a 140° acarretou redução da ativação do glúteo máximo e vasto lateral e que a amplitude de flexão do joelho não proporcionou maior ativação dos isquiotibiais (MARCHETTI et al., 2016). Ademais, Da Silva et al. (2017) em seu estudo com 25 homens treinados, verificaram por meio da EMG, maior ativação do glúteo máximo durante o agachamento parcial em comparação ao agachamento completo.

Em contrapartida, quando se avaliou o volume muscular, o agachamento com maior amplitude proporcionou melhores resultados na área de secção transversal do músculo anterior da coxa, em comparação com o agachamento com menor amplitude (BLOOMQUIST et al., 2013).

Em estudo realizado por Caterisano et al. (2002) realizado com 10 homens, objetivou-se avaliar, por meio da EMG, a ativação do glúteo máximo, vasto lateral e medial e bíceps femoral, em três amplitudes do agachamento (parcial, paralelo e profundo). E concluíram que, na fase concêntrica, a ativação do glúteo máximo é maior no agachamento profundo, mas que na fase excêntrica não há diferença entre as amplitudes. Com tudo, no momento da fase excêntrica, a musculatura anterior da coxa apresentou maior ativação em decorrência do aumento da amplitude. Para o bíceps femoral não houve diferença entre as amplitudes ou fases concêntricas e excêntricas.

Compreende-se que alterações na amplitude do movimento articular durante o TF acarretam respostas e adaptações diferenciadas, apresentando implicações distintas para o esporte e/ou reabilitação (BLOOMQUIST et al., 2013). De forma que, a ativação e sincronização das unidades motoras, bem como, o desenvolvimento da força, são impactados pela amplitude de movimento (PALLARÉS et al., 2020).

Há poucos estudos comparando a ativação muscular em diferentes ângulos de flexão de joelho com carga externa equalizada e igualada a amplitude de movimento do agachamento com a barra nas costas (DA SILVA et al., 2017), sendo, precário o conhecimento sobre as relações existentes entre a ativação muscular e alterações neuromusculares em virtude das modificações da amplitude articular (CONTRERAS et al., 2016).

2.3 Agachamento *versus* mulheres

O movimento de agachar, em mulheres, é mais dominante na articulação do joelho, o que aumenta o torque e a ativação do quadríceps, enquanto nos homens é mais dominante na articulação do quadril (LYNN; NOFFAL, 2012), de forma que, quando objetivam aumentar a amplitude do agachamento, as mulheres aumentam a flexão do joelho, e os homens aumentam a flexão do tronco (MCKEAN E BURKETT, 2012).

Sob o cerne em questão, Harput et al. (2014) afirmam que as mulheres apresentam maior ativação da musculatura anterior do joelho durante o agachamento e que este exercício não é recomendado quando se objetiva a coativação com a musculatura posterior de joelho. Tal estudo, vai ao encontro das pesquisas realizadas por Contreras et al. (2016) que analisaram a ativação muscular, em mulheres, e conclui que não houve diferenças significativas em relação a ativação do glúteo ou bíceps femoral nas três variações do exercício, agachamento frontal, agachamento paralelo e com a barra nas costas e no agachamento profundo com a barra nas costas (CONTRERAS et al., 2016).

Outra característica das mulheres na realização do agachamento é que, o sexo feminino ativou menos o bíceps femoral durante a fase descendente do movimento até 90°, em comparação aos homens (MEHLS et al., 2022), assim como também na execução do agachamento unipodal, onde o sexo feminino ativou mais a musculatura do quadríceps, sendo, portanto, necessário, exercícios específicos para musculatura posterior (YOUDAS et al., 2007).

Os baixos níveis de ativação dos isquiotibiais, em comparação com o quadríceps, durante o agachamento já vem sendo demonstrado em diversas pesquisas, sendo justificados pela inibição recíproca da alta ativação do quadríceps, assim como pela mudança no comprimento muscular decorrente da flexão simultânea de quadril e joelho (MCCURDY; WALKER; YUEN, 2018).

Dessa forma, o agachamento não é o exercício ideal para o fortalecimento dos isquiotibiais (EBBEN, 2009), e que, quando realizados por mulheres iniciantes no treinamento de força, o aumento da amplitude do agachamento pode aumentar, consideravelmente, o risco

de lesão articular por apresentarem joelho valgo, um maior momento extensor do joelho, assim como uma redução da consciência e controle motor durante a sua execução (LI et al., 2021).

3 ARTIGO CIENTÍFICO

COMPARAÇÃO DA AMPLITUDE DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES

RESUMO

Objetivo: Avaliar se existe diferença na ativação muscular em relação a amplitude do agachamento em mulheres jovens. **Métodos:** Participaram do estudo 35 mulheres (idade: $32,9 \pm 7,4$ anos; massa corporal: $64,5 \pm 11,5$ kg; estatura: $1,63 \pm 0,1$ m; IMC: $24,2 \pm 2,9$ kg/m²; percentual de gordura: $24,9 \pm 6,5\%$). Realizou-se uma análise eletromiográfica dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM) e bíceps femoral (BF) em duas amplitudes do agachamento: paralelo (C1) a 90° de flexão de joelho, e profundo (C2) a 140° de flexão de joelho, ambos com a barra nas costas. Foi realizada ANOVA *two way* com medidas repetidas seguida de *post hoc* de *Bonferroni*, com um nível de significância de 5%. **Resultados:** O RF e o BF apresentaram influência da amplitude do agachamento apenas na ação muscular excêntrica ($p = 0,001$ e $0,020$ respectivamente). O VL apresentou diferença na ativação muscular em relação à amplitude, tanto para a ação muscular concêntrica como excêntrica ($p = 0,005$ e $0,006$ respectivamente). Para o GM, as ações musculares concêntrica e excêntrica foram diferentes quanto à amplitude do agachamento ($p = 0,020$ e $0,022$ respectivamente). **Conclusão:** Os músculos biarticulares sofreram influência da amplitude do agachamento apenas na ação excêntrica do movimento, enquanto os uniarticulares sofreram influência do agachamento tanto na ação muscular concêntrica como na excêntrica.

Palavras-chave: eletromiografia, reto femoral, bíceps femoral, glúteo máximo, vasto lateral.

ABSTRACT

Aim: Evaluate whether there is a difference in muscle activation in relation to the squat amplitude in young women. **Methods:** Thirty-five women participated in this study (age: 32.9 ± 7.4 years; body mass: 64.5 ± 11.5 kg; height: 1.63 ± 0.1 m; BMI: 24.2 ± 2.9 kg/m²; fat percentage: $24.9 \pm 6.5\%$). An electromyographic analysis of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), gluteus maximus (GM) and biceps femoris (BF) muscles was performed in two squat amplitudes: parallel (C1) to 90° of knee flexion, and deep (C2) to 140° of knee flexion, both with the bar on the back. Two-way ANOVA with repeated measures followed by Bonferroni's post hoc test was performed with the significance level of 5%. **Results:** RF and BF showed influence of squat amplitude only in the eccentric muscle action ($p = 0.001$ and 0.020 respectively). The VL showed a significant difference in muscle activation in relation to amplitude for both concentric and eccentric muscle actions ($p = 0.005$ and 0.006 respectively). For the GM, the concentric and eccentric muscle actions were significantly different in terms of the squat amplitude ($p = 0.020$ and 0.022 respectively). **Conclusion:** The biarticular muscles were influenced by squat amplitude only in the eccentric action of movement, while the uniarticular muscles were influenced by squat amplitude in both concentric and eccentric muscle actions.

Keywords: electromyography, rectus femoris, biceps femoris, gluteus maximus, vastus lateralis.

INTRODUÇÃO

O movimento de agachamento recruta grupos musculares distintos que envolvem a articulação do quadril, joelho e tornozelo, sendo um dos exercícios mais comuns em programas de treinamento de força (TF) (GULLETT et al., 2009). Além disso, esse exercício é utilizado como forma de reabilitação por possibilitar o fortalecimento da musculatura do quadril e da coxa (MARCHETTI et al., 2016) e apresentar um movimento com padrão mecânico funcional (DURWARD; BAER; ROWE, 2001). Nesse sentido, a compreensão em relação à ativação muscular pode auxiliar na melhora da prescrição do treinamento e conseqüentemente nas adaptações geradas, contribuindo para o desempenho físico, melhoria da qualidade e realização de atividades da vida diária (GULLETT et al., 2009). No caso da melhora no desempenho físico são necessários ajustes nas variáveis do treinamento, como por exemplo: tipo e ordem dos exercícios, velocidade de execução, tipos de contração muscular e amplitude de movimento (SUCHOMEL et al., 2018).

Embora o agachamento tenha sido apontado como um dos exercícios mais utilizados para o desenvolvimento da força e potência de membros inferiores, inclusive em esportes (KOZINC et al., 2022; KUBO; IKEBUKURO; YATA, 2019; PADULO et al., 2022; PÉREZ-CASTILLA et al., 2022), estudos mostram que esse exercício pode não ser ideal para reduzir desequilíbrios entre os grupos musculares dos isquiotibiais e do quadríceps, independentemente da sua amplitude, uma vez que diferentes amplitudes do movimento de agachamento não geram maior ativação da musculatura posterior da coxa (GORSUCH et al., 2013; MARCHETTI et al., 2016). Porém, Sousa et al. (2007) demonstraram que uma maior amplitude do agachamento acarreta maior divergência de força entre os músculos reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF), uma vez que a ativação do músculo anterior da coxa é maior com o aumento da amplitude. Esses achados estão de acordo com os encontrados por Gorsuch et al. (2013) ao demonstrarem aumento da ativação do músculo RF, ao comparar o agachamento a 45° com 90°, sendo necessário realizar exercícios específicos para os músculos posteriores da coxa, como por exemplo mesa flexora e *stiff*.

Em experimentos conduzidos exclusivamente com voluntários do sexo masculino, as variações na amplitude do movimento acarretam alterações no desenvolvimento de força, na ativação e sincronização das unidades motoras (PALLARÉS et al., 2020; RHEA et al., 2016). Contudo, além da amplitude de movimento, homens e mulheres apresentam estratégias distintas para realizar o agachamento (MCKEAN, M. R.; BURKETT, 2012). Nas mulheres há uma ênfase na articulação do joelho, o que produz mais torque e conseqüentemente maior ativação

do grupo muscular do quadríceps (LYNN; NOFFAL, 2012). Assim, mulheres apresentam maior ativação da musculatura anterior da coxa durante o agachamento, não sendo recomendado tal exercício quando se objetiva o fortalecimento da musculatura posterior da coxa (HARPUT et al., 2014). Finalmente, as informações relacionadas ao público feminino não contemplam plenamente as análises em diferentes amplitudes de movimento, isso ainda precisa ser investigado, pois já foi demonstrado em homens que isso pode resultar em diferentes ativações (TRINDADE et al., 2020).

Está bem delineada a relação entre a manifestação da força e grupos musculares anteriores e posteriores da coxa, sendo maior no grupo muscular do quadríceps. Entretanto, existem lacunas a serem mais bem esclarecidas nas relações entre a amplitude de movimento, ativação e ação muscular. Contreras et al. (2016) constataram não haver diferenças na ativação dos músculos vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM) e BF em relação a amplitude de movimento no agachamento. Para nosso conhecimento, este é um dos poucos estudos que tentam relacionar essas variáveis exclusivamente no sexo feminino, contudo, não relataram em seus achados a relação entre a ativação e as ações musculares.

O conhecimento sobre as alterações neuromusculares em relação à ativação muscular em decorrência da amplitude de movimento do agachamento é imprescindível e escasso, principalmente em mulheres (CONTRERAS et al., 2016). Dessa forma, esse trabalho tem por objetivo investigar se existe diferença na ativação dos músculos RF, VL, GM e BF em relação à amplitude do agachamento em mulheres jovens. A hipótese testada foi que diferentes amplitudes de agachamento resultariam em ativações distintas nos músculos estudados, especialmente nos uniarticulares.

MÉTODOS

Este foi um estudo de caráter transversal, aprovado pelo Comitê Institucional de Ética e Pesquisa em Seres Humanos, sob protocolo número 4.277.406. O consentimento por escrito foi obtido de todas as participantes antes de qualquer intervenção.

Participantes

A amostra do presente estudo foi composta por 35 mulheres (idade: $32,9 \pm 7,4$ anos; massa corporal: $64,5 \pm 11,5$ kg; estatura: $1,63 \pm 0,1$ m; IMC: $24,2 \pm 2,9$ kg/m²; percentual de gordura: $24,9 \pm 6,5\%$). O tamanho da amostra foi determinado a partir do cálculo realizado no

software G*Power v 3.1.9.6 (*G*Power Kiel, Germany*) utilizando uma diferença na média de 5% e ajustando-se o poder do teste estatístico para 0,96. Foram incluídas as participantes que tinham experiência de pelo menos dois meses ininterruptos com o TF, possuindo em seu plano de treino o movimento de agachamento com a barra nas costas, e que foram aprovadas na avaliação biomecânica prévia de execução do movimento realizada pelo mesmo avaliador.

Foram adotados como critérios de exclusão: apresentar alguma limitação ou deficiência física, responder “Sim” para qualquer uma das perguntas do questionário de prontidão para atividade física (*Physical Activity Readness Questionnaire – rPAR-Q - versão revisada*), apresentar dores durante a execução do agachamento ou lesões no joelho e/ou quadril diagnosticados por médicos ortopedistas, ter realizado cirurgia de joelho e/ou quadril, apresentar lesões na região da coluna vertebral ou desvios posturais diagnosticados por médico ortopedista e afirmar fazer uso de anabolizantes. No entanto, não tivemos exclusão por quaisquer dos motivos citados anteriormente.

A fim de caracterizar a amostra, foi realizada uma avaliação da composição corporal, por meio da medição da espessura de dobras cutâneas (DC) utilizando um adipômetro clínico (Sanny, Brasil) e um protocolo de sete DC (JACKSON; POLLOCK; WARD, 1980). Foi aplicada anamnese para identificação do período de treinamento e possíveis limitações para a aplicação dos testes, assim como identificar a carga estimada que cada participante iniciaria o teste de 10 repetições máximas (10RM).

Protocolo Experimental

As voluntárias participaram de três dias de coleta, com intervalos de 48 horas de descanso. Todas foram orientadas a não realizarem exercícios durante o período do estudo. O primeiro e o segundo dia tiveram como objetivo caracterizar a amostra e a determinação da carga para 10 repetições máximas (10 RM) de acordo com a amplitude articular, sendo a condição 1 (C1) para o agachamento paralelo (0 – 90° de flexão de joelho) e a condição 2 (C2) para o agachamento profundo (0 – 140° de flexão de joelho). No terceiro dia foi realizada a aplicação do protocolo experimental e a coleta do sinal eletromiográfico (figura 1).

A fim de determinar a intensidade que seria utilizada para cada amplitude de agachamento (C1 e C2), foi realizado o teste e reteste de 10 RM. No primeiro momento, as participantes realizaram uma fase preparatória composta por 20 repetições do agachamento livre sem peso para ambas as amplitudes. Após a fase preparatória, as participantes realizaram o teste de 10 RM para o agachamento profundo. Cada voluntária teve até três tentativas para

encontrar a carga para 10 repetições consecutivas do agachamento. Caso fosse realizado um número maior de repetições, haveria um incremento de carga de três a cinco por cento (BROWN; WEIR, 2001). Entre cada tentativa, houve descanso de cinco minutos. Após 30 minutos do término do teste de 10 RM para C2, foi realizado o teste de 10 RM para C1. As aplicações aconteceram da mesma forma que o teste para C2, com exceção da fase preparatória. As voluntárias, após 48h de intervalo, realizaram o reteste da carga de 10 RM para ambos os agachamentos, seguindo o mesmo protocolo do primeiro dia, desde a fase preparatória até o final, a diferença era que a carga para teste já se iniciava com a carga estimada do primeiro dia.

As sessões experimentais aconteceram no terceiro dia, conforme citado anteriormente, e em duas etapas, seguiram um delineamento em crossover sendo realizada randomização por meio de sorteio para determinar a condição inicial do agachamento. Foi realizada atividade preparatória específica, na amplitude do agachamento sorteado, por meio da realização de 10 repetições com 50% de 10 RM, conforme estipulado no teste de 10 RM. Após dois minutos de intervalo, iniciaram-se as análises dos sinais eletromiográficos durante a realização do C1 ou C2, com carga equalizada de 10 RM para cada um dos agachamentos. Os pés deveriam estar posicionados na largura do quadril e verticalmente com a barra, posicionada sobre os ombros, o que caracteriza o agachamento pelas costas (ESCAMILLA, 2001).

Após 30 minutos, a carga foi equalizada para o próximo tipo de agachamento que seria realizado. A fase de preparação para o teste aconteceu igualmente à etapa anterior, incluindo a posição dos pés e da barra. Em ambos os exercícios, foi solicitado às voluntárias que realizassem as ações concêntrica e excêntrica em dois segundos (1:1), sendo essas controladas por um metrônomo. A fim de evitar possíveis vieses no rendimento das voluntárias em relação às variações de força decorrentes do ciclo circadiano, os testes e a coleta dos dados eletromiográficos aconteceram no mesmo turno, de acordo com a disponibilidade das participantes.

O posicionamento e localização dos eletrodos seguiu a padronização proposta pela SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the non-invasive assessment of muscles*) (HERMENS et al., 2000), disponíveis no www.seniam.org. Os locais de posicionamento dos eletrodos passaram pelos seguintes procedimentos: tricotomia, abrasão da pele e limpeza da área com álcool isopropílico 70%. Os músculos avaliados e suas respectivas posições foram: (1) músculo RF: os eletrodos foram posicionados a 50% da linha da espinha ilíaca ântero superior à parte superior da patela, na direção da linha da espinha ilíaca ântero superior à parte superior da patela; (2) músculo VL: os eletrodos foram posicionados a 2/3 da linha da espinha ilíaca ântero superior até a borda lateral da patela; (3) músculo GM: os eletrodos foram

posicionados a 50% da linha entre as vértebras sacrais e o trocânter maior do fêmur; (4) cabeça longa do músculo BF: os eletrodos foram posicionados a 50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia.

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos foi utilizado um conversor A/D SAS1000 V8 (*EMGSystem* do Brasil - SP) conectado a um computador. Para a coleta e processamento dos sinais mioelétricos foi utilizado um eletromiógrafo composto por um amplificador diferencial bipolar, de quatro canais, com modo de rejeição (CMRR) > 85dB, impedância de entrada = 10M Ω e taxa de ruído < 1 μ V RMS de acordo com o ISEK36. A frequência de aquisição dos dados foi de 2000 Hz. Após a aquisição, os dados foram armazenados e tratados com filtro passa banda 20-500 Hz e depois convertidos em *Root Mean Square* (RMS) por meio de uma rotina no *software DasyLab* v. 11 (*National Instruments*, Irlanda). Os valores de EMG para cada músculo e exercícios foram normalizados como uma porcentagem do maior valor EMG produzido por aquele músculo (CASTELEIN et al., 2015).

Os valores eletromiográficos utilizados para análise foram os da terceira a oitava repetição, a fim de evitar a coleta do sinal tanto na fase inicial quanto final do movimento (SOUSA et al., 2007), uma vez que a fadiga muscular altera a estratégia de recrutamento do grupo muscular do quadríceps (LONGPRÉ; ACKER; MALY, 2015). No membro oposto, para medir o ângulo da articulação do joelho, foi fixado um eletrogoniômetro. Esse equipamento é sincronizado com os dados da EMG, permitindo identificar as fases ascendente e descendente do movimento.

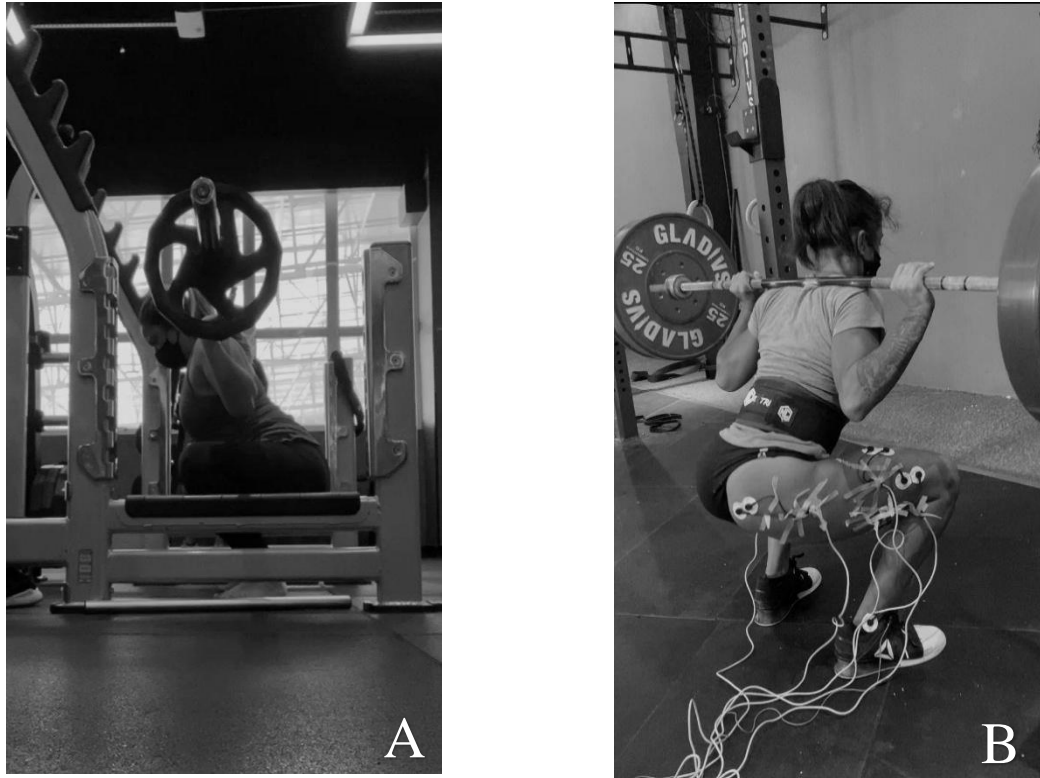


Figura 1 – Procedimentos de coleta. A: Teste de força (10 RM); B: Análise eletromiográfica durante a realização dos protocolos C1 e C2.

Análise Estatística

Os dados são apresentados como média \pm desvio padrão. Foi realizada ANOVA *two way* com medidas repetidas, admitindo como fatores fixos as condições de agachamento (paralelo e profundo) e as ações musculares (concêntrica e excêntrica), sendo utilizada para cada variável dependente de interesse (músculos RF, VL, GM, BF). Quando o valor de F foi significativo, o teste *post hoc* de *Bonferroni* foi utilizado para verificar diferenças específicas nas variáveis. O tamanho do efeito foi calculado pelo η^2 (eta quadrado parcial) em que a classificação adotada foi “pequeno” (0,0 - 0,25), “médio” (0,25 - 0,40) ou “grande” (acima de 0,40). Os dados foram analisados no software SPSS 18.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, EUA) e o nível de significância mantido em 5%.

RESULTADOS

Estão apresentados abaixo os valores da percepção subjetiva de recuperação (PSR) mensurados anteriormente a realização do teste de 10 RM no primeiro e segundo dia (sendo $9,0 \pm 2,0$ e $8,0 \pm 1,0$ respectivamente). Adicionalmente, as voluntárias apresentaram $8,0 \pm 1,0$ e $7,0$

$\pm 1,0$ horas de sono que antecederam os testes de força no primeiro e segundo dia respectivamente.

Em relação a carga equalizada de acordo com a amplitude do agachamento, obtivemos uma média de $68,0 \pm 15,5\text{kg}$ C1 e $60,1 \pm 17,9\text{kg}$ para C2.

A análise da ativação muscular do músculo RF realizada por meio da ANOVA de medidas repetidas mostrou que, para o músculo RF, houve interação da ação muscular com a amplitude do movimento $F_{(1,34)} = 37,871$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,527$, considerado “grande”. O teste post-hoc mostrou que na ação concêntrica não há diferença entre as amplitudes do agachamento C1 e C2, respectivamente ($52,80 \pm 7,12\%$ vs. $55,61 \pm 6,66\%$, respectivamente; $p = 0,097$), apresentando diferença apenas para a ação excêntrica nas amplitudes C1 e C2, respectivamente ($41,28 \pm 6,8\%$ vs. $36,15 \pm 8,12\%$, respectivamente; $p = 0,001$).

Para o músculo VL, a ANOVA identificou interação entre a ação muscular e amplitude do agachamento $F_{(1,34)} = 32,025$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,485$, considerado “grande”. O C2 resultou em maior pico de ativação muscular em relação ao C1 para a ação concêntrica ($59,40 \pm 6,20\%$ vs. $55,48 \pm 8,47\%$; respectivamente; $p = 0,005$). Por outro lado, durante a ação excêntrica o pico de ativação muscular foi maior no C1 ($41,28 \pm 6,85\%$ vs. $37,55 \pm 7,60\%$, respectivamente; $p = 0,006$).

Com relação ao músculo GM, foram encontradas diferenças entre as amplitudes do agachamento $F_{(1,34)} = 10,901$; $p = 0,002$; $\eta^2 = 0,243$, considerado “pequeno”. Também foram encontradas diferenças em relação às ações musculares $F_{(1,34)} = 811,526$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,96$, considerado “grande”. Porém, sem interação entre as amplitudes do agachamento e as ações musculares $F_{(1,34)} = 0,700$; $p = 0,409$; $\eta^2 = 0,02$. O pico de ativação muscular foi maior no C1 em relação ao C2 para ambas as ações musculares concêntrica ($55,75 \pm 7,56\%$ vs. $50,38 \pm 7,08\%$, respectivamente; $p = 0,02$) e excêntrica ($23,22 \pm 9,31\%$ vs. $19,14 \pm 6,10\%$, respectivamente; $p = 0,022$).

Finalmente, para o BF, não foram encontradas diferenças entre as amplitudes do agachamento $F_{(1,34)} = 2,733$; $p = 0,108$; $\eta^2 = 0,074$, considerado “pequeno”, assim como não apresentou interação entre as ações musculares e a amplitude $F_{(1,34)} = 61,836$; $p = 0,902$; $\eta^2 = 0,026$. Demonstrando diferença apenas entre as ações musculares, sendo mais ativado na concêntrica $F_{(1,34)} = 155,569$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,821$. Não houve diferença estatística no pico de ativação muscular na ação concêntrica entre o C1 e C2 ($58,43 \pm 11,96\%$ vs. $56,89 \pm 12,76\%$, respectivamente; $p = 0,0551$). Por outro lado, o pico de ativação muscular durante a ação excêntrica para C1 foi maior do que C2 ($34,63 \pm 12,05\%$ vs. $30,56 \pm 10,20\%$, respectivamente; $p = 0,020$).

Os valores de ativação muscular de cada músculo avaliado estão demonstrados na figura 2.

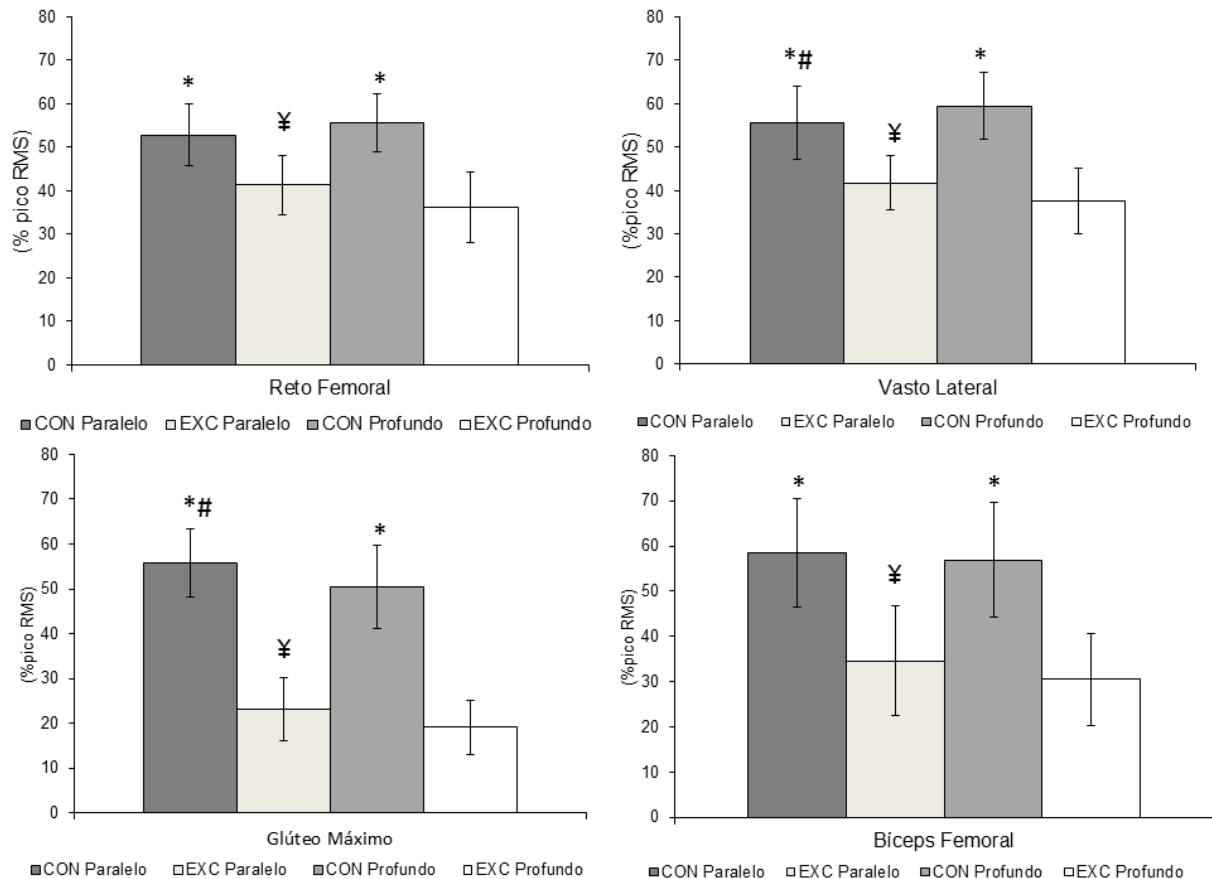


Figura 2: Ativação de cada músculo, separado por fases e amplitudes. *Diferenças entre fases concêntricas e excêntricas; ¥Diferenças entre fases excêntricas; #Diferenças entre fases concêntricas.

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi investigar se existe diferença na ativação dos músculos RF, VL, GM e BF em relação à amplitude do agachamento em mulheres jovens. Os resultados confirmam nossa hipótese e mostram que somente os músculos uniarticulares avaliados sofreram influência da amplitude do agachamento e tipo de ação. Os músculos VL e GM atuam nas articulações do joelho e quadril, respectivamente, durante o agachamento. No entanto, apesar desses músculos serem sinergistas durante todo o movimento, eles são ativados de forma independente em apenas uma articulação por vez.

Em relação ao VL, ocorreu maior atividade durante C2 na ação concêntrica. Isso está de acordo com estudo realizado por Jaberzadeh, Yeo e Zoghi (2016), que encontraram maior

ativação do VL com o aumento da amplitude do agachamento. A maior ativação do VL que ocorreu durante a ação concêntrica do C2 pode ser justificada pelo fato das mulheres realizarem maior flexão de joelho quando se objetiva realizar maior profundidade do agachamento quando comparadas aos homens (MCKEAN, M. R.; BURKETT, 2012). Segundo esses autores, na execução do C2, as mulheres tendem a flexionar mais o joelho em detrimento da articulação do quadril. Nesse sentido, o menor ângulo do joelho durante o C2 acarretaria uma maior demanda do grupo muscular do quadríceps (CHOE et al., 2021), de forma que a maior profundidade do agachamento acarretaria maior esforço desses músculos, mesmo com cargas baixas, de aproximadamente 50% 1RM (BRYANTON et al., 2012).

Nossos resultados divergem do estudo de (CATERISANO et al., 2002) e Contreras et al. (2016), realizados com homens e mulheres, respectivamente. Não encontraram diferença na ativação do VL em nenhuma das fases do movimento durante a realização do agachamento em relação à amplitude de movimento. No entanto, se faz importante destacar que no primeiro estudo não houve adequação da carga para cada tipo de agachamento (CATERISANO et al., 2002), diferentemente do segundo estudo, que adequou a carga para cada tipo de agachamento, porém não estabeleceu o controle dos ângulos articulares para os dois tipos de agachamentos, bem como não diferenciou as ações musculares (CONTRERAS et al., 2016).

Na ação muscular excêntrica, o VL foi mais ativado durante o C1 em comparação ao C2. Isso pode ser justificado por este músculo apresentar maior braço de momento durante esta ação (DA SILVA et al., 2017), que ocorre quando o ângulo do joelho está em torno de 90° (CONTRERAS et al., 2016). Outra perspectiva é que o aumento da amplitude do agachamento gera alongamento das fibras musculares, o que pode diminuir a frequência dos disparos motoneurais (DA SILVA et al., 2017). Adicionalmente, a maior ativação durante a ação excêntrica poderia ser justificada pela maior magnitude da carga utilizada, uma vez que menores amplitudes possibilitam a utilização de cargas mais elevadas (FLORES et al., 2020) e, conseqüentemente, maior ativação dos músculos (ASPE; SWINTON, 2014).

Para o GM, a alteração da amplitude gerou maior ativação muscular no C1 em ambas as ações (i.e., concêntrica e excêntrica). Da Silva et al. (2017) encontraram resultados semelhantes aos nossos, demonstrando maior ativação do GM no C1 em comparação com C2. Segundo esses autores, a maior ativação durante o C1 pode ser justificada por apresentar um braço de momento mais longo no quadril, criando um maior momento extensor de quadril durante a ação concêntrica do C1, enquanto no C2 se reduziria a capacidade contrátil dos músculos, principalmente os monoarticulares, de forma que, durante o C1, o GM se encontra com uma relação comprimento-tensão ótima (MARCHETTI et al., 2016; TRINDADE et al.,

2020). Além disso, sugere-se que a menor ativação do glúteo em decorrência do aumento da amplitude do agachamento pode ser em virtude de o GM não ser necessário para manter a estabilidade ou para permitir maior flexão do quadril (ROBERTSON; WILSON; PIERRE, 2008).

No entanto, Caterisano et al. (2002) relatou aumento na ativação do GM no C2. Como já discutido, esses autores utilizaram a mesma carga externa para as duas amplitudes. Isso leva a mudanças no tempo sob tensão e conseqüentemente na ativação do GM (DA SILVA et al., 2017), visto que, em condições de carga submáxima, músculos mais fortes poderiam compensar a ativação dos músculos mais fracos, acarretando alterações nos sinais de EMG (TRINDADE et al., 2020). Nossos achados divergem dos de Contreras et al. (2016), que não encontraram diferenças na atividade eletromiográfica dos músculos GM ao comparar C1 com C2. Contudo, neste estudo, as fases de movimento não foram avaliadas separadamente, fato que pode ter influenciado os resultados da EMG.

A maior ativação do músculo GM durante C1 do nosso estudo pode ser justificada pela maior magnitude da carga utilizada. Houve redução da carga quando a profundidade do agachamento aumentou, e este achado também foi reportado por Flores et al. (2020). Por sua vez, parece que cargas maiores influenciam no maior estímulo cinético e maior ativação para esse músculo (ASPE; SWINTON, 2014). Esse princípio é corroborado por Morton et al. (2019) e Looney et al. (2016), que afirmam que cargas mais elevadas proporcionam maior recrutamento de unidades motoras, com base na maior amplitude dos sinais eletromiográficos em comparação com cargas mais leves. O mesmo comportamento foi identificado durante as ações excêntricas.

Em relação às ações musculares, foram encontradas diferenças em ambas para os dois tipos de agachamento, com maior ativação na ação concêntrica. Esse resultado foi semelhante aos relatados por Gullett et al. (2009) e Clark, Lambert e Hunter (2012). Segundo Robertson, Wilson e Pierre (2008), no C2 há menor ativação do GM, pois, durante a descida, o momento de força dos músculos extensores controla de forma excêntrica a flexão do quadril, ao mesmo tempo em que deve permitir que essa articulação realize a flexão. Isso leva a uma redução de sua atividade à medida que o agachamento chega à sua profundidade máxima.

Nos músculos biarticulares investigados em nosso estudo (i.e., RF e BF), foram encontradas diferenças na ativação muscular somente nas ações excêntricas para C1. Esses músculos têm ação agonista em uma articulação e ação antagônica na outra (PRILUTSKY, 2000). Quando isso ocorre, há uma ativação intermediária desses músculos. Isso significa que os músculos obedecem a um padrão coordenativo preestabelecido para a tarefa. Desta forma,

parece que a amplitude não influenciaria nesse padrão e, conseqüentemente, na ativação dos músculos RF e BF. Um outro ponto a ser considerado é que esses músculos atuariam como estabilizadores do joelho, além de precisarem ser neutralizados por outros músculos a fim de evitar ações indesejadas durante o movimento (BRYANTON et al., 2015). Durante o agachamento, a extensão do quadril e do joelho é o resultado dos braços de momento diferencial dos dois músculos em cada articulação e amplitude de movimento (DA SILVA et al., 2017).

Em relação à amplitude de movimento e o esforço muscular relativo, verificou-se que uma maior amplitude do agachamento resultou em maior esforço da musculatura extensora do joelho, além disso, os músculos extensores de quadril manifestaram maior esforço pela progressão da carga adicionalmente ao aumento da amplitude de movimento (BRYANTON et al., 2012).

Nossos resultados mostraram ativação semelhante do RF durante a ação concêntrica independente da amplitude. Achados que corroboram com os estudos de Marchetti et al. (2016) e Trindade et al. (2020), que não identificaram diferenças na ativação do RF nos ângulos de 90° e 140° do joelho no agachamento isométrico. O mesmo foi verificado para o agachamento dinâmico (CORATELLA et al., 2021; DA SILVA et al., 2017). Como foi relatado, o aumento da amplitude do agachamento pode não interferir na ativação muscular em virtude da função biarticular do RF. Isso ocorre porque esse músculo atua como flexor de quadril e extensor de joelho, reduzindo, assim, sua ativação quando o quadril está flexionado durante o agachamento (ESCAMILLA, 2001).

Da Silva et al. (2017) demonstraram que o RF apresenta como principal função, proporcionar a estabilização do joelho durante o agachamento. Além disso, na ação concêntrica, o RF tem ação agonista na articulação do joelho e antagonista na articulação do quadril, de forma que durante o movimento ocorre insuficiência passiva na articulação do joelho e insuficiência ativa na articulação do quadril (TRINDADE et al., 2020).

Em relação à ação excêntrica, nossos resultados demonstram que o RF foi mais ativado durante C1 quando comparado com C2. A justificativa para isso poderia estar na relação comprimento-tensão muscular do RF ser influenciada pelo posicionamento do tronco, de forma que um tronco em maior flexão reduziria o comprimento do RF e, conseqüentemente, a sua ativação (CORATELLA et al., 2021). Adicionalmente, o RF tem um maior braço de força ao atravessar a articulação do joelho, devido à patela, e isso possibilita um maior componente rotatório da articulação do joelho em torno de 90° (MARCHETTI et al., 2016) minimizando a ação na articulação do quadril também na ação concêntrica.

O músculo BF não apresentou diferença na ativação muscular em relação à amplitude do agachamento, na ação concêntrica. Nossos resultados corroboram com o estudo de Caterisano et al. (2002) e com o estudo de Contreras et al. (2016). A ausência de diferença na ativação do BF em relação à amplitude do agachamento pode ser justificada devido à atividade eletromiográfica dos músculos isquiotibiais não se alterar com a mudança nos ângulos das articulações do quadril e do joelho, (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002). Outra justificativa deve-se ao fato deste músculo ser responsável pela estabilização da articulação do joelho, assim como por ter um braço do momento mais longo no quadril, proporcionando um momento extensor do quadril (MARCHETTI et al., 2016).

O músculo BF apresentou maior ativação no C1 em comparação ao C2 durante a ação excêntrica. Nossos resultados corroboram com o estudo de Yavuz et al. (2015), uma vez que as ações excêntricas obtiveram menores ativações em comparação às ações concêntricas para o agachamento. Coratella et al. (2021) afirmam que maior atividade eletromiográfica durante a ação concêntrica em relação à excêntrica pode ser justificada pela menor velocidade de condução do impulso nervoso nas fibras musculares nas ações excêntricas, durante a execução do agachamento (MUYOR et al., 2020), além da contribuição de elementos não contráteis para a produção de força passiva (ENOKA, 1996), ocorrendo também em outras variações do exercício (EBBEN; JENSEN, 2002). Essa diminuição da ativação na ação excêntrica comparada a ação concêntrica parece seguir a mesma compreensão do comportamento do músculo GM. Sua ação deverá ser otimizada na articulação do quadril permitindo sua flexão durante a fase descendente. Além disso, por tratar-se de um músculo biarticular o mesmo sofreria a influência do seu antagonista (RF) diminuindo sua ativação no C2, assim como discutido previamente no músculo GM.

O presente estudo apresentou algumas limitações que devem ser consideradas. Apesar de todas as participantes terem familiaridade com o agachamento em ambas as amplitudes, realizar os movimentos em determinada cadência não fazia parte da rotina de treinamento e isso poderia influenciar na coordenação intramuscular e por sua vez nos dados de EMG. Outro ponto diz respeito ao tempo sob tensão para cada tipo de execução. Embora a cadência tenha sido a mesma, o tempo de tensão para C1 foi diferente do C2 e isso poderia repercutir numa diferente percepção do esforço durante a execução do teste. No entanto, acreditamos que o ganho em validade ecológica resultante da investigação das diferentes fases do movimento durante ações dinâmicas compense as limitações acima referidas.

CONCLUSÃO

A ativação dos músculos biarticulares, RF e BF, não sofreu influência da amplitude do agachamento durante a ação concêntrica, mas sofreu durante a ação excêntrica, sendo esses músculos mais ativados durante C1. Já os músculos uniarticulares sofreram influência da amplitude do agachamento tanto nas ações concêntrica como excêntrica. O GM apresentou maior ativação no C1 nas duas fases do movimento, enquanto, para o VL, a ação concêntrica gerou maior ativação no C2, e a ação excêntrica maior ativação no C1. Com relação às fases do movimento, a ação concêntrica foi a que gerou maior ativação muscular em todos os músculos avaliados. Estudos futuros devem se concentrar nos fatores intervenientes do movimento, tais quais limitações articulares, dores na região lombar e outras especificidades prevalentes em mulheres. Além da verificação de outras condições instrumentais para a realização do exercício, como por exemplo o tipo de agachamento, a carga deslocada e a máquina utilizada.

REFERÊNCIAS

- ASPE, R. R.; SWINTON, P. A. Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. **Journal of strength and conditioning research**, v. 28, n. 10, p. 2827–36, out. 2014.
- BROWN, L. E.; WEIR, J. P. ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. **Journal of Exercise Physiology Online**, v. 4, n. 3, p. 1–21, 2001.
- BRYANTON, M. A. et al. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 10, p. 2820–8, out. 2012.
- BRYANTON, M. A. et al. Quadriceps effort during squat exercise depends on hip extensor muscle strategy. **Sports biomechanics**, v. 14, n. 1, p. 122–38, mar. 2015.
- CASTELEIN, B. et al. Optimal Normalization Tests for Muscle Activation of the Levator Scapulae, Pectoralis Minor, and Rhomboid Major: An Electromyography Study Using Maximum Voluntary Isometric Contractions. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 96, n. 10, p. 1820–7, out. 2015.
- CATERISANO, A. et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. **Journal of strength and conditioning research**, v. 16, n. 3, p. 428–32, ago. 2002.
- CHOE, K. H. et al. Hip and Knee Kinetics During a Back Squat and Deadlift. **Journal of strength and conditioning research**, v. 35, n. 5, p. 1364–1371, 1 maio 2021.

CLARK, D. R.; LAMBERT, M. I.; HUNTER, A. M. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 4, p. 1169–78, abr. 2012.

CONTRERAS, B. et al. A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude for the barbell, band, and American hip thrust variations. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 254–260, 2016.

CORATELLA, G. et al. The Activation of Gluteal, Thigh, and Lower Back Muscles in Different Squat Variations Performed by Competitive Bodybuilders: Implications for Resistance Training. **International journal of environmental research and public health**, v. 18, n. 2, 2021.

DA SILVA, J. J. et al. Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise With External Load Equated. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 6, p. 1688–1693, jun. 2017.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. [s.l.] Manole, 2001.

EBBEN, W. P.; JENSEN, R. L. Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. **Journal of strength and conditioning research**, v. 16, n. 4, p. 547–50, nov. 2002.

ENOKA, R. M. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 81, n. 6, p. 2339–46, dez. 1996.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 1, p. 127–141, 2001.

FLORES, V. et al. Knee Kinetics During Squats of Varying Loads and Depths in Recreationally Trained Women. **Journal of strength and conditioning research**, v. 34, n. 7, p. 1945–1952, jul. 2020.

GORSUCH, J. et al. The effect of squat depth on multiarticular muscle activation in collegiate cross-country runners. **Journal of strength and conditioning research**, v. 27, n. 9, p. 2619–25, set. 2013.

GULLETT, J. C. et al. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. **Journal of strength and conditioning research**, v. 23, n. 1, p. 284–92, jan. 2009.

HARPUT, G. et al. Effect of gender on the quadriceps-to-hamstrings coactivation ratio during different exercises. **Journal of sport rehabilitation**, v. 23, n. 1, p. 36–43, fev. 2014.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 361–374, 2000.

JABERZADEH, S.; YEO, D.; ZOGHI, M. The Effect of Altering Knee Position and Squat

Depth on VMO: VL EMG Ratio During Squat Exercises. **Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy**, v. 21, n. 3, p. 164–73, set. 2016.

JACKSON, A. S.; POLLOCK, M. L.; WARD, A. Generalized equations for predicting body density of women. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 12, n. 3, p. 175–182, 1980.

KOZINC, Ž. et al. The difference between squat jump and countermovement jump in 770 male and female participants from different sports. **European journal of sport science**, v. 22, n. 7, p. 985–993, jul. 2022.

KUBO, K.; IKEBUKURO, T.; YATA, H. Effects of squat training with different depths on lower limb muscle volumes. **European journal of applied physiology**, v. 119, n. 9, p. 1933–1942, set. 2019.

LONGPRÉ, H. S.; ACKER, S. M.; MALY, M. R. Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 25, n. 1, p. 40–6, fev. 2015.

LOONEY, D. P. et al. Electromyographical and Perceptual Responses to Different Resistance Intensities in a Squat Protocol: Does Performing Sets to Failure With Light Loads Produce the Same Activity? **Journal of strength and conditioning research**, v. 30, n. 3, p. 792–9, mar. 2016.

LYNN, S. K.; NOFFAL, G. J. Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat. **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 9, p. 2417–25, set. 2012.

MARCHETTI, P. H. et al. Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise. **Journal of Sports Medicine**, v. 2016, n. September, p. 1–6, 2016.

MCKEAN, M. R.; BURKETT, B. J. Does segment length influence the hip, knee and ankle coordination during the squat movement? **Journal of Fitness Research**, v. 1, n. 1, 2012.

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

MORTON, R. W. et al. Muscle fibre activation is unaffected by load and repetition duration when resistance exercise is performed to task failure. **The Journal of physiology**, v. 597, n. 17, p. 4601–4613, 2019.

MUYOR, J. M. et al. Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. **PloS one**, v. 15, n. 4, p. e0230841, 2020.

PADULO, J. et al. Bilateral deficit magnitude increases with velocity during a half-squat exercise. **Journal of sports sciences**, p. 1–8, 20 abr. 2022.

PALLARÉS, J. G. et al. Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. **European journal of sport science**, v. 20, n. 1, p. 115–124, fev. 2020.

PÉREZ-CASTILLA, A. et al. Load-Velocity Relationship Variables to Assess the Maximal Neuromuscular Capacities During the Back-Squat Exercise. **Sports health**, p. 19417381211064604, 3 fev. 2022.

PRILUTSKY, B. I. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. **Motor control**, v. 4, n. 1, p. 1–44, jan. 2000.

RHEA, M. R. et al. Joint-Angle Specific Strength Adaptations Influence Improvements in Power in Highly Trained Athletes. **Human Movement**, v. 17, n. 1, p. 43–49, 2016.

ROBERTSON, D. G. E.; WILSON, J.-M. J.; PIERRE, T. A. ST. Lower Extremity Muscle Functions during Full Squats. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 24, n. 4, p. 333–339, nov. 2008.

SOUSA, C. D. O. et al. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 5, p. 310–316, 2007.

SUCHOMEL, T. J. et al. The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 48, n. 4, p. 765–785, 2018.

TRINDADE, T. B. et al. A comparison of muscle electromyographic activity during different angles of the back and front squat. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 28, n. 1, p. 1–8, 4 mar. 2020.

YAVUZ, H. U. et al. Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. **Journal of sports sciences**, v. 33, n. 10, p. 1058–66, 2015.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A ideia para o desenvolvimento deste estudo surgiu da curiosidade em investigar como ocorre o recrutamento muscular, em mulheres, durante o agachamento com a barra nas costas e em diferentes amplitudes, uma vez que este público apresenta características próprias para realização deste movimento.

Ainda é precário e divergente o conhecimento em relação a amplitude do agachamento e recrutamento muscular, principalmente em mulheres, visto que, em sua grande maioria, os estudos publicados são realizados com o sexo masculino. No entanto, faz-se necessário a busca por uma melhor compreensão entre a ativação muscular e a amplitude de agachamento pois, uma vez considerada como uma variável do treinamento, alterações no ângulo do movimento acarretam adaptações diferenciadas, que influenciarão, por sua vez, em respostas distintas para o esporte e/ou reabilitação.

Com base em nossos achados, podemos propor que a amplitude do agachamento influencia a ativação dos músculos uniarticulares, mas não dos músculos biarticulares. Adicionalmente, uma vez que o agachamento paralelo proporcionou maior ativação do glúteo máximo e do vasto lateral (fase excêntrica) a magnitude da carga pode ter maior influência na ativação muscular do que a amplitude de movimento. No entanto, a maior amplitude do agachamento proporcionou uma maior ativação do vasto lateral, o que pode ter ocorrido em virtude da maior flexão de joelho, sendo este um padrão de movimento realizado pelas mulheres quando se objetiva aumentar a amplitude do agachamento.

Nosso estudo reteve-se a analisar apenas quatro músculos do quadril e joelho, podendo outros estudos, com a mesma temática, abranger os demais músculos que envolvem essas articulações. Sugere-se, para pesquisas futuras, aprofundar a análise da amplitude de movimento do agachamento em relação ao volume muscular e não apenas a ativação muscular. Assim como, comparar a ativação muscular em relação ao posicionamento da barra.

4.1 Limitações

Este estudo transversal foi idealizado durante o mestrado e enfrentou algumas dificuldades devido ao período da pandemia por Covid-19, tendo o isolamento social como uma barreira para sua realização, onde nossa amostra estava impossibilitada de realizar suas atividades, assim como os ambientes de coleta (academia e box de *crossfit*) estavam temporariamente fechados. Mesmo com todas as dificuldades, o trabalho foi executado e

concluído, nos proporcionando resultados promissores e que poderão nortear profissionais de educação física e da fisioterapia em seus atendimentos.

REFERÊNCIAS

ACSM. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.

AQUINO, C.; FREIRE, M.T.F.; NEVES, N.M.; FERREIRA, P.C.A.; FONSECA, S.T. Analysis of the reliability of a method for measuring hamstring active peak torque angle. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 11, n. 2, p. 169-175, 2007.

BLOOMQUIST, K. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 8, p. 2133-2142, ago, 2013.

CATERISANO, A.; MOSS, R.F.; PELLINGER, T.K.; WOODRUFF, K.; LEWIS, V.C.; BOOTH, W.; KHADRA, T. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 16, n. 3, p. 428-432, aug, 2002.

CONTRERAS, B.; VIGOTSKY, A. D.; SCHOENFELD, B. J.; BEARDSLEY, C.; CRONIN, J. A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyography Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance-Trained Females. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 32, n. 1, p. 16-22, fev. 2016.

DA SILVA, J. J.; SCHOENFELD, B. J.; MARCHETTI, P. N.; PECORARO, S. L.; GREVE, J. M. D.; MARCHETTI, P. H. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. **National Strength and Conditioning Association**, v. 31, n. 6, p. 1688-1693, jun, 2017.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. [s.l.]: Manole, 2001.

EBBEN, W. P. Hamstring Activation during Lower Body Resistance Training Exercises. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 4, n. 1, p. 84-96, 2009.

EL-KOTOB, R.; PONZANO, M.; CHAPUT, J.; JANSSEN, I.; KHO, M. E.; POITRAS, V. J.; ROSS, R.; ROSS-WHITE, A.; SAUNDERS, T. J.; GIANGREGORIO, L. M. Resistance training and health in adults: an overview of systematic reviews. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, vol. 45, n. 10, supl. 2, S165 – S179, 2020.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 1, p. 127-141, 2001.

GULLETT, J. C.; TILLMAN, M. D.; GUTIERREZ, G. M.; CHOW, J. W. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. **Journal of strength and conditioning research**, v. 23, n. 1, p. 284-292, 2009.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.; DERRICK, T. R. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4. ed. Barueri, São Paulo: Manole, 2016.

HARPUT, G.; SOYLU, A. R.; ERTAN, H.; ERGUN, N.; MATTACOLA, C. G. Effect of Gender on the Quadriceps-to-Hamstrings Coactivation Ratio During Different Exercises. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 23, p. 36-43, 2014.

HARPUT, G.; SOYLU, A. R.; ERTAN, H.; ERGUN, N.; MATTACOLA, C. G. Effect of Gender on the Quadriceps-to-Hamstrings Coactivation Ratio During Different Exercises. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 23, p. 36-43, 2014.

KRAUSE NETO, W.; SOARES, E. G.; VIEIRA, T. L.; AGUIAR, R.; CHOLA, T. A.; SAMPAIO, V. L.; GAMA, E. F. Gluteus Maximus Activation during Common Strength and Hypertrophy Exercises: A Systematic Review. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 24, n.19, p. 195-203, fev, 2020.

LASEVICIUS, T.; UGRINOWITSCH, C.; SCHOENFELD, B. J.; ROSCHEL, H.; TAVARES, L. D.; DE SOUZA, E. O.; LAURENTINO, G.; TRICOLI, V. Effects of different intensities of resistance training with equated volume load on muscle strength and hypertrophy. **European Journal of Sport Science**, vol.16, n. 6, 1–9, 2018

LI, X.; ADRIEN, N.; BAKER, J.S.; MEI, Q.; GU, Y. Novice Female Exercisers Exhibited Different Biomechanical Loading Profiles during Full-Squat and Half-Squat Practice. **Biology (Basel)**, v. 10, n. 11, p. 1184, nov, 2021.

LONGPRÉ, H. S.; ACKER, S. M.; MALY, M. R. Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 1, p. 40-46, fev, 2015.

LYNN, S. K.; NOFFAL, G. J. Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat. **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 9, p. 2417-2425, set, 2012.

MARCHETTI, P. H.; JARBAS DA SILVA, J.; JON SCHOENFELD, B.; NARDI, P. S. M.; PECORARO, S. L.; D'ANDRÉA GREVE, J. M.; HARTIGAN, E. Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. **Journal of Sports Medicine**, v. 2016, n. 4, p: 1-7, 2016.

MCKEAN, M. R.; BURKETT, B. J. Does segment length influence the hip, knee and ankle coordination during the squat movement? **Journal of Fitness Research**, v. 1, n. 1, dez, 2012.

MEHLS, K.; GRUBBS, B.; JIN, Y.; COONS, J. Electromyography comparison of sex differences during the back squat. **Journal of Strength and Conditioning Research** v. 36, n. 2, p. 310-313, 2022.

MINOZZO, F. C.; VANCINI, R. L.; FACHINA, R. J. F. G.; LIRA, C. A. B. Comportamento da força em resposta ao alongamento e encurtamento muscular **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 19, n. 2, p. 101-106, 2012.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 8, p. 569-579, 2002.

NEWMIRE, D. E.; WILLOUGHBY, D. S. Partial Compared with Full Range of Motion Resistance Training for Muscle Hypertrophy. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 32, n. 9, p. 2652-2664, 2018.

OLIVEIRA, D. C. S. et al. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. **Rev Bras Med Esporte**. v. 18, n. 4, p. 261-266, Jul/Ago, 2012.

PALLARÉS, J. G.; CAVA, A. M.; COUREL-IBÁÑEZ, J.; GONZÁLEZ-BADILLO, J. J.; MORÁN-NAVARRO, R. Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. **European Journal of Sport Science**, v. 20, n. 1, p. 115-124, 2020.

PETRO, J. M. S.; FERREIRA, A. O.; MARTINS, J. B. Agachamento profundo: uma análise sistemática. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, Edição Suplementar 2, São Paulo, v. 8, n. 47, p. 445-452. 2014.

RHEA, M. R.; KENN, J. G.; PETERSON, M. D.; MASSEY, D. Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes. **Human Movement**, v. 17, n. 1, p. 43-49, 2016.

SOUSA, C. O.; FERREIRA, J. J. A.; MEDEIROS, A. C. L. V.; CARVALHO, A. H.; PEREIRA, R. C.; GUEDES, D. T.; ALENCAR, J. F. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão de joelho. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 5, p. 310-316, set-out, 2007.

SCHOENFELD, B. J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 12, p. 3497-3506, dez, 2010.

SUCHOMEL, T. J.; NIMPHIUS, S.; BELLON, C. R.; STONE, M. H. The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. **Sports Medicine**, v. 48, n. 4, p. 765-785, 2018.

WESTCOTT, W. L. Resistance training is medicine: Effects of strength training on health. **Current Sports Medicine Reports**, v. 11, n. 4, p. 209-216, 2012.

YOUODAS, J. W.; HOLLMAN, J. H.; HITCHCOCK, J. R.; HOYME, G. J.; JOHNSEN, J. J. Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a single-limb squat on both a stable and labile surface. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 1, p. 105-111, 2007.

ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O MESTRADO

Foram concluídas 13 disciplinas entre as obrigatórias e as complementares, totalizando a carga horária de 526h e 33 créditos.

A pesquisa foi realizada em parceria com o Laboratório de Biomecânica do IEFES (Instituto de Educação Física e Esporte) da Universidade Estadual do Ceará e coordenado pelo Prof. Dr. Túlio Luiz Banja Fernandes, de forma que a discente participou de aulas e acompanhou a aplicabilidade de algumas pesquisas que estavam sendo realizadas pelos alunos do laboratório.

Para além da pesquisa da dissertação, o artigo “TREINAMENTO INTERVALADO DE ALTA INTENSIDADE NO TRATAMENTO DA DIABETES MELLITUS TIPO II EM IDOSOS: UMA REVISÃO INTEGRATIVA” foi submetido à Revista Kairós-Gerontologia, vinculada a PUC-SP.

Adicionalmente o artigo principal “*MUSCLE ACTIVATION DURING THE SQUAT PERFORMED IN DIFFERENT RANGES OF MOTION BY WOMEN*” está em análise para publicação no importante periódico *JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY*.

APÊNDICES

APÊNDICE I: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Você está sendo convidado por Lissiane Almeida Cabral como participante da pesquisa intitulada “**COMPARAÇÃO ENTRE DUAS AMPLITUDES DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES**”. Você não deve participar contra a sua vontade. Leia atentamente as informações abaixo e faça qualquer pergunta que desejar, para que todos os procedimentos desta pesquisa sejam esclarecidos.

Tal pesquisa tem como objetivo investigar se diferentes angulações do exercício de agachar geram diferentes estímulos na musculatura dos membros inferiores. Informamos que esta pesquisa apresenta riscos mínimos a sua saúde, no entanto, você poderá sentir desconfortos musculares após a realização dos testes. Caso isso ocorra, orientamos que faça compressa de gelo para as regiões afetadas. Lembramos que será garantida a privacidade dos depoimentos prestados e dos dados coletados, que serão utilizados cientificamente. Informamos também que você não será submetido (a) a despesas financeiras, nem receberá gratificação ou pagamento pela participação neste estudo.

Quanto ao benefício associado à sua participação na pesquisa, é um benefício social proporcionando maior esclarecimento referente a influência da amplitude do agachamento sobre a ativação muscular dos membros inferiores, contribuindo na geração do conhecimento, proporcionando melhor conduta por parte dos profissionais de educação física e fisioterapeutas que prescrevem exercícios.

Você poderá receber esclarecimentos sobre o andamento da pesquisa quando requisitar podendo desistir de continuar colaborando se assim o desejar.

Declaro ter sido informado (a) pelo pesquisador sobre o desenvolvimento da pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, as finalidades, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação.

Estou ciente de que poderei deixar de colaborar com o estudo em qualquer momento que desejar, sem que me haja qualquer prejuízo.

Endereço da responsável pela pesquisa:

Nome: Lissiane Almeida Cabral

Instituição: Universidade Federal do Ceará

Endereço: Rua Papi Júnior, 1233, Rodolfo Teófilo

Telefones para contato: (85) 997896698

ATENÇÃO: Se você tiver alguma consideração ou dúvida, sobre a sua participação na pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFC/PROPESQ – Rua Coronel Nunes de Melo, 1000 - Rodolfo Teófilo, fone: 3366-8346/44. (Horário: 08:00-12:00 horas de segunda a sexta-feira).

O CEP/UFC/PROPESQ é a instância da Universidade Federal do Ceará responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos.

O abaixo assinado _____, ____ anos,
RG: _____, declara que é de livre e espontânea vontade que está como participante de uma pesquisa. Eu declaro que li cuidadosamente este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e que, após sua leitura, tive a oportunidade de fazer perguntas sobre o seu conteúdo, como também sobre a pesquisa, e recebi explicações que responderam por completo minhas dúvidas. E declaro, ainda, estar recebendo uma via assinada deste termo.

Local e data _____ / _____ / _____

Assinatura do responsável: _____

Assinatura do pesquisador: _____

APÊNDICE II: ANAMNESE

Nome: _____

Data de Nascimento: _____

E-mail: _____

Telefone para contato: _____

Local de treino: _____

Há quanto tempo você treina de forma ininterrupta? _____

Qual a sua frequência de treino semanal? _____

Quantos kg você levanta no agachamento paralelo? _____

Quantos kg você levanta no agachamento profundo? _____

APÊNDICE III – CARD DE DIVULGAÇÃO

COMPARAÇÃO DA AMPLITUDE DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES

Lissiane Almeida Cabral
Claudio de Oliveira Assumpção

O agachamento é um dos exercícios mais utilizados no treinamento de força, em virtude da sua capacidade de recrutar, efetivamente, os músculos que envolvem a articulação do quadril, joelho e tornozelo.

O posicionamento do quadril e joelho, durante o agachamento, influencia no recrutamento muscular. De forma que alterações na amplitude do agachamento acarretam em mudanças na ativação muscular de membros inferiores.

As mulheres realizam o movimento de agachar diferente dos homens, sendo mais dominante sobre a articulação do joelho.



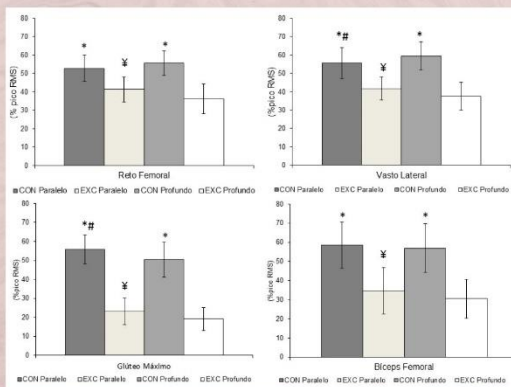
OBJETIVO

Investigar como a amplitude do agachamento influencia a ativação dos músculos reto femoral, vasto lateral, glúteo máximo e bíceps femoral, em mulheres.

MÉTODOS

- 1 35 mulheres
- 2 Agachamento paralelo (0° - 90°) e agachamento profundo (0° - 140°)
- 3 Dia 1 - Teste de 10 RM para cada amplitude de agachamento
- 4 Dia 2 - Reteste de 10 RM para cada amplitude de agachamento
- 5 Dia 3 - Análise Eletromiográfica

RESULTADOS



* Diferenças entre ações concêntricas e excêntricas; ¥ Diferenças entre ações excêntricas; # Diferenças entre ações concêntricas.

RESULTADOS

Recto Femoral - não apresentou diferença na ativação em relação a amplitude do agachamento na fase concêntrica

Vasto Lateral - sofreu influência da amplitude do agachamento tanto na fase concêntrica como na excêntrica

Glúteo Máximo - sofreu influência da amplitude do agachamento tanto na fase concêntrica como na excêntrica

Bíceps Femoral - não apresentou diferença na ativação em relação a amplitude do agachamento na fase concêntrica



CONCLUSÃO

A amplitude do agachamento não influenciou na ativação dos músculos biarticulares durante a fase concêntrica. Enquanto que os músculos uniarticulares foram influenciados pela amplitude tanto na fase concêntrica como na excêntrica.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM FISIOTERAPIA E FUNCIONALIDADE



ANEXOS

ANEXO I: Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

UFC - UNIVERSIDADE
FEDERAL DO CEARÁ /



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ASSOCIAÇÃO ENTRE DIFERENTES AMPLITUDES DO AGACHAMENTO NA ATIVAÇÃO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES

Pesquisador: Lissiane Almeida Cabral

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 35648820.2.0000.5054

Instituição Proponente: Universidade Federal do Ceará/ PROPESQ

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.277.406

ANEXO II - Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q)

Este questionário tem o objetivo de identificar a necessidade de avaliação por um médico antes do início da atividade física. Caso você responda “SIM” a uma ou mais perguntas, converse com seu médico ANTES de aumentar seu nível atual de atividade física. Mencione este questionário e as perguntas às quais você respondeu “SIM”. Por favor, assinale “SIM” ou “NÃO” às seguintes perguntas:

1. Algum médico já disse que você possui algum problema de coração e que só deveria realizar atividade física supervisionado por profissionais de saúde?

Sim Não

2. Você sente dores no peito quando pratica atividade física?

Sim Não

3. No último mês, você sentiu dores no peito quando praticou atividade física?

Sim Não

4. Você apresenta desequilíbrio devido à tontura e/ ou perda de consciência?

Sim Não

5. Você possui algum problema ósseo ou articular que poderia ser piorado pela atividade física?

Sim Não

6. Você toma atualmente algum medicamento para pressão arterial e/ou problema de coração?

Sim Não

7. Sabe de alguma outra razão pela qual você não deve praticar atividade física?

Sim Não

Nome: _____

Idade: _____

Data: _____

Assinatura: _____