

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO PRETO**

GABRIELA MARQUES CADEO

A posição do tornozelo durante o exercício mesa flexora não influencia na ativação muscular dos isquiotibiais e não interfere no ganho de força e hipertrofia.

Ribeirão Preto
2021

GABRIELA MARQUES CADEO

A posição do tornozelo durante o exercício mesa flexora não influencia na ativação muscular dos isquiotibiais e não interfere no ganho de força e hipertrofia

Versão corrigida

Dissertação apresentada á Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Pós-Graduação em Educação Física e Esporte.

Área de concentração: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e do Esporte.

Orientador: Prof. Dr. Matheus Machado Gomes

Ribeirão Preto
2021

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Cadeo, Gabriela Marques

A posição do tornozelo durante o exercício mesa flexora não influencia na ativação muscular e não interfere no ganho de força e hipertrofia. Ribeirão Preto, 2021.

iv, 91 p.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Área de Concentração: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e do Esporte.

Orientador: Prof. Dr. Matheus Machado Gomes.

1. Eletromiografia. 2. Posição de Tornozelo. 3. Hipertrofia Muscular. 4. Relação Comprimento-tensão. 5. Isquiotibiais.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

CADEO, Gabriela Marques. **A posição do tornozelo durante o exercício mesa flexora não influencia na ativação muscular dos isquiotibiais e não interfere no ganho de força e hipertrofia.** 2021 91 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte) – Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2021.

Aprovado em: 14/09/2021

Banca examinadora

Prof. Dr. Cleiton Augusto Libardi

Instituição: Universidade Federal de São Carlos

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Carlos Ugrinowitsch

Instituição: Escola de Educação Física e Esporte – Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Instituição: Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Julgamento: Aprovado

DEDICATÓRIA

É com muita gratidão que dedico este trabalho aos meus pais Jorge Luiz Cadeo e Claudinéia Marques Cadeo e ao meu irmão Guilherme Marques Cadeo por sempre me apoiarem independente das circunstâncias.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a **Deus** por guiar meus passos e me orientar em minhas escolhas ao longo desse processo de amadurecimento pessoal e acadêmico.

A minha **família** por me oferecerem todo o suporte para que eu realizasse e concluísse este projeto.

Ao meu namorado **Rodolfo Luiz Neves** por não medir esforços em me auxiliar em tudo que foi preciso.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Matheus Machado Gomes**, pelos inúmeros ensinamentos, e principalmente pela paciência em me orientar em toda a trajetória até aqui.

Aos professores da **Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP)** e da **banca examinadora**.

Aos participantes do **Grupo de Estudos Neuromotores do Movimento Humano (GENEMOH)**, do **Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABIOCOM)** pela amizade, colaboração científica e desenvolvimento intelectual.

E aos **voluntários** que gentilmente participaram dessa pesquisa.

RESUMO

CADEO, Gabriela Marques. **A posição do tornozelo durante o exercício mesa flexora não influencia na ativação muscular dos isquiotibiais e não interfere no ganho de força e hipertrofia.** 2021 91 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte) – Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2021.

A aplicação do treinamento de força para maximizar as respostas neuromusculares é comumente utilizada no âmbito esportivo. Tem-se relatado na literatura científica que os músculos isquiotibiais são classificados como o grupo muscular que possuem altas taxas de lesões em atletas profissionais. Dessa forma, há um grande corpo de pesquisas que procura elucidar o seu padrão de ativação muscular nos diferentes exercícios. Adicionalmente, estudos tem demonstrado que o pico de torque de flexão do joelho é maior com o tornozelo em dorsiflexão. No entanto, a influência das diferentes posições do tornozelo no sinal eletromiográfico (EMG) e hipertrofia muscular dos isquiotibiais parece incerta, indicando a necessidade de esclarecimento sobre a existência de um efeito da posição de tornozelo nas adaptações neuromusculares desse grupo muscular. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi analisar o EMG dos músculos flexores de joelho e adaptações neuromusculares após treinamento de 10 semanas no exercício mesa flexora nas condições com flexão plantar e dorsiflexão de tornozelo. A pesquisa incluiu dois estudos: Estudo-1 - 25 adultos, que se dividiram igualmente em dois grupos (não treinado e treinado) e realizaram o exercício mesa flexora em duas condições: flexão de joelho com dorsiflexão de tornozelo e flexão de joelho com flexão plantar. Eletrodos de superfície foram fixados nos músculos biceps femoral (BF), semitendíneo (ST), gastrocnêmio medial (GM) e lateral (GL). O sinal eletromiográfico foi calculado pela amplitude média (Root mean square - RMS) e pela frequência mediana durante uma série de repetições múltiplas levada até a falha muscular. Estudo- 2: Nessa etapa se perdeu 2 voluntários, desta forma dez adultos realizaram o treinamento de flexão de joelho na mesa flexora com uma perna em dorsiflexão de tornozelo e com a outra em flexão plantar. Apenas o grupo treinado participou dessa etapa. Em cada sessão de treino, os participantes realizaram 4 séries de 8 a 12 repetições máximas com cada membro no exercício mesa flexora, com intensidade de 70% de 1RM. Um aplicativo de metrônomo indicou a cadência de 2 segundos para fase concêntrica e 2 segundos para a fase excêntrica. O intervalo entre séries foi de 90 segundos. A amplitude de movimento foi de 90° de flexão de joelho. O volume da sessão foi considerado como o número total de repetições de todas as séries e intensidade da

carga (kg), multiplicados entre si. O somatório do volume de cada sessão, das 20 sessões realizadas, foi considerado como o volume total de treinamento. A espessura do músculo bíceps femoral cabeça longa de ambos os membros foi mensurada pré e pós-intervenção, assim como o torque de flexão de joelho, e para estas mensurações utilizamos ultrassonografia em modo B e dinamômetro isocinético, respectivamente. Todos os participantes permaneceram no mínimo 72h sem exercitar os membros inferiores antes destas avaliações. O treinamento correspondeu a 20 sessões de treino (2 vezes por semana) com intervalo de no mínimo 48 horas entre as sessões durante 10 semanas. Para análise estatística, utilizamos o teste t pareado para comparar volume total de treinamento, RMS e frequência mediana; a ANOVA de duas vias para comparar as espessuras musculares e torque; o teste de Pearson para a correlação entre o volume total de treinamento e o delta de variação da espessura muscular entre momento pré e pós, considerando o nível de significância $p \leq 0,05$. A espessura muscular ($p = 0,026$) e o torque ($p = 0,031$) aumentaram após a intervenção, mas de maneira similar entre as condições de tornozelo. O volume total de treinamento foi maior ($p = 0,005$) para o membro que realizou na condição de dorsiflexão de tornozelo ($13009,50 \pm 4048,356\text{kg}$) em relação à condição de flexão plantar ($11255,16 \pm 3844,805\text{kg}$). Não houve correlação entre o volume total de treino e o delta de variação ($\Delta\%$) da espessura muscular para as condições de dorsiflexão ($\rho = -0,033$; $p = 0,933$) e flexão plantar de tornozelo ($\rho = 0,023$; $p = 0,953$). A posição de tornozelo afetou apenas a frequência mediana dos músculos gastrocnêmios em ambos os grupos, sem efeito para os músculos bíceps femoral e semitendinoso tanto no domínio temporal quanto espectral do EMG. Os ganhos de força e hipertrofia ocorreram de maneira similar nas diferentes condições, apesar do volume total de treinamento ser maior na condição de dorsiflexão.

Palavras-chave: Eletromiografia; Posição de tornozelo; Hipertrofia muscular; Relação comprimento-tensão; Isquiotibiais.

ABSTRACT

CADEO, Gabriela Marques. **The ankle position during the flexor table exercise does not influence the muscle activation of the hamstrings and does not interfere with strength gain and hypertrophy.** 2021 91 f. Dissertation (Master's in Physical Education and Sport) – School of Physical Education and Sport of Ribeirão Preto, University of São Paulo, 2021.

The application of strength training to maximize neuromuscular responses is commonly used in sports. It has been reported in the scientific literature that the hamstring muscles are classified as the muscle group that has high injury rates in professional athletes. Thus, there is a large body of evidence that seeks to elucidate your pattern of muscle activation in different exercises. Additionally, it is shown that the peak knee flexion torque is greater with the ankle in dorsiflexion. However, the influence of different ankle positions on the electromyographic (EMG) signal and muscle hypertrophy of the hamstrings seems uncertain, indicating the need for clarification on the existence of an effect of the ankle position on the neuromuscular adaptations of this muscle group. Therefore, the presente study aimed to analyze the EMG of the knee flexor muscles and neuromuscular adaptations after training for 10 weeks in the flexor table exercise in conditions with plantar flexion and ankle dorsiflexion. The research included two studies: Study-1 - 25 adults, who were divided equally into two groups (untrained and trained) and performed the flexor table exercise under two conditions: knee flexion with ankle dorsiflexion and knee flexion with ankle plantar flexion. Surface electrodes were attached to the biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), medial (MG), and lateral (LG) gastrocnemius muscles. The electromyographic signal was calculated by the mean amplitude (Root mean square - RMS) and by the median frequency during a series of multiple repetitions until muscle failure. Study-2: In this stage, 2 volunteers were lost; thus, 10 adults performed the knee flexion training on the flexor table with one leg in ankle dorsiflexion and the other in plantar flexion. Only the trained group participated in this step. In each training session, the participants performed 4 sets of 8 to 12 maximum repetitions with each limb in the flexor table exercise, with an intensity of 70% of 1RM. A metronome app indicated the cadence of 2 seconds for the concentric phase and 2 seconds for the eccentric phase. The interval between sets was 90 seconds. The range of motion was 90° of knee flexion. Session volume was considered as the total number of repetitions of all sets and load intensity (kg) multiplied with each other. The sum of the volume of each session, of the 20 sessions performed, was considered the total training volume. The thickness of the long head biceps

femoris muscle of both limbs was measured before and after the intervention, as well as the knee flexion torque. For these measurements, we used B-mode ultrasonography and isokinetic dynamometer, respectively. All participants remained at least 72 hours without exercising their lower limbs before these assessments. The training corresponded to 20 training sessions (2 times a week) with an interval of at least 48 hours between sessions for 10 weeks. For statistical analysis, we used the paired t-test to compare total training volume, RMS, and median frequency; two-way ANOVA to compare muscle thickness and torque; Pearson test for the correlation between the total training volume and the delta of muscle thickness variation between pre and post moments, considering the significance level of $p \leq 0.05$. Muscle thickness ($p = 0.026$) and torque ($p = 0.031$) increased after the intervention, but similarly across ankle conditions. The total volume of training was greater ($p = 0.005$) for the limb that performed in the ankle dorsiflexion condition ($13009,50 \pm 4048,356\text{kg}$) in relation to the plantar flexion condition ($11255,16 \pm 3844,805\text{kg}$). There was no correlation between total training volume and the delta of variation ($\Delta\%$) of muscle thickness for dorsiflexion ($\rho = -0,033$; $p = 0,933$) and ankle plantar flexion ($\rho = 0,023$; $p = 0,953$). Ankle position affected only the median frequency of the gastrocnemius muscles in both groups, with no effect for the biceps femoris and semitendinosus muscles in both the temporal and spectral domains of the EMG. Strength and hypertrophy gains occurred similarly in the different conditions, despite the total training volume being greater in the dorsiflexion condition.

Keywords: Electromyography; Ankle position; Muscular hypertrophy; Length-tension ratio; Hamstrings.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1. Representação esquemática do desenho experimental do Estudo-1 e estudo-2..... 39
- Figura 2. Avaliação de torque isométrico de flexão de joelho em dinamômetro isocinético...49
- Figura 3. Médias e desvios-padrão dos valores de RMS normalizado (%) da atividade eletromiográfica durante a série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora unilateral, do grupo treinado e não treinado, respectivamente. $P < 0,05$ 54
- Figura 4. Médias e desvios-padrão dos valores da frequência mediana (Hz) do sinal eletromiográfico durante a série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora unilateral, do grupo treinado e não treinado, respectivamente. * representa diferença entre a condição de dorsiflexão de tornozelo para $p < 0,05$ 54
- Figura 5. Médias de todos os indivíduos analisados em relação ao valor da espessura muscular do músculo bíceps femoral cabeça longa nos momentos pré e pós as 10 semanas de treinamento para o grupo treinado, na condição de dorsiflexão e flexão plantar. A linha em vermelho representa a média e desvio-padrão do grupo no momento pré e pós para a condição de dorsiflexão e flexão plantar. * representa diferença entre o momento pré-intervenção para $p < 0,05$ 55
- Figura 6. Médias de todos os indivíduos analisados em relação ao valor do pico de torque de flexão de joelho nos momentos pré e pós 10 semanas de treinamento para o grupo treinado, na condição de dorsiflexão e flexão plantar. A linha em vermelho representa a média e desvio-padrão do grupo no momento pré e pós para a condição de dorsiflexão e flexão plantar. * representa diferença entre o momento pré-intervenção para $p < 0,05$ 56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Médias e desvios-padrão referentes às características de cada grupo no estudo-1...	41
Tabela 2. Médias e desvios-padrão referentes aos graus (°) de amplitude de tornozelo realizadas na posicional inicial (180°) e posição final (80°) de joelho dos grupos treinado e não treinado.	45
Tabela 3. Médias e desvios-padrão referentes às características de cada grupo no estudo-2...	47
Tabela 4. Médias e desvios-padrão do número de repetições e intensidade do exercício mesa flexora realizado com dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo para os grupos treinado e não treinado. * Diferente em comparação com a flexão plantar, $p < 0,05$	53
Tabela 5. Médias e desvios-padrão do volume total de treinamento na condição de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo do grupo treinado. * maior para a condição de dorsiflexão de tornozelo para $p < 0,05$	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de movimento
ALL	Escore de atividades físicas de lazer e locomoção
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i> (Análise de Variância)
BF	Bíceps femoral
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
CM	Centímetros
COVID-19	Corona Virus Disease- ano 2019
EEFERP	Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto
EFL	Escore de exercícios físicos no lazer
EMG	Eletromiografia
ET	Escore total
GL	Gastrocnêmio lateral
GM	Gastrocnêmio medial
KG	Quilos
LABIOCOM	Laboratório De Biomecânica e Controle Motor
LACIDIH	Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano
PAR-Q	<i>Physical Activity Readiness Questionnaire</i>
PS	Peso
REP	Repetições
RM	Repetições máximas
RMS	<i>Root Mean Square</i> (Raíz quadrada média)
SENIAM	<i>Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SPSS	<i>Statistical Packages for the Social Sciences</i>
ST	Semitendinoso
VTT	Volume total de treinamento
N.m	Newton.metro

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. OBJETIVOS	20
2.1. Objetivo geral	20
2.2. Objetivos específicos	20
2.2.1. Estudo-1	20
2.2.2. Estudo-2	20
3. REVISÃO DE LITERATURA	21
3.1. Hipertrofia Muscular e atividade eletromiográfica	21
3.2. O grupo muscular isquiotibial	28
3.3. Músculos biarticulares e Insuficiências musculares	30
4. MÉTODO	37
4.1. Participantes	37
4.1.1. Aspectos Éticos e Critérios de Exclusão/Inclusão	38
4.2. Desenho experimental	38
4.3. Estudo-1	40
4.3.1. Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM)	41
4.3.2. Quantificação de cargas	42
4.3.3. Amplitude de movimento de tornozelo	44
4.3.4. Série única de repetições múltiplas	45
4.4. Estudo-2	46
4.4.1. Ultrassonografia	47
4.4.2. Torque Isométrico	48
4.4.3. Protocolo de treinamento	49
4.4.4. Volume total de treinamento	50
5. TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS	51
6. ANÁLISE ESTATÍSTICA	51
7. RESULTADOS	52
7.1. Estudo-1	52
7.1.1. Número de repetições e intensidade	52
7.1.2. Recrutamento muscular - Domínio Temporal	53
7.1.3. Recrutamento muscular - Domínio espectral	54
7.2. Estudo-2	55

7.2.1. Espessura muscular	55
7.2.2. Pico de torque.....	55
7.2.3. Volume total de treinamento.....	56
8. DISCUSSÃO.....	57
8.1. Estudo-1.....	57
8.2. Estudo-2.....	59
9. CONCLUSÃO.....	63
10. REFERÊNCIAS.....	64
11. ANEXO A – Aprovação do comitê de ética e pesquisa	73
12. ANEXO B – Questionário PAR-Q	76
13. ANEXO C - Questionário de Baecke	77
14. ANEXO D - Fórmulas para cálculo do questionário Baecke	78
15. APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	79
16. APÊNDICE B – Médias e desvios-padrão dos valores de RMS normalizado (%) da atividade eletromiográfica dos grupos treinado e não treinado para os músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral.....	83
17. APÊNDICE C – Médias e desvios-padrão dos valores da frequência mediana (Hz) do sinal eletromiográfico dos grupos treinado e não treinado para os músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral.	85
18. APÊNDICE D – Médias e desvios-padrão dos valores da espessura muscular do bíceps femoral cabeça longa do grupo treinado, nos momentos pré e pós-intervenção.....	87
19. APÊNDICE E – Médias e desvios-padrão dos valores do pico torque de flexão de joelho do grupo treinado, nos momentos pré e pós-intervenção.	88
20. APÊNDICE F – Médias e desvios-padrão dos valores do volume totalmente de treinamento do grupo treinado, após completar 20 sessões de treino.	89

1. INTRODUÇÃO

O treinamento de força é uma modalidade de exercício que promove desenvolvimento no desempenho atlético, força muscular, potência, massa muscular (i.e., hipertrofia muscular), resistência muscular local, flexibilidade, performance motora, entre outras capacidades (MOSS et al., 1997; KRAEMER et al., 2002; SCHOENFELD, 2010; COMFORT; HAIGH; MATTHEWS, 2012; SCHOENFELD et al., 2017). Também proporciona consideráveis benefícios a saúde quando praticado de forma regular e individualizada, agindo na redução da obesidade, diabetes não insulino-dependente, osteoporose, entre outras doenças (WOLFE, 2006; HONG; KIM, 2018). Além disso, o treinamento de força influencia no controle da ansiedade, dor crônica, depressão, autoestima e sono (O'CONNOR; HERRING; CARVALHO, 2010), tornando-se recomendado por organizações internacionais de medicina e saúde, como tratamento preventivo e não medicamentoso (ACSM, 2009; PIERCY et al., 2018).

A aplicação do treinamento de força para maximizar as respostas neuromusculares é comumente utilizada no âmbito esportivo, já que geralmente potencializar as respostas frente ao treinamento é uma meta importante dos programas de força e hipertrofia muscular. Tem-se relatado na literatura científica que os músculos isquiotibiais são classificados como o grupo muscular que possui altas taxas de lesões em atletas profissionais, o que compõem entre 12% e 26% de todas as lesões sofridas durante atividades esportivas (KAYANI et al., 2020). Devido a importância desse grupo muscular na realização de atividades diárias, como a marcha, e de atividades esportivas que envolvam a corrida, ciclismo e salto (COMFORT et al., 2014; DA SILVA et al., 2016; BEATO et al., 2021), há um grande corpo de pesquisas que procura elucidar o padrão de ativação muscular dos isquiotibiais nos diferentes exercícios (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; ONISHI et al., 2002; ONO; HIGASHIHARA; FUKUBAYASHI, 2010; ZEBIS et al., 2013; MCALLISTER et al., 2014; SCHOENFELD et al., 2015; BOURNE et al., 2017b; KAWAMA; TAKAHASHI; WAKAHARA, 2021) a fim de esclarecer maneiras de se promoverem maiores respostas adaptativas por meio do treinamento de força. Os músculos isquiotibiais se localizam na região posterior da coxa e são compostos por três porções: bíceps femoral (porção longa e curta), semitendinoso e semimembranoso. Os músculos bíceps femoral cabeça longa, semitendinoso e semimembranoso são biarticulares, cruzando a articulação do quadril e joelho, e a porção curta do bíceps femoral é uniarticular, cruzando apenas a articulação do joelho (KELLIS et al., 2012). Dessa maneira, os isquiotibiais atuam em

movimentos de extensão de quadril e flexão de joelho (BOURNE et al., 2018), além de realizarem rotações laterais e mediais do joelho e de garantirem a estabilidade dinâmica da articulação do joelho juntamente com os outros músculos da coxa (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; ONISHI et al., 2002; FLOYD, 2011).

Durante os movimentos de flexão de joelho, os músculos gastrocnêmios atuam com os isquiotibiais na produção de torque de flexão do joelho (LI et al., 2002). Os gastrocnêmios são músculos biarticulares e, portanto, cruzam as articulações do tornozelo e do joelho. Dessa maneira, o seu comprimento muscular pode ser modificado em ambas as articulações. Ao mudar o ângulo articular, altera-se o comprimento muscular e a capacidade de produção de força. Essa relação direta entre comprimento do músculo e a força/tensão que ele é capaz de desenvolver, é denominada relação comprimento-tensão (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966). Dessa forma, para a realização do mesmo movimento, os músculos que permanecem no comprimento ideal, contribuem mais para a ação muscular, pois conseguem gerar sua força/tensão de forma mais eficiente (MIAKI; SOMEYA; TACHINO, 1999; RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999; PEREIRA; DE OLIVEIRA; NADAL, 2011). Estudos demonstram que o pico de torque de flexão de joelho é maior com o tornozelo em dorsiflexão, tanto em uma sessão única de testes de força (MILLER; CATLAW; ANGELOPOULAS, 1996; GALLUCCI; CHALLIS, 2002; LI et al., 2002), como após um período de programa de treinamento de força de flexão de joelho realizado com dorsiflexão (KIM; CHA; FELL, 2016).

Apesar do estudo de Kim et al. (2016) terem demonstrado maior aumento da força de flexão de joelho com dorsiflexão após período de treinamento, o protocolo de intervenção foi efetuado em isocinético com a realização de contrações concêntricas. Esse método de intervenção se distancia do que é realizado em condições habituais de treinamento, onde se realizam contrações excêntricas-concêntricas que, em alguns momentos, são feitas até a falha muscular. Nesse sentido, Schoenfeld et al. (2016) demonstraram que a falha muscular parece ter efeito no aumento da força muscular. Os autores mencionaram que treinamento de baixa carga quando realizado até a falha muscular promovem aumentos similares ao treinamento de alta carga. Assim sendo, Burd et al. (2013) afirmaram que isso ocorre pois o recrutamento completo de unidades motoras de alto limiar pode ser alcançado em situações de falha muscular momentânea. Apesar de Schoenfeld et al. (2016) relatarem que essas evidências devem ser interpretadas com cautela, torna-se necessário avaliar o efeito da posição de tornozelo no aumento da força de flexão de joelho durante treinamento que utilizem

contrações até a falha. Além de que esse contexto se aproxima mais da validade ecológica do treinamento de força.

Embora uma quantidade relevante de pesquisas na literatura científica que demonstram a influência dos gastrocnêmios nos movimentos de flexão de joelho, há poucos estudos que buscaram esclarecer o efeito da posição do tornozelo no padrão de ativação muscular dos isquiotibiais (COMFORT et al., 2017; MARCHETTI et al., 2019). Para detectar o padrão de ativação dos músculos em um determinado movimento, é comumente usado a eletromiografia. Os estudos que compararam diferentes posições de tornozelo no padrão de ativação dos isquiotibiais, demonstraram que tanto em contrações excêntricas (COMFORT et al., 2017) e em contrações isométricas máximas (MARCHETTI et al., 2019), a posição de tornozelo parece não influenciar a ativação do músculo bíceps femoral. Entretanto, as pesquisas anteriores (COMFORT et al., 2017; MARCHETTI et al., 2019), focaram em entender o comportamento mioelétrico apenas das repetições iniciais, inviabilizando a compreensão da atividade muscular em condições do treinamento esportivo, onde há múltiplas repetições, em determinados casos até a falha muscular.

Ademais, os estudos prévios (COMFORT et al., 2017; MARCHETTI et al., 2019) analisaram somente o padrão de ativação muscular do bíceps femoral, que é apenas uma das três porções que compõem o grupo dos músculos isquiotibiais. Em estudo recente, Bourne et al. (2018), demonstraram que existe um padrão de ativação preferencial dos isquiotibiais de acordo com o movimento realizado. Dessa maneira, os exercícios para a flexão do joelho (por exemplo, exercício nórdico, mesa flexora e cadeira flexora) parecem ativar seletivamente o músculo semitendinoso, enquanto os exercícios que envolvem uma quantidade considerável de extensão do quadril (por exemplo, exercício stiff) parecem ativar mais vigorosamente o músculo bíceps femoral cabeça longa e o semimembranoso. Em estudo de Comfort et al. (2017) e Marchetti et al. (2019), os participantes realizaram os movimentos de flexão de joelho na mesa flexora e exercício nórdico, e então foi analisado o efeito de diferentes posições de tornozelo no músculo bíceps femoral. Como elucidado anteriormente, em movimentos de flexão de joelho o músculo semitendinoso parece atuar preferencialmente, sendo assim necessário mais investigações para esclarecer o efeito da posição de tornozelo na porção medial dos isquiotibiais. Além disso, em estudo de Comfort et al. (2017) e Marchetti et al. (2019), os autores utilizaram indivíduos atletas e com experiência em treinamento de força, respectivamente. Indivíduos com pouca experiência em treinamento de força possuem coordenação muscular (i.e., coordenação intramuscular e intermuscular) menos eficiente durante o recrutamento e envio de impulso elétrico adequado para gerar a contração. Dessa

forma, não há um refinamento na cooperação e sinergia muscular gerada em um determinado movimento (MORITANI; DEVRIES, 1979). Nesse sentido, Sale (1988) sugere que indivíduos não treinados tem maior contribuição do recrutamento dos músculos sinergistas e co-contracção dos músculos antagonistas, ao mesmo tempo que não conseguem recrutar adequadamente as unidades motoras dos músculos agonistas. Esses mecanismos refletem a falta de coordenação e habilidade apropriada para realizar a contracção. Dessa maneira, ainda não se sabe se diferentes posições de tornozelo durante a flexão de joelho seria importante para indivíduos iniciantes.

Embora os estudos anteriores não tenham indicado alteração no sinal eletromiográfico do músculo bíceps femoral decorrente da mudança de posição do tornozelo, é necessário ter cautela na interpretação dos dados obtidos por eletromiografia. Pesquisas recentes demonstraram que a magnitude de ativação de um músculo pode não ser um bom indicativo de que se terá adaptações crônicas (por exemplo, hipertrofia muscular) em mesma proporção de ativação (NÓBREGA et al., 2018) e de que a amplitude do sinal eletromiográfico se correlaciona com a sinalização da cascata de processos anabólicos (MORTON et al., 2019) que são importantes para a hipertrofia muscular. Nobrega et al. (2018) demonstraram em seu estudo que a amplitude do sinal eletromiográfico não correspondeu em respostas hipertróficas na mesma direção do músculo analisado. Em outras palavras, as maiores amplitudes de eletromiografia foram encontradas nas condições com maior intensidade de exercício, porém todas as condições do estudo geraram similar hipertrofia muscular. Adicionalmente, Morton et al. (2019), demonstraram que não houve correlação da eletromiografia de superfície com a sinalização anabólica presente no anabolismo relacionado à contracção muscular. Tal processo de sinalização possui grande relevância no aumento da massa muscular. Dessa maneira, torna-se necessário ser prudente ao interpretar os resultados e inferir que a magnitude de ativação muscular corresponderá em respostas hipertróficas equivalentes.

Além disso, nenhum estudo até o presente momento buscou comparar o efeito de diferentes posições de tornozelo nas adaptações morfológicas dos músculos que compõem os isquiotibiais. Essa investigação nos parece relevante tendo em vista que esse grupo muscular possui grande impacto na realização das atividades cotidianas e esportivas dos indivíduos. Dessa maneira, tornando-se importante estabelecer intervenções que podem ajudar a otimizar o desempenho dos isquiotibiais, além de elucidar variações que podem gerar uma ativação específica do grupo muscular e maximizar as repostas neuromusculares por meio do treinamento de força.

Visando compreender o efeito da posição de tornozelo durante a flexão de joelho na

ativação muscular e adaptações neuromusculares, a presente pesquisa se dividiu em duas etapas: o Estudo-1 destinado a analisar o comportamento mioelétrico dos isquiotibiais e gastrocnêmios durante uma série de repetições múltiplas até a falha na mesa flexora com o tornozelo em dorsiflexão e flexão plantar, em indivíduos treinados e não treinados; o Estudo-2 buscou comparar as alterações na espessura do músculo bíceps femoral cabeça longa e na força máxima de flexão de joelho ante e após um protocolo de 10 semanas de treinamento na mesa flexora com diferentes posições de tornozelo. Nossa hipótese é que os músculos isquiotibiais apresentariam maior ativação muscular e adaptações neuromusculares na condição com flexão plantar, devido à essa posição de tornozelo gerar insuficiência ativa dos músculos gastrocnêmios, e, conseqüentemente, menor contribuição dos gastrocnêmios para produzir a força necessária para a execução do exercício.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Analisar o efeito da posição de tornozelo na atividade eletromiográfica dos músculos flexores de joelho no exercício mesa flexora unilateral em indivíduos treinados e não treinados. Além de comparar o efeito de diferentes posições de tornozelo nas adaptações neuromusculares após protocolo de treinamento de 10 semanas no exercício mesa flexora.

2.2. Objetivos específicos

2.2.1. Estudo 1

- Analisar o efeito da posição de tornozelo na amplitude e frequência mediana da atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e lateral durante a realização do exercício mesa flexora unilateral, em indivíduos treinados e não treinados.

2.2.2. Estudo 2

- Comparar o efeito da posição de tornozelo na hipertrofia do músculo bíceps femoral cabeça longa após 10 semanas de treinamento de força em indivíduos treinados.

- Comparar o efeito da posição de tornozelo no pico de torque de flexão de joelho após 10 semanas de treinamento de força em indivíduos treinados.
- Comparar o efeito da posição de tornozelo no volume total de treinamento após 10 semanas de treinamento de força em indivíduos treinados.
- Analisar a correlação entre volume total de treinamento e hipertrofia muscular do músculo bíceps femoral cabeça longa.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Hipertrofia Muscular e atividade eletromiográfica

Segundo ACSM (2009) para atingir níveis ótimos de hipertrofia muscular, seria necessário a combinação de estímulos mecânicos (isto é, tensão mecânica) e metabólicos (isto é, estresse metabólico) através de treinamento com pesos. Dessa maneira, sendo esses os fatores primários que modulam a hipertrofia muscular. A tensão mecânica é um processo de mecanotransdução que ocorre após uma tensão imposta ao músculo através de uma resistência externa. Ao recebê-la, as estruturas musculares se deformam e ativam a proteína cinase de adesão focal (FAK), que atua de forma sinalizadora na mediação da sinalização celular via integrinas. As integrinas são identificadas como mecanossensores primários que se localizam na superfície da célula e possuem interação com a matriz extracelular. Essa interação proporciona a transmissão de informações mecânicas e químicas de fora para dentro da célula. Os mecanossensores tem como função detectar a tensão mecânica e traduzí-la em sinais químicos dentro da miofibrila. Após as forças serem traduzidas, geram-se respostas citoplasmáticas e várias cascatas adaptativas de sinalização intracelular. Dentro do citoplasma, genes específicos (DNA) são transcritos e as mensagens (mRNA) são traduzidas em proteínas específicas, o que favorece a sua síntese (DE DEYNE, 2001). Duas vias principais estão envolvidas no crescimento muscular: via da proteína quinase ativada por 5'-AMP (AMPK) e via da proteína alvo de mamífero de rapamicina (mTOR). A via da proteína AMPK é ativada em resposta a estressores ambientais, como por exemplo o exercício físico. Ao ser ativada, restaura o equilíbrio de energia celular por meio de aumento dos processos catabólicos e atenuação dos processos anabólicos. A AMPK funciona como o principal sensor de energia das células musculares, de modo que quando o nível de energia está baixo, esta impulsiona a produção de ATP ativando vias catabólicas e desativando os processos que consomem ATP (vias anabólicas), conservando o nível de energia. Desta maneira, modulando

a renovação muscular e a massa muscular esquelética, resultando então na interrupção da síntese proteica e do crescimento celular, com o estímulo da proteólise muscular. Já a via da proteína mTOR é realizada principalmente pelo complexo de sinalização mTORC1. Uma vez ativado, o mTORC1 exerce seus efeitos ativando vários efetores anabólicos a jusante (i.e., de cima para baixo), tendo como alvo primário a p70S6K, que desempenha um papel importante na iniciação da tradução de mRNA (SANCHEZ et al., 2012).

O estresse metabólico induzido pelo exercício é definido como um acúmulo de metabolitos, principalmente lactato, fosfato inorgânico e íons hidrogênio. Adicionalmente também sendo caracterizado pela diminuição do pH celular, aumento nas concentrações de deoxihemoglobina e hipóxia local (SUGA et al., 2009). Durante exercícios de longa duração que dependem da glicólise anaeróbia para a produção de energia, há aumento da compressão constante do fluxo sanguíneo e hipoxia aguda. A combinação destes fatores causa rapidamente o acúmulo de metabólicos intramusculares e diminuição simultânea nos níveis de pH. Esse cenário pode proporcionar alterações metabólicas e/ou bioquímicas que corresponde a fadiga induzida periféricamente (ROBBINS et al., 2010). Ademais, a tensão mecânica e o estresse metabólico ocorrem em conjunto, mas acontecem em maior ou menor proporção dependendo da intensidade e duração dos descansos entre séries do exercício (KRAEMER et al., 1993).

A importância do estresse metabólico para a hipertrofia é regulada por fatores como aumento do recrutamento de fibras, alterações na produção de miocinas, inchaço celular, acúmulo de espécies reativas de oxigênio e produção elevada de hormônio sistêmico (SCHOENFELD, 2013). Alguns destes fatores são bastante questionados na literatura científica, como é o caso da relevância na produção elevada de hormônio sistêmico pós-exercício. Hormônios anabólicos como testosterona, hormônio do crescimento (GH) e fator de crescimento semelhante à insulina 1 (IGF-1), são considerados importantes para o anabolismo do músculo esquelético. A maneira como manipular e aumentar suas respostas, era frequentemente estudada para melhorar as adaptações do músculo esquelético, como força e ganho de massa muscular (SCHROEDER et al., 2013). Porém a relevância das alterações nos níveis de hormônios endógenos para promover aumento de força e hipertrofia começou a ser frequentemente questionada, já que estudos demonstraram que homens e mulheres apresentavam taxas semelhantes de síntese proteica muscular e respostas de sinalização anabólica após exercícios contra-resistência (WEST; PHILLIPS, 2012). E mesmo mulheres possuindo concentrações de testosterona que são 10 a 15 vezes mais baixas do que os homens,

os ganhos de adaptações neuromusculares por meio do treinamento contra-resistência também eram semelhantes (CURETON et al., 1988; ABE et al., 2000).

Adicionalmente, o que parece ser um dos fatores que teria maior responsabilidade na hipertrofia muscular através do estresse metabólico, está em grande parte associado à fadiga das unidades motoras, principalmente as das fibras do tipo II. Adam e de Luca (2003) demonstraram que em exercício submáximo sustentado, à medida que a fadiga se instala, ocorre a queda do pH celular. A alta utilização de ATP como fonte de energia em exercício prolongado para que ocorra a contração muscular, gera o grande acúmulo de H⁺ no meio intracelular. O H⁺ faz parte da energia química liberada através da reação de ATP + H₂O. Este aumento nas concentrações de H⁺ que proporcionaria a queda do pH celular. A queda do pH celular promove a diminuição do limiar excitatório das fibras, fazendo com que as fibras de maior limiar consigam ser recrutadas, mesmo em intensidades mais baixas. Evidenciando que tanto em intensidades mais altas ou intensidades mais baixas (desde que levado até a fadiga ou próximo dela) estas unidades motoras são acionadas. O que difere será o momento em que isto acontece. Em alta intensidade as unidades motoras são recrutadas ao mesmo tempo e em baixa intensidade realizadas até a fadiga, são recrutadas ao longo do tempo (i.e., há um revezamento das unidades motoras). Isto acontece devido o esforço do sistema neuromuscular em manter os níveis imprescindíveis de geração de força para prosseguir com o desenvolvimento de trabalho durante contrações seguidas.

Segundo Henneman (1965) existe uma ordem de recrutamento de fibras musculares, o qual é denominado como princípio do tamanho. O autor descreve que a capacidade de uma unidade motora em produzir força se relaciona com o seu tamanho. Nesse fenômeno, as unidades motoras de baixo limiar são recrutadas primeiro e logo após as unidades motoras de alto limiar são progressivamente recrutadas para sustentar a contração muscular de acordo com a demanda de força exigida. As fibras musculares possuem dois tipos principais: tipo I e tipo II. As fibras do tipo I também denominadas de contração lenta, possuem maior capacidade oxidativa devido ao maior conteúdo de mioglobina e capilares sanguíneos, tornando-as mais resistentes a fadiga. Além de possuírem neurônios motores de menor tamanho e baixa produção de força. As fibras do tipo II ou fibras de contração rápida, têm maior capacidade glicolítica, apresentando menor número de mitocôndrias e menor capacidade metabólica aeróbica. Por esse motivo são pouco resistentes à fadiga. Porém, possuem neurônios motores de maior tamanho quando comparados aos das fibras tipo I, além de possuir maior capacidade de produção de força (PETTE; STARON, 1990). Ademais,

os tipos de fibras podem ser expressos por sua cadeia pesada de miosina, denominando-se tipo I, tipo IIa e tipo IIx (VAN WESSEL et al., 2010).

É referido que elevações intermitentes nas taxas de síntese proteica muscular em resposta a estímulos oriundos de exercícios contra-resistência e ingesta proteica conduzem a hipertrofia muscular (JOANISSE et al., 2020). Nesse sentido, Koopman et al. (2006) demonstraram, através de análises feitas por biopsia muscular, que fibras do tipo II possuem maior área de secção transversa quando comparadas as fibras do tipo I, e que também possuem maior potencial de estimulação das vias importantes [fosforilação de mTOR e ativação subsequente da proteína quinase p70/p85-S6 (S6K1)] para síntese proteica muscular que as fibras do tipo I. Além de possuírem quatro vezes mais potência que as fibras do tipo I (LEXELL, 1995). Demonstrando a importância do recrutamento das fibras do tipo II para a hipertrofia muscular.

A capacidade de recrutar em um nível elevado todas as fibras disponíveis em um conjunto de unidades motoras se torna imprescindível quando o objetivo é potencializar a resposta hipertrofica derivada do treinamento de força. Todo o processo que gera a cascata de sinalização anabólica, inicialmente ocorreu a partir de uma certa magnitude de tensão mecânica, que irá proporcionar o recrutamento das fibras musculares. Todavia, o simples recrutamento de uma fibra muscular não promove uma resposta hipertrofica. O processo que circunda o aumento de massa muscular é complexo e envolve vários fatores (JOANISSE et al., 2020). Dessa maneira, associar o recrutamento de fibras de maneira aguda com respostas crônicas ao treinamento com pesos (por exemplo, hipertrofia muscular), parece não representar uma relação que corresponda com as reais adaptações (NOBREGA et al., 2017; MORTON et al., 2019). A eletromiografia é normalmente utilizada para mensurar o registro da atividade elétrica associada à contração muscular, fornecendo informações sobre o recrutamento das unidades motoras durante uma ação muscular (MARCHETTI; DUARTE, 2006). O recrutamento das unidades motoras é iniciado no sistema nervoso central, de onde se origina um impulso nervoso (isto é, potencial de ação) que chega aos receptores do motoneurônio alfa (isto é, dendritos). A partir desse momento, há propagação do potencial de ação ao longo do axônio no neurônio motor, até atingir os terminais axonais, que secretam a substância neurotransmissora acetilcolina. Em uma quantidade suficiente de acetilcolina ligada aos receptores, o potencial de ação se distribui por toda extensão da fibra muscular através da rede de túbulos T. Essa interação ocorre por meio da despolarização, processo no qual há abertura dos canais de cálcio dependente de voltagem, permitindo a entrada de íons de cálcio no interior da célula. A entrada dessa carga elétrica, permite que o potencial de ação

atinja o retículo sarcoplasmático e libere uma grande quantidade de íons cálcio para então dar início a contração muscular (KENNEDY; WILMORE, 2001). Essa carga elétrica é normalmente mensurada pela eletromiografia. Resumidamente, a eletromiografia pode ser considerada como um voltímetro altamente sensível que reconhece despolarizações e hiperpolarizações, definidos como aumentos e diminuições de voltagem, respectivamente, que ocorrem no sarcolema (VIGOTSKY et al., 2018)

Porém, o sinal elétrico captado pelos eletrodos podem ser afetados por diversos fatores, como: batimento cardíaco, aquisição do sinal eletromiográfico de músculos adjacentes (isto é, cross-talk), influência da rede elétrica e de aparelhos eletrônicos do local (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Outrossim, em contrações musculares dinâmicas, existem três fatores principais que influenciam o sinal eletromiográfico: a) o grau de não estacionariedade do sinal, b) o deslocamento relativo dos eletrodos em relação à origem dos potenciais de ação e c) as mudanças nas propriedades de condutividade dos tecidos que separam os eletrodos e as fibras musculares. Dessa forma, durante ações musculares dinâmicas, há a mudança do ângulo articular ao longo do tempo de contração, o que representaria em mudanças nos componentes da frequência (i.e., não estacionariedade do sinal). Esta mudança no ângulo articular, modifica o diâmetro, comprimento e orientação da fibra muscular. Dessa forma, mudando a área que o eletrodo pode captar ao longo da contração. Com essa mudança da direção relativa da fibra, a condutividade dos tecidos que circundam as fibras também se altera, já que é intimamente orientada de acordo com a direção das fibras. Conseqüentemente, os potenciais de ação detectados na superfície da pele podem mudar durante o movimento (FARINA, 2006).

Dessa maneira, o fato do sinal eletromiográfico do músculo ser afetado pelo seu comprimento, é explicado pela relação comprimento-tensão. Quando o músculo está alongado em seu comprimento ideal ou próximo dele, a força desenvolvida pelos elementos contráteis ativos do músculo é comandada pela interação entre os filamentos de actina e miosina no sarcômero. Quando esta interação gera uma sobreposição ideal dos filamentos, menos unidades motoras precisam ser recrutadas para atender a demanda de força exigida, devido o sarcômero estar em uma posição de geração eficiente de tensão. Dessa forma, os componentes elásticos passivos em paralelo (i.e., endomísio, perimísio e epimísio) parecem ter um efeito em conjunto com os elementos ativos na força produzida, por isso, em comprimentos maiores o sinal eletromiográfico tende a ficar menor (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981). Além disso, Worrell et al. (2001), demonstraram que as diferenças na eletromiografia podem ser explicadas não somente por variações nos comprimentos musculares, mas também por outros

fatores mecânicos como o braço de momento articular. Dessa forma, dependendo do ângulo articular, a eletromiografia pode ser modificada. Como a eletromiografia pode ser afetada por inúmeros fatores, faz-se necessário identificar como a magnitude de ativação aguda de um músculo pode refletir em respostas crônicas nas suas adaptações morfológicas.

Nesse sentido, Morton et al. (2019), determinaram a correlação da eletromiografia de superfície com a depleção de glicogênio específica do tipo de fibra muscular, para mensurarem a ativação das fibras musculares do tipo I e do tipo II, já que a ativação da fibra muscular pode ser quantificada por meio da depleção de glicogênio específico do tipo de fibra. Essa diminuição é um indicativo de despolarização ou 'ativação' preliminar das fibras musculares do tipo II à medida que a fadiga se instala e continua (KOOPMAN et al., 2006). Durante o estudo, os autores também examinaram a fosforilação de proteínas de sinalização anabólica que estão associadas a contração muscular. Os participantes foram designados a fazer extensões de joelho unilaterais em quatro condições diferentes: 80% de 1RM em velocidade rápida (cadência 111) e lenta (cadência 313); 30% de 1RM em velocidade rápida (cadência 111) e lenta (cadência 313). Todas as condições foram realizadas até a falha muscular. As biopsias musculares e dados de eletromiografia foram apresentados para o músculo vasto lateral da coxa. Os autores encontraram que independente da intensidade ou duração da repetição, o exercício realizado até a falha resultou em depleção de substrato energético. Sendo assim, houve ativação dos neurônios motores inervantes de ambas as fibras do tipo I e do tipo II. Porém, a amplitude do sinal eletromiográfico, atividade eletromiográfica média e integrada (total), e a frequência de potência média não foi relacionada à depleção de glicogênio da fibra muscular ou à sinalização anabólica. Todavia, a depleção de glicogênio da fibra muscular e a sinalização anabólica foram relacionadas, nos levando a concluir que somente analisar a magnitude da amplitude do sinal eletromiográfico não nos permite dizer que as fibras musculares foram de fato recrutadas na mesma proporção e que isto corresponderá a sua equivalente resposta hipertrófica.

Ademais, assim como no estudo de Morton et al. (2019), outros estudos já demonstraram correlações significativas entre a depleção de glicogênio e aumento na fosforilação de proteínas de sinalização anabólica, determinando correlações com a síntese proteica muscular (BURD et al., 2010) e alterações na área de secção transversa da fibra muscular após treinamento de força (MITCHELL et al., 2013). Em estudo de Nobrega et al. (2017), também foi observado que a amplitude do sinal eletromiográfico não corresponde com a respectiva hipertrofia do músculo analisado. Um dos objetivos do estudo era comparar o efeito do treinamento contra-resistência de altas e baixas intensidades, quando realizado até

a falha ou com interrupção voluntária, na área de secção transversal e ativação muscular do músculo vasto lateral da coxa. Apesar de maiores amplitudes de eletromiografia encontradas em quem fez as condições com maior intensidade, isto não significou que estas condições geraram maior hipertrofia. Todas as condições do estudo geraram aumento similar da área de secção transversal.

Seguindo nessa mesma perspectiva, Lunnen, Yack e Leveau (1981) avaliaram a atividade eletromiográfica do músculo bíceps femoral cabeça longa através de contrações isométricas de flexão de joelho em isocinético Cybex, em quatro posições de quadril diferentes (0° , 45° , 90° e 135°) e posição fixa de joelho (60°). Os resultados mostraram que a menor amplitude de sinal elétrico encontrada foi em posição de 135° de quadril. Esta posição somente obteve diferença significativa com a posição de 45° de flexão de quadril, que se demonstrou maior do que 135° . Desta forma, evidenciaram que quando o músculo estava em um comprimento menor (0° e 45° de quadril), a atividade eletromiográfica do músculo bíceps femoral foi maior. Neste estudo a posição de 0° e 45° de quadril se assemelha a posição que um indivíduo fica posicionado no exercício mesa flexora. A diferença é que no estudo os indivíduos estavam em decúbito dorsal, e durante o exercício mesa flexora os indivíduos ficam em decúbito ventral. Apesar da diferença do posicionamento do tronco, o comprimento em que o músculo e as articulações de encontram se assemelham, nos indicando que quando o quadril está em menores graus de flexão para realizar a flexão de joelho, o sinal eletromiográfico do bíceps femoral cabeça longa é maior. Todavia, em estudo recente proposto por Maeo et al. (2021), demonstrou-se que o grupo muscular dos isquiotibiais (i.e., músculo semitendinoso, semimembranoso, bíceps femoral cabeça longa e curta) hipertrofiou mais quando o músculo estava em um comprimento alongado (i.e., quando fizeram o exercício cadeira flexora). Durante o estudo eles realizaram o exercício mesa flexora e cadeira flexora, com protocolo de treinamento de cinco séries de 10 repetições por sessão, com frequência semanal de duas vezes, por 12 semanas. A intensidade utilizada foi o equivalente a 70% de 1RM. Os autores avaliaram tanto o volume muscular dos isquiotibiais quanto a área de secção transversa individual de cada músculo, e evidenciaram que quando avaliou o músculo bíceps femoral cabeça longa de forma isolada também se obteve maior hipertrofia durante o exercício cadeira flexora. Estes achados nos mostram que apesar de o estudo anterior (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981) ter mostrado maior atividade eletromiográfica do bíceps femoral em uma posição que se assemelhava ao exercício mesa flexora, Maeo et al. (2021) demonstraram que estes dados agudos não corresponderam a uma equivalente resposta crônica (i.e., hipertrofia muscular). Ou seja, não é porque a eletromiografia demonstra que um

músculo é mais excitado em determinada posição e exercício, que o músculo irá hipertrofiar na mesma magnitude.

3.2. O grupo muscular isquiotibial

Os músculos isquiotibiais se localizam na região posterior da coxa e possuem uma origem (i.e., inserção proximal) comum na tuberosidade isquiática (LINKLATER et al., 2010). São compostos por quatro porções: cabeça longa e curta do bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso. Os músculos bíceps femoral cabeça longa, semitendinoso e semimembranoso são biarticulares, cruzando a articulação do quadril e joelho. Ao mesmo tempo, a porção curta do bíceps femoral é uniarticular, cruzando apenas a articulação do joelho (KELLIS et al., 2012). Ademais, também são classificados como isquiotibiais mediais (semitendinoso e semimembranoso) e isquiotibiais laterais (bíceps femoral cabeça longa e curta) de acordo com sua posição anatômica (ONISHI et al., 2002). O músculo semitendinoso possui inserção distal na superfície anteromedial da tíbia e o músculo semimembranoso se insere distalmente na superfície posteromedial do côndilo medial da tíbia. Já o músculo bíceps femoral possui sua inserção distal no côndilo lateral da tíbia e cabeça da fíbula (FLOYD, 2011). Devido os isquiotibiais cruzarem a articulação do quadril e do joelho, esses músculos atuam em grande magnitude tanto em movimentos de extensão de quadril ou flexão de joelho (YANAGISAWA; FUKUTANI, 2020), rotações laterais e mediais do joelho, além de garantirem a estabilidade dinâmica da articulação do joelho juntamente com os outros músculos da coxa (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; ONISHI et al., 2002; FLOYD, 2011). Ademais, possuem diferenças em sua arquitetura muscular, de modo que a porção curta do bíceps femoral e o semitendinoso são classificados como músculos fusiformes (i.e., comprimento de fibra longo e maior vantagem na velocidade de contração), enquanto a porção longa do bíceps femoral e o semimembranoso são músculos penados (i.e., maior ângulo de penação e área de secção transversa, com maior vantagem na produção de força) (KELLIS et al., 2012; YANAGISAWA; FUKUTANI, 2020).

Adicionalmente, esse grupamento muscular possui elevada participação em atividades que necessitam de corrida, ciclismo e salto. Além de que os isquiotibiais estão ativos durante todo o ciclo da marcha, com picos na ativação durante as fases de balanço terminal e apoio inicial (OPAR; WILLIAMS; SHIELD, 2012). Dessa maneira, ao visar um ótimo desempenho físico em modalidades esportivas, é fundamental a capacidade de produzir força e potência adequadas dos isquiotibiais (SCHOENFELD et al., 2015). Nesse sentido, desequilíbrios de

força do grupo de músculos dos isquiotibiais, tem sido sugerido na literatura científica como causa para um alto nível de incidência de lesões. O desequilíbrio de força pode representar fraqueza dos flexores de joelho, assimetria bilateral da força dos flexores do joelho e baixas taxas na razão convencional de isquiotibiais para quadríceps (OPAR; WILLIAMS; SHIELD, 2012). Em virtude disso e da grande relevância da participação dos isquiotibiais nas ações básicas da vida cotidiana (como por exemplo, caminhar) e do âmbito esportivo torna-se apropriado buscar intervenções, por meio de exercícios durante o treinamento de força, que desenvolvam adaptações neuromusculares dos isquiotibiais.

Inúmeras pesquisas ao longo do tempo buscaram estudar o comportamento dos músculos isquiotibiais nos diferentes exercícios para identificar comportamentos de ativações nas articulações que os envolvem (LUNNEN; YACK; LEVEAU, 1981; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002; ONISHI et al., 2002; OLIVER; DOUGHERTY, 2009; ONO; OKUWAKI; FUKUBAYASHI, 2010; ONO; HIGASHIHARA; FUKUBAYASHI, 2011; ZEBIS et al., 2013; MCALLISTER et al., 2014; SCHOENFELD et al., 2015; YANAGISAWA; FUKUTANI, 2020; KAWAMA; TAKAHASHI; WAKAHARA, 2021). A maioria dos estudos tem mostrado padrões diferentes na ativação dos músculos que compoem os isquiotibiais. Em estudo proposto por Onishi et al. (2002), estes analisaram a atividade elétrica muscular em relação ao ângulo articular do joelho dos quatro ventres dos músculos isquiotibiais durante contrações voluntárias de esforço máximo em teste isométrico e isocinético. Os resultados mostraram que a atividade eletromiográfica dos músculos semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral cabeça curta, em teste isocinético, foi maior em ângulos maiores de flexão de joelho. Somente o músculo bíceps femoral cabeça longa diferiu destes resultados, obtendo relação contrária, de forma que a atividade eletromiográfica foi menor em ângulos maiores de flexão de joelho. Corroborando estes achados, Mohamed et al. (2002) demonstraram que os músculos bíceps femoral cabeça curta e sartório também aumentaram sua atividade com o aumento do ângulo de flexão do joelho. Zebis et al. (2013) descobriram que os exercícios de isquiotibiais podem ser divididos em semitendinoso dominante e bíceps femoral cabeça longa dominante, neste sentido o swing com kettlebell e o levantamento terra romeno enfatizaram o semitendinoso, enquanto a mesa flexora e a hiperextensão do quadril enfatizaram o bíceps femoral. Neste estudo, eles também não encontraram qualquer diferença em relação ao nível de ativação de semitendinoso e bíceps femoral cabeça longa entre o exercício mesa e cadeira flexora. Em contrapartida, McAllister et al. (2014) constataram que a atividade do semitendinoso foi maior em todos os exercícios analisados, incluindo a mesa flexora. Já Oliver e Dougherty (2009), ao comparar a

mesa flexora e o “razor curl” (flexão de joelho e quadril), que é uma variação do exercício “glute-ham raise” (flexão de joelho com quadril em posição neutra) realizado em estudo de McAllister et al. (2014), não encontraram diferenças entre os músculos analisados. Schoenfeld et al. (2015), compararam o exercício mesa flexora e o Stiff, e não encontraram diferença de ativação entre os exercícios nos músculos analisados, porém durante a mesa flexora os isquiotibiais da porção medial (i.e., semitendinoso) e lateral (i.e., bíceps femoral) são mais ativados na região distal, e a porção lateral em sua região proximal foi mais ativada no Stiff.

Coletivamente, os achados mencionados acima indicam a inconsistência dos valores de ativação muscular obtidos por eletromiografia e sua heterogeneidade entre os diferentes exercícios, devido à forma de apresentação dos dados, que se divergem em diferentes tipos de contração, intensidade e ângulos articulares. Dessa maneira se torna complexo possíveis comparações entre estudos, já que a eletromiografia de superfície possui limitações metodológicas, e a amplitude do sinal pode ser alterada pelo nível de esforço muscular, comprimento muscular, modo de contração, velocidade de contração, entre outros fatores (VIGOTSKY et al., 2018). Ademais, dos estudos anteriores apresentados, os autores não padronizaram ou não mencionaram a posição do tornozelo durante os exercícios. Isso também se torna um fator limitante, já que os músculos gastrocnêmios são biarticulares, cruzando a articulação do joelho e tornozelo, e atuam com os isquiotibiais na produção de torque de flexão do joelho (LI et al., 2002).

3.3. Músculos biarticulares e Insuficiências musculares

Devido a existência do comprimento ótimo (i.e., 2,0–2,2 μ m) em que o sarcômero é capaz de gerar força/tensão máxima, comprimentos acima ou abaixo desta faixa, desenvolvem menos tensão, pois quando um sarcômero está completamente alongado ou contraído, pouca ou nenhuma força poderá ser produzida, porque há pouca interação entre as pontes cruzadas (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999). Portanto, a quantidade de tensão ativa produzida por uma fibra muscular durante sua contração poderá ser modificada pela modulação de seu comprimento. Quando falamos sobre a tensão existente na ação muscular, devemos entender quais elementos a compõem e como se comportam. O tecido muscular é responsável pela contratilidade celular e pode ser compreendido a partir de dois componentes básicos: o sarcômero e os envoltórios de tecido conectivo (BORG; CAULFIELD, 1980; RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999). Em toda ação muscular, a força produzida se

origina de um processo ativo entre a relação dos filamentos proteicos de miosina e actina. Esses filamentos compõem o sarcômero em sua região central, assim como os filamentos inelásticos de titina e nebulina também fazem parte dessa composição, estabilizando os filamentos dentro do sarcômero. A relação entre os filamentos de miosina e actina formam as pontes cruzadas que geram tensão ativa, os quais são capazes de gerar uma determinada quantidade de força (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999). Já nos componentes envoltórios de tecido conectivo, estes se compõem pelo endomísio, perimísio e epimísio que envolvem as fibras, fascículos e o músculo todo, respectivamente, que também são denominados elementos elásticos em paralelo, que dão suporte a contração muscular. Estes elementos, juntamente com o tendão, que é também denominado elemento elástico em série, auxiliam no processo para produzir tensão passiva (BORG; CAULFIELD, 1980). Portanto, a capacidade de um músculo produzir tensão, depende dos elementos ativo e passivo (HERZOG et al., 2015).

Através desta relação podemos considerar a teoria dos filamentos deslizantes (HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954) e teoria das pontes cruzadas (HUXLEY, 1957). A teoria dos filamentos deslizantes demonstra como as fibras musculares se encurtam, e que este encurtamento ocorre através da interação entre os filamentos. Estes filamentos deslizantes seriam a actina e miosina, proteínas que estabelecem as pontes cruzadas durante os ciclos de acoplamento-desacoplamento. Para que ocorra a contração e a produção de força nos músculos, é necessário a interação cíclica das pontes cruzadas, originadas destes filamentos (HERZOG, 2017). Portanto, na teoria das pontes cruzadas, a magnitude da força que um músculo pode produzir depende de alguns fatores, como o seu comprimento, velocidade e estimulação. Os níveis de força são demonstrados em relação a cada comprimento muscular, possibilitando assim o surgimento de uma curva de comprimento-tensão (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999; BRUGHELLI; CRONIN, 2007).

A curva comprimento-tensão aponta referências de quais comprimentos produzem maior ou menor tensão. É através das regiões de membro ascendente e descendente, e de comprimento ideal que podemos determinar os níveis de tensão existentes. Além disso, o comprimento ideal da curva é utilizado para descrever o comprimento do sarcômero (i.e., de uma única fibra), do músculo e ângulo da articulação. Já a tensão é utilizada para descrever a força ou o torque produzido (BRUGHELLI; CRONIN, 2007). A relação comprimento-tensão de uma única fibra considera faixas de comprimentos somente do sarcômero, sendo composta pela parte ascendente da curva, região de platô e membro descendente da curva. A região ascendente é a região da curva que se encontra a força ativa (tensão ativa) mensurada pela

primeira vez até seu nível máximo de força. A região de platô, também sendo denominada como região de comprimento ótimo da curva, é definida como o momento em que os níveis de força máximo são alcançados e mantidos constantes. Nessa região apesar de ter aumento da quantidade de sobreposição de actina e miosina, não há formação de pontes cruzadas adicionais, pois é nesse local onde se encontra o centro da molécula de miosina, que por sua vez é desprovido de pontes cruzadas. O membro descendente da curva é a região onde os níveis de força diminuem até zero, não possuindo sobreposição de actina e miosina. É nesta região que há também a tensão passiva da curva. Comprimentos muito curtos de sarcômero ($<1,7\mu\text{m}$), proporciona níveis baixos de força, e comprimentos muito longos ($> 3,65\mu\text{m}$) os níveis de força ativa caem para zero. É na região de comprimento ideal ($2,0-2,2\mu\text{m}$) que os níveis máximos de força são alcançados. Já a curva comprimento-tensão do músculo é gerada através da combinação das forças ativas e passivas, e é considerado o comprimento do músculo todo. Desta maneira, em comprimentos curtos a força produzida se relaciona aos componentes ativos, e em comprimentos longos aos componentes passivos. A curva de comprimento-tensão de músculos se comporta de forma diferente pois o seu comportamento ascendente-descendente não é linear, mas sim curvilíneo. Isto ocorre, pois, a curva é representada pela soma da ação de vários sarcômeros. Ademais, fatores como tipos do sarcômero (i.e., paralelo e em série), ângulo de penação, desenho e complacência do tendão irão interferir no desenvolvimento de tensão do músculo todo. Em contrapartida, a relação comprimento-tensão da articulação é considerada o seu ângulo articular para se estimar o nível de torque que será produzido. O torque é estabelecido pela combinação da força muscular e o braço de momento articular. Estes fatores mudam ao longo do movimento da articulação e interferem no torque produzido. Além disso, a articulação envolve a participação de vários músculos, então o somatório de força produzido por cada um deles é o que promove o nível de torque total alcançado (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999).

De acordo com estes princípios, pode ser sugerido que a redução efetiva da contribuição de algum músculo pelo seu encurtamento aquém do comprimento ideal poderia priorizar os demais músculos agonistas envolvidos no grupo muscular para uma determinada contração. Desta forma, para a realização do mesmo movimento, os músculos que permanecessem alongados, contribuiriam mais para a ação muscular (MIAKI; SOMEYA; TACHINO, 1999; PEREIRA; DE OLIVEIRA; NADAL, 2011). Segundo Floyd (2011), quando um músculo está em menor comprimento na situação encurtado, sua capacidade de promover força diminui. Deste modo, quando o mesmo se encurta em comprimentos que não

se consegue gerar ou manter tensão ativa, esse momento é denominado insuficiência ativa. No entanto, quando um músculo oposto se alonga de modo a não conseguir se alongar mais e nem permitir movimento, esse momento é chamado de insuficiência passiva. Os dois eventos são observados em músculos biarticulares ou multiarticulares, quando se tenta uma amplitude total de movimento nas articulações participantes cruzadas pelo músculo.

Os músculos biarticulares são encontrados tanto no membro superior quanto no membro inferior do corpo humano. Estes músculos por cruzarem duas articulações, desempenham papéis em ambas e podem ser influenciados por seus movimentos articulares. Um exemplo de músculo biarticular do membro inferior é o músculo gastrocnêmio, que cruza as articulações do tornozelo e do joelho. Esse músculo é composto por duas cabeças (gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral) que juntamente com o músculo sóleo compõem o grupamento muscular tríceps sural. O músculo gastrocnêmio é considerado um forte flexor plantar de tornozelo, mas por ser biarticular, alterações na articulação do joelho e tornozelo, alterariam sua eficiência em promover força, devido à alteração do seu comprimento, possibilitando a ocorrência de insuficiências ativas e passivas (LANDIN et al., 2016). Adicionalmente, o gastrocnêmio é considerado um importante músculo que auxilia na flexão de joelho e também um importante estabilizador articular em todos os ângulos da articulação do joelho e tornozelo (LI et al., 2002). Devido a insuficiências que o gastrocnêmio pode sofrer nas articulações em que cruza, outros músculos que participam das mesmas articulações podem ter sua participação aumentada para manter a exigência de torque de um determinado movimento. Dessa forma, é importante estudar posições articulares que estas alterações acontecem e a forma como podem ser manipuladas.

Miller et al. (1996), demonstraram que houve efeito da posição de tornozelo no torque de flexão de joelho. Neste caso, o quadril estava em flexão de 75-80°, e os testes foram feitos no dinamômetro isocinético em velocidade de 60°/s e 180°/s, realizando seis e quinze repetições, respectivamente. Em ambas as velocidades, o pico de torque foi maior para a dorsiflexão de tornozelo. Corroborando estes dados, Galluci e Challis (2002), avaliaram a contribuição dos gastrocnêmios na produção de torque dos flexores de joelho durante as tarefas isocinéticas de flexão do joelho. Os participantes, completaram 3 repetições máximas em cada uma das 3 velocidades angulares, 30°/s, 75°/s e 150°/s, com o tornozelo apoiado em dorsiflexão ou flexão plantar completa. Todos os dados foram coletados com o quadril a 105° de flexão. Como resultado, eles encontraram que o torque produzido na articulação do joelho com o tornozelo em dorsiflexão foi significativamente maior que o torque quando o tornozelo estava em flexão plantar nas três velocidades angulares.

Adicionalmente, Marchetti et al. (2019) mostraram que o pico de torque foi maior com o joelho em extensão para ambas as condições de tornozelo, porém só em 90° de flexão de joelho que a posição de dorsiflexão de tornozelo produziu um maior torque comparado a flexão plantar. Neste estudo o quadril dos voluntários estava fixado em 15° de flexão. Todos estes estudos demonstraram avaliações agudas de torque de flexão de joelho, em diferentes posições de tornozelo, durante contrações isométricas e isocinéticas. Nesta perspectiva, em estudo realizado por Kim et al. (2016), estes demonstraram o efeito longitudinal de diferentes posições de tornozelo na produção de torque flexor e extensor de joelho. Para isto, os autores utilizaram como amostra do experimento, 21 adultos saudáveis que eram sorteados aleatoriamente entre dois grupos: treinamento com dorsiflexão de tornozelo e de treinamento de flexão plantar do tornozelo. Os indivíduos foram treinados em um equipamento isocinético de maneira concêntrica tanto para a extensão como para a flexão de joelho. O período de treinamento foi realizado durante três semanas, com frequência semanal de quatro vezes (isto é, 12 sessões ao total). O programa de exercícios era composto por 5 séries de 10 repetições de contrações de joelho realizadas reciprocamente (extensão-flexão-extensão) com o tornozelo dominante em dorsiflexão ativa máxima ou flexão plantar de acordo com o grupo que estava inserido. Os autores encontraram, que após o período de treinamento, o grupo que treinou com a dorsiflexão de tornozelo, demonstrou melhoras significativas na força, tanto para o pico de torque como para o trabalho total. E que essas melhoras foram maiores em comparação com as obtidas no grupo de treinamento com flexão plantar, evidenciando que a dorsiflexão ativa do tornozelo durante o treinamento de força isocinética concêntrica no joelho parece ser mais eficiente para melhorar força dos flexores e extensores do joelho em relação a uma posição em flexão plantar.

Apesar de os estudos anteriores demonstrarem que a posição de tornozelo afeta o torque de flexão de joelho em uma sessão ou após período de treinamento, os estudos que buscaram elucidar o comportamento eletromiográfico dos músculos flexores de joelho durante diferentes posições de tornozelo apresentam dados contrários. Em estudo realizado por Comfort et al. (2017), estes analisaram a atividade muscular do bíceps femoral e do gastrocnêmio medial na realização do exercício Nórdico com flexão plantar e dorsiflexão de tornozelo. O estudo utilizou 15 atletas homens universitários, que realizavam 1 série de 3 repetições de ambas as variações de exercício nórdico excêntrico, com o método cluster. Entre cada repetição houve 15 segundos de descanso passivo para evitar a fadiga entre as repetições. Após a primeira série houve descanso de três minutos para realizar a próxima série em posição de tornozelo contrária a primeira série. Os resultados encontrados não mostraram

diferença significativa na atividade muscular do bíceps femoral e gastrocnêmio medial durante o exercício nórdico em uma posição de flexão plantar ou dorsiflexão, concluindo que a posição do tornozelo não influenciou a atividade eletromiográfica durante o exercício analisado. Adicionalmente, Marchetti et al. (2019) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e sóleo, na perna dominante de indivíduos treinados (6 ± 3 anos), durante o exercício mesa flexora. Para a análise os participantes se deitavam no aparelho mesa flexora com o quadril em 15° de sua flexão e executavam 4 condições diferentes: dorsiflexão de tornozelo com joelho em 0° e 90° e flexão plantar com joelho em 0° e 90° . Os resultados mostraram que a atividade elétrica do bíceps femoral, em ambas as condições de tornozelo e joelho, não apresentou diferença do sinal. O músculo gastrocnêmio lateral obteve seu menor valor de atividade mioelétrica com o joelho em extensão e posição de tornozelo em dorsiflexão quando comparado a flexão plantar na mesma angulação de joelho. Quando o joelho estava em 90° de flexão e dorsiflexão de tornozelo também apresentou maior valor do que quando comparado a extensão de joelho em mesma posição de tornozelo. Já para o sóleo, mostrou-se diferença entre condições de tornozelo para ambos os ângulos de flexão de joelho, onde a flexão plantar apresentou os maiores valores quando comparado a dorsiflexão.

Embora os estudos anteriores não tenham indicado alteração no sinal eletromiográfico do músculo bíceps femoral decorrente da mudança de posição do tornozelo, ainda não está claro se este comportamento se manteria em contrações fatigantes. Os estudos realizaram a análise em esforços máximos apenas em repetições iniciais e no domínio temporal, e para a realidade do âmbito esportivo e do dia a dia de praticantes de exercícios de força, esse volume de repetições se distancia do que é realizado, já que os indivíduos na maioria das vezes realizam séries de repetições múltiplas, e em alguns casos realizados até a falha muscular. Dessa maneira sendo necessário análises no domínio temporal e espectral para uma interpretação mais ampla desse comportamento, pois por meio da análise no domínio espectral, conseguimos observar quantas vezes na unidade de tempo as unidades motoras são ativadas (frequência de disparo das unidades motoras) (DE LUCA, 1997). Além disso, apenas o bíceps femoral do grupamento dos isquiotibiais foi analisado em ambos os estudos, então ainda não se sabe se outros músculos flexores de joelho, como o músculo semitendinoso apresentaria o mesmo padrão de ativação.

Ademais, inferir em momentos únicos se um músculo foi ativado em maior ou menor magnitude, não demonstra que haverá adaptações morfológicas em mesma proporção (NÓBREGA et al., 2018; MORTON et al., 2019). Nesse sentido, os estudos que avaliaram a

hipertrofia dos músculos flexores de joelho, realizaram as intervenções em exercícios convencionais para o treinamento dos isquiotibiais, sem alterar a posição de tornozelo durante seus protocolos experimentais (BOURNE et al., 2017a; SEYMORE et al., 2017; ALONSO-FERNANDEZ; DOCAMPO-BLANCO; MARTINEZ-FERNANDEZ, 2018; LOVELL et al., 2018; MAEO et al., 2021). Dessa forma, ainda não se sabe o efeito de se alterar a posição de tornozelo durante exercícios de flexão de joelho nas adaptações morfológicas dos isquiotibiais, demonstrando uma lacuna a ser investigada.

Devemos salientar a importância de entender em qual posição articular e comprimento um músculo deverá estar para que atinja seu potencial de forma prioritária e máxima. Já que para fins práticos e de pesquisa é de grande valia informações neste sentido para a população que busca alcançar níveis ótimos de hipertrofia muscular. Além disso, devido os isquiotibiais possuírem grande impacto no desempenho ideal em modalidades esportivas e até mesmo no desenvolvimento de atividades diárias, como a marcha, torna-se fundamental elucidar intervenções que esclareçam seu comportamento em relação a sua seletiva ativação muscular e desenvolvimento de parâmetros neuromusculares. Os dados literários disponíveis até o momento mostram que o músculo gastrocnêmio parece ser um influente flexor secundário de joelho quando o tornozelo está em dorsiflexão, evidenciando que tanto em avaliações agudas como em mensurações a longo prazo, quando o tornozelo está em dorsiflexão o torque de flexão de joelho é maior. Porém, apenas um artigo avaliou o desenvolvimento da força dos isquiotibiais, em diferentes posições de tornozelo, através de um período de treinamento. Nessa conjuntura, o estudo de Kim et al. (2016), realizou o protocolo de intervenção em dinamômetro isocinético, distanciando-se do que habitualmente é realizado nos treinos de força na sala de musculação ou centros de treinamentos, tornando-se necessário mais informações acerca do desenvolvimento da força. Além disso, durante esse estudo para comparar as diferentes condições utilizaram-se pessoas distintas. Dessa maneira, há maior variabilidade nas condições do sujeito, principalmente fisiológicas. Esse possível aumento de variabilidade entre participantes, pode dificultar a perceber ou medir mudanças no desempenho das intervenções (HOPKINS, 2000).

Ademais, os artigos que avaliaram o efeito da posição do tornozelo na atividade eletromiográfica do bíceps femoral, analisaram somente as repetições iniciais, inviabilizando a compreensão da atividade muscular em condições de treinamentos esportivos, onde há múltiplas repetições, em alguns casos até a falha muscular. Assim sendo, ainda não se sabe o comportamento de ativação muscular dos isquiotibiais em diferentes posições de tornozelo durante a flexão de joelho, quando a fadiga está instalada. Dessa maneira, tornando-se

necessário uma análise nos domínios temporal e espectral, para se obter uma interpretação mais robusta para compreender tal efeito na atividade eletromiográfica dos flexores de joelho.

4. MÉTODO

4.1. Participantes

O desenho experimental se delimitou em duas etapas de execução, que foram nomeadas de Estudo-1 e Estudo-2. Durante o Estudo-1, a amostra foi constituída por 25 adultos jovens (18 a 35 anos) de ambos os sexos que foram alocados em dois grupos: treinado e não treinado. Para o grupo treinado foram selecionados 12 indivíduos, sendo nove mulheres e três homens. Para o grupo não treinado foram selecionados 13 indivíduos, sendo oito homens e cinco mulheres. Durante o Estudo-2 perdemos dois participantes da amostra ao longo do período de intervenção, por isso o total de participantes que completaram o protocolo de intervenção foram 10 adultos jovens, também dividindo-se entre homens e mulheres. Os participantes do Estudo-2, corresponderam ao grupo de indivíduos treinados. Além disso, desses 10 voluntários que realizaram todo o protocolo experimental dessa etapa, foi removido os dados de 1 voluntário devido a baixa qualidade nas imagens de ultrassom coletadas. Dessa forma, durante o estudo-2 foram considerados 9 participantes. A princípio, a quantidade de homens e mulheres em cada grupo seria balanceada, possuindo a mesma quantidade em ambos os grupos. No decurso da coleta não conseguimos atender este requisito devido à dificuldade em selecionar participantes, já que o processo de coleta foi realizado durante o decorrer da pandemia de COVID-19. Dessa maneira, recrutamos os voluntários acessíveis no momento que atendiam os critérios de seleção da pesquisa. Os detalhes da amostra para cada etapa e as características metodológicas de cada etapa serão descritas em tópicos posteriores.

A escolha de utilizar uma amostra composta por ambos os sexos (i.e., masculino e feminino) nessa pesquisa, justifica-se por achados anteriores (WEST et al., 2009) que demonstraram que a quantidade endógena de testosterona na fase adulta parece não influenciar de maneira significativa o desenvolvimento da força e hipertrofia muscular. Desta maneira, homens e mulheres possuem magnitude semelhante de adaptações neuromusculares através de treinamento de força (CURETON et al., 1988; ROBERTS; NUCKOLS; KRIEGER, 2020), nos permitindo coletar ambos os sexos. Quando se utiliza uma amostra do

sexo feminino devemos considerar que normalmente esta população utiliza o uso de contraceptivo oral. Embora estudo recente (ELLIOTT-SALE et al., 2020) tenha demonstrado que o uso de contraceptivo oral resulta em desempenho médio de exercício ligeiramente inferior quando comparado ao não uso, os autores relatam que são diferenças triviais, já que as implicações destas descobertas na vida real seriam pequenas e não significativas para a maioria da população. Dessa maneira, não proporcionando impacto relevante nas variáveis analisadas.

4.1.1. Aspectos Éticos e Critérios de Exclusão/Inclusão

Foi considerado como critério de inclusão indivíduos que possuíam no mínimo um ano de experiência com treinamento de força para participar do grupo treinado e indivíduos que nunca praticaram e/ou que estavam no mínimo 6 meses sem a prática de treinamento de força para participar do grupo não treinado. Foi considerado como critério de exclusão histórico (período equivalente a seis meses antes do experimento) de problemas articulares e cardiovasculares que interferissem na realização dos exercícios apresentados e de lesões neuromusculares. Também não poderiam utilizar qualquer recurso ergogênico que interferisse ou potencializasse a atividade neural e desenvolvimento dos músculos esqueléticos, uso de relaxantes musculares e anti-inflamatórios. Todos os indivíduos foram orientados acerca dos protocolos experimentais e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A) que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (CAAE: 31406620.0.0000.5659).

4.2. Desenho experimental

Os indivíduos foram recrutados por meio de divulgação virtual (redes sociais e *WhatsApp*). Após recrutamento dos voluntários, esses eram avaliados de acordo com os critérios de inclusão/exclusão dessa pesquisa, além de serem selecionados para os grupos existentes de acordo com seu nível de treinamento. Todos os indivíduos que não se enquadraram nos requisitos exigidos eram dispensados da participação da coleta de pesquisa. Antes do início de suas participações, todos os indivíduos eram informados sobre os riscos, benefícios e coleta de dados conforme o protocolo experimental. O desenho experimental se delimitou em dois estudos. O Estudo-1 teve como objetivo analisar o efeito da posição do tornozelo na ativação dos músculos flexores de joelho. O Estudo-2 teve como objetivo

comparar o efeito da posição do tornozelo utilizada durante o treinamento na mesa flexora, na hipertrofia do músculo bíceps femoral cabeça longa e força dos músculos flexores de joelho. No Estudo-1, os participantes eram distribuídos em dois grupos distintos: Grupo treinado e grupo não treinado. No Estudo-2 somente o grupo treinado participou. Cada grupo correspondeu a duas condições distintas: Flexão de joelho unilateral na mesa flexora com flexão plantar de tornozelo e flexão de joelho unilateral na mesa flexora com dorsiflexão de tornozelo. As pernas (direita e esquerda) de cada indivíduo foram aleatoriamente randomizadas para uma condição distinta (flexão plantar e dorsiflexão) através do aplicativo (*Certified True Randomizers* – RANDOM.ORG, Dublin, Ireland). Dessa forma, cada condição correspondeu a um membro específico, produzindo um desenho experimental intra-sujeito. Como proposto em estudos anteriores (CHEN et al., 2011; DAMAS NOGUEIRA et al., 2013) realizar este tipo de protocolo cruzado de intervenção, nos permite avaliar diferentes condições nos mesmos indivíduos, minimizando a possibilidade de variabilidade entre participantes. Abaixo serão apresentadas a representação esquemática nos diferentes estudos (Figura 1).

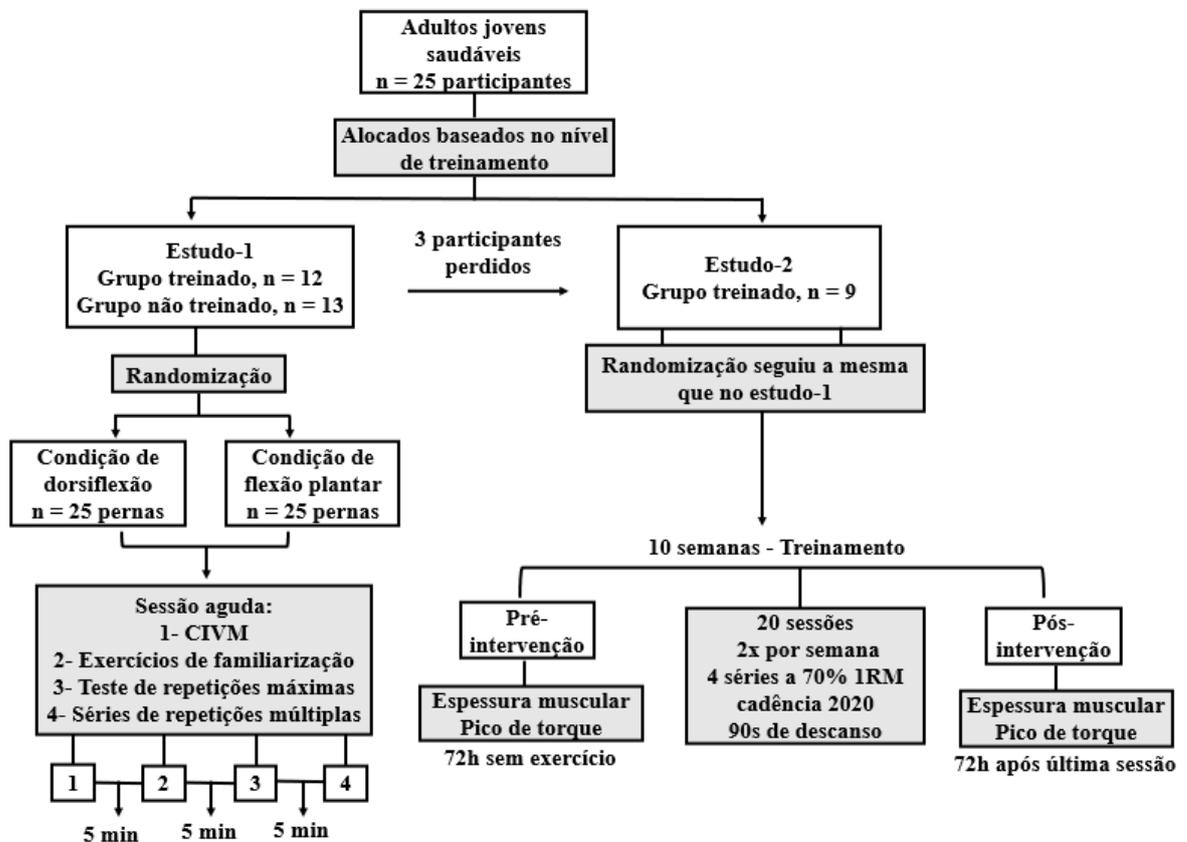


Figura 1. Representação esquemática do desenho experimental do Estudo-1 e estudo-2.

4.3. Estudo-1

Nesta etapa, foram realizadas apenas as avaliações de uma única sessão. Após a seleção dos voluntários (Tabela 1) de acordo com os critérios de exclusão/ inclusão foi solicitado que os indivíduos comparecessem ao Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABIOCOM) na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (EEFERP-USP), para início das coletas de dados. Neste momento, tanto o grupo treinado quanto o grupo não treinado realizaram as avaliações propostas. Foi solicitado que antes de comparecerem ao LABIOCOM, todos os voluntários se abstivessem de quaisquer treinamentos para membros inferiores, por no mínimo 72h antes dos testes, para evitar a promoção de inchaço muscular na região e também queda de função muscular devido a algum dano muscular gerado após esforço. O dano muscular poderia impelir efeito confundidor dos testes que foram realizados, já que esse fator afeta algumas das variáveis analisadas (isto é, espessura e força muscular) (DAMAS; LIBARDI; UGRINOWITSCH, 2018). Os horários de coleta inicialmente seriam em períodos padronizados, de modo que todos os indivíduos da pesquisa fariam no mesmo horário. Porém, devido à indisponibilidade tanto dos participantes quanto do pesquisador, e/ou horário disponível na agenda dos equipamentos utilizados, as coletas de dados variaram entre períodos matutinos e vespertinos. Todas as coletas que serão descritas a seguir foram realizadas em um dia, com duração total de 2h. O primeiro dia, também foi considerado como momento pré-intervenção. Neste momento, era solicitado que os participantes preenchessem dois questionários: PAR-Q (ANEXO A) e Baecke (ANEXO B). O primeiro é um formulário simples que foi desenvolvido pela *Canadian Society for Exercise Physiology* (1988) com o objetivo de avaliar possíveis riscos à execução da prática de exercícios físicos. O formulário foi utilizado para encontrar possíveis limitações nos voluntários para a participação em nossa pesquisa e foi aplicado para os grupos treinado e não treinado. Já o segundo é um questionário de instrumento recordatório dos últimos 12 meses, que aborda as magnitudes da atividade física ocupacional, exercícios físicos no lazer e atividades de lazer e locomoção (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982; FLORINDO; LATORRE, 2003). O questionário é composto de 16 questões que contemplam três escores de atividade física habitual dos últimos 12 meses. Os escores são: escore de atividades físicas ocupacionais com oito questões, escore de exercícios físicos no lazer (EFL) com quatro questões e escore de atividades físicas de lazer e locomoção (ALL) com quatro questões. Na presente pesquisa, a forma de avaliação das respostas obtidas no questionário foi a mesma proposta por Florindo e Latorre (2003), de

modo que se utilizaram os escores de EFL e ALL, e como escore total a soma dos dois (ET = EFL + ALL) (ANEXO C). Ademais, também foi utilizado compêndio de atividades físicas de Ainsworth (2000) para conferir o gasto energético da modalidade, que foi mencionado nas perguntas referentes a esportes/exercícios físicos. Após responder os questionários, os participantes de ambos os grupos (isto é, treinado e não treinado) iniciaram os procedimentos das avaliações pré-intervenção. Para melhor descrição dos processos metodológicos de cada etapa, nos próximos tópicos serão mencionados os eventos realizados em ordem cronológica de execução.

Tabela 1. Médias e desvios-padrão referentes às características de cada grupo no estudo-1.

	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa corporal (Kg)	Tempo sem/de treinamento (meses)	Pontuação Baecke
Não treinado	26,31±5,01	172,38±11,35	69,95±15,31	10,8±6,8	9,63±7,05
Treinado	25,67±2,64	168,83±9,13	69,19±10,24	67,00±36,71	-

4.3.1. Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM)

Para a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de flexão de joelho, foram considerados os músculos bíceps femoral e semitendinoso e a coleta da atividade mioelétrica ocorreu simultaneamente à aquisição da força máxima isométrica no aparelho isocinético, a qual será descrita posteriormente. Após a avaliação da CIVM de flexão de joelho, foi realizada a avaliação para a coleta dos valores da CIVM de flexão plantar, sendo considerado os músculos gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral. Para os músculos gastrocnêmio lateral e medial, a CIVM foi realizada de acordo com protocolo proposto por Lima (2017). Na barra guiada *Smith Machine* (Flex Fitness Equipment, Cedral, São Paulo, Brasil), o participante foi posicionado em pé, e a barra foi posicionada sobre o músculo trapézio superior, para que se realizasse força máxima de flexão plantar bilateral de tornozelo. Para que o participante não movimentasse a barra durante a realização da flexão plantar, foi colocado um peso no aparelho que o indivíduo não conseguisse erguer a barra. A altura entre o chão e a barra, foi uma distância suficiente para o indivíduo conseguir realizar a flexão plantar máxima de tornozelo. Caso a distância entre o chão e o apoio da barra excedesse ao ponto de não se manter a posição descrita, era colocado uma anilha embaixo de cada pé do

indivíduo até que seu trapézio superior atingisse o centro da barra para a manutenção da postura. Foi instruído pelo avaliador que os participantes sempre realizassem força para cima, evitando qualquer oscilação dos pés para fora (i.e., supinação dos pés) ou para dentro (isto é, pronação dos pés). Foram realizadas três tentativas com duração total de 5 segundos e descanso passivo de 60 segundos entre elas. O valor médio encontrado através das três tentativas foi considerado como o valor da CIVM.

Durante a CIVM foi coletado o sinal eletromiográfico dos músculos selecionados no estudo. Os sinais eletromiográficos dos músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e lateral foram obtidos por meio de um eletromiógrafo (Delsys®, Inc., Boston, Massachusetts, EUA). Anteriormente a colagem dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e raspagem dos pelos, seguida de abrasamento da pele com um algodão descartável embebido com álcool etílico hidratado 70° INPM. Esse procedimento foi realizado com o intuito de remover as células mortas e diminuir a impedância da pele (HERMENS et al., 2000). Os eletrodos foram posicionados conforme “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles” (SENIAM) e eram fixados sobre a pele com uma fita adesiva de face dupla. Para melhor captação do sinal elétrico, os eletrodos eram fixados no mesmo sentido da direção das fibras musculares, já que o potencial de ação possui esta mesma direção e trajetória. O eletromiógrafo que foi utilizado continha 16 canais com 16 *bits* de resolução. Os dados foram coletados na frequência de aquisição de 2000Hz (DE LUCA, 1997).

4.3.2. Quantificação de cargas

Após a coleta da CIVM, os voluntários foram submetidos a um intervalo passivo de cinco minutos antes do início do próximo teste. Após o descanso, foi iniciado o teste para mensuração do peso que seria utilizado durante a série única de repetições múltiplas. Para esse momento, os indivíduos foram posicionados no aparelho mesa flexora, com a crista ilíaca ântero-superior posicionada na direção da divisão do banco do aparelho, de forma que o quadril ficasse em 45° de flexão e o joelho alinhado com o eixo de rotação da resistência. A haste da resistência foi apoiada no tendão calcâneo. Logo após, os indivíduos foram submetidos a duas séries de familiarização, realizando 15 repetições de flexão de joelho bilateral em cada série com intensidade de 40% de 1RM.

Durante a primeira série foi realizada a flexão de joelho com dorsiflexão de tornozelo, e a segunda série foi realizada com flexão plantar de tornozelo. Durante a familiarização, os

indivíduos deveriam manter o posicionamento do tornozelo solicitado e a cadência de dois segundos para fase concêntrica e dois segundos para fase excêntrica. Como a posição de dorsiflexão de tornozelo é um movimento mais natural quando se realiza a flexão de joelho, consideramos ser mais fácil instruir o movimento e a cadência utilizada ao mesmo tempo quando se efetuou com o tornozelo nesta posição primeiro. Ambas as séries foram executadas na máquina mesa flexora.

Neste momento, os participantes se habituaram com a cadência de movimento indicada por um metrônomo (Pro metronome - EUMLab - Xanin Technology GmbH, Hangzhou, China), correta técnica e amplitude de movimento, além das diferentes posições de tornozelo. Em relação à posição de tornozelo que deveria ser mantida, os voluntários eram orientados a realizar dorsiflexão ou flexão plantar máxima de tornozelo. Para a dorsiflexão máxima foi exigido que o participante flexionasse ao máximo o tornozelo, de modo que os dedos dos pés ficassem em direção a parte anterior da perna (i.e., em direção ao músculo tibial anterior). Para a flexão plantar máxima foi exigido que o participante estendesse ao máximo o tornozelo, de forma que os dedos dos pés fossem apontados em direção a parte posterior da perna (i.e., em direção aos músculos gastrocnêmios).

A amplitude de movimento utilizada durante o exercício foi de 90° de flexão de joelho. A amplitude de movimento total de flexão de joelho foi mensurada quando o joelho estava em extensão e o goniômetro posicionado em 180°. A partir desta posição o joelho foi posicionado até que se atingisse 80° de sua flexão. Os primeiros 10° foram desconsiderados, pois durante o exercício os indivíduos o iniciariam com uma flexão de 10° de joelho, para evitar sobrecarga articular e também tensão excessiva no músculo poplíteo. Desta maneira, possuindo 90° de amplitude total de movimento. Para este momento, o pesquisador demarcou com uma fita dupla face a haste de ferro lateral do aparelho mesa flexora, para sinalizar até onde o membro deveria subir para se representar uma amplitude de 90°. Durante a execução, o avaliador pronunciava instruções verbais para avisar qual era a amplitude inicial e final de flexão de joelho pretendida.

Para identificar qual peso utilizar nas séries de familiarização, para o grupo treinado, foi questionado pelo avaliador qual o peso que normalmente os indivíduos utilizavam para realizar 10 repetições no exercício mesa flexora, já que a confiabilidade para a estimativa do peso máximo utilizado usando a equação de Brzycki (1993) é maior quando são executados 10 ou menos repetições (LESUER et al., 1997). Desta forma, este valor foi inserido na equação de Brzycki (1993): $RM (Kg) = PS \times 100/102,78 - (REP \times 2,78)$. A partir desta equação se descobriu 1RM dos indivíduos, e então posteriormente foi calculado 40% deste

valor para ser utilizado uma intensidade de 40% na série de familiarização. Para o grupo não treinado, como não havia referência de peso utilizado pelos participantes no exercício, o peso utilizado na série de familiarização foi de 40% de 1RM do peso máximo estimado como 75% da massa corporal do indivíduo (GUEDES, 2006). O intervalo passivo entre as séries foi de 90 segundos. As séries de familiarização foram feitas somente de maneira bilateral pois em nossas avaliações piloto, já tínhamos conhecimento que uma única placa de sobrecarga do aparelho mesa flexora já poderia exceder os valores de intensidade de 70% de 1RM no teste de quantificação de cargas. Para evitar qualquer tipo de acúmulo de fadiga periférica e/ou central que pudesse interferir nos valores obtidos pelo teste, optamos por fazer a familiarização somente de maneira bilateral.

Após as séries de familiarização, foi realizado um intervalo passivo de cinco minutos para posteriormente realizar o teste de quantificação de cargas. Consideramos como referência o peso que foi utilizado para realizar a série de familiarização bilateral. Este peso deveria ser suficiente para que os voluntários executassem aproximadamente 10 repetições máximas unilaterais, sem ajuda do avaliador. Caso o número de repetições excedesse este valor, era ofertado novamente um descanso de cinco minutos e o peso era ajustado para ser realizado novamente o teste de quantificação de cargas. Foram realizadas até 3 tentativas com cinco minutos de descanso entre elas. Os dados coletados foram inseridos na equação de Brzycki (1993) para se estimar o valor que corresponderia a 70% de 1RM, já que este valor seria utilizado para executar a série de repetições múltiplas até a falha concêntrica. Este procedimento ocorreu nas pernas direita e esquerda. Para selecionar qual perna o realizaria primeiro, foi feito sorteio através de aplicativo (*Certified True Randomizers – RANDOM.ORG, Dublin, Ireland*). O descanso passivo entre pernas para a sua realização foi de cinco minutos. O teste de quantificação de cargas foi realizado com o tornozelo em posição neutra.

4.3.3. Amplitude de movimento de tornozelo

A amplitude de movimento (ADM) de tornozelo foi mensurada seguindo protocolo de Roger e Eston (2009). Durante o descanso passivo entre o teste de quantificação de cargas e posterior execução da série única de repetições múltiplas, foi coletada a ADM do tornozelo da perna direita e esquerda. A ADM de tornozelo coletada foi de acordo com flexão plantar e dorsiflexão máxima atingida pelos participantes no momento inicial e final da flexão de joelho. O momento inicial foi considerado quando o joelho estava em extensão e o

goniômetro posicionado em 180°. E o movimento final foi considerado a partir desta posição, de maneira que o joelho foi flexionado até o goniômetro atingir 80°. Desta forma, os indivíduos se mantinham deitados na máquina mesa flexora, porém colocavam suas pernas em cima do estofado do braço de resistência. Os pontos de referência considerados na perna, foram a cabeça da fíbula no joelho e o meio do maléolo lateral no tornozelo. E o ponto de referência considerado no pé foi uma linha paralela à planta do pé a partir do meio do maléolo lateral até o meio do lado lateral da cabeça do quinto metatarsal. O braço estático do goniômetro foi alinhado com o eixo longitudinal da perna, orientado de acordo com ambos os pontos de referência da perna, como descrito acima. O braço móvel foi alinhado com o eixo longitudinal do pé, orientado a partir do ponto de referência do pé, também descrito acima. A mensuração da flexão plantar de tornozelo se deu através de orientação ao indivíduo em como realizá-la de forma máxima (foi considerado normal realizar a flexão dos dedos concomitante à flexão plantar), e para a dorsiflexão do tornozelo o participante foi instruído da mesma maneira, a realizar o movimento máximo contrário ao de extensão. Foi considerado como ponto zero a posição anatômica (em neutro) do tornozelo, e o goniômetro em 90°.

Para a mensuração das medidas de ADM de dorsiflexão e flexão plantar máximas de tornozelo, foram coletadas três medidas de cada, nas diferentes posições (i.e., posição inicial e final). A média das três medidas foi considerada como o valor de ADM de dorsiflexão ou flexão plantar máxima de tornozelo. Para esta análise foi utilizado um goniômetro de acrílico (CARCI, São Paulo, Brasil) de 35cm. Estas medidas foram coletadas para identificarmos qual a ADM era considerada como máxima para cada posição (Tabela 2).

Tabela 2. Médias e desvios-padrão referentes aos graus (°) de amplitude de tornozelo realizadas na posicional inicial (180°) e posição final (80°) de joelho dos grupos treinado e não treinado.

Grupo	Posição de tornozelo			
	Dorsiflexão		Flexão Plantar	
	180°	80°	180°	80°
Não treinado	14,3±4,09	19,93±5,69	45,2±13,61	45,5±13,85
Treinado	18,12±6,97	24,03±9,39	49,48±9,48	50,13±8,56

4.3.4. Série única de repetições múltiplas

Após cinco minutos de intervalo passivo, foi realizada a série única de repetições múltiplas até a falha concêntrica (i.e., incapacidade do indivíduo em completar a fase concêntrica do movimento sem auxílio nenhum) no exercício mesa flexora, executado de maneira unilateral. A ordem de execução das pernas foi referente ao sorteio que foi realizado no teste de quantificação de cargas. Para selecionar em qual posição de tornozelo realizar em relação a cada perna, foi efetuado novamente sorteio através do aplicativo (*Certified True Randomizers* – RANDOM.ORG, Dublin, Ireland). A cadência de movimento foi de 2 segundos para fase excêntrica e 2 segundos para fase concêntrica. Sendo controlada por um metrônomo (Pro metronome – EUMLab - Xanin Technology GmbH, Hangzhou, China). A intensidade utilizada inicialmente foi de 70% de 1RM para cada condição, que foi encontrada através do teste de quantificação de cargas realizado anteriormente. Todavia, devido o exercício ser efetuado com apenas uma das pernas, o peso de uma única placa de sobrecarga da máquina para alguns indivíduos ultrapassou os 70% de 1RM. Para os indivíduos do grupo treinado a intensidade variou de 70% a 89% para a condição de dorsiflexão de tornozelo e de 70% a 92% para a condição de flexão plantar. Para os indivíduos do grupo não treinado a intensidade variou de 70% a 89% para a condição de dorsiflexão de tornozelo e de 70% a 81% para a condição de flexão plantar. A amplitude total de movimento de flexão de joelho foi de 90°, e o tornozelo foi posicionado em dorsiflexão ou flexão plantar máxima, como descrito anteriormente. O descanso passivo entre as pernas foi de cinco minutos. Neste momento o sinal eletromiográfico dos músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e lateral também foram coletados por meio de um eletromiógrafo (Delsys®, Inc., Boston, Massachusetts, EUA). Para este momento, também foram contabilizadas o número de repetições realizadas. Foi considerada como repetição válida, a qual manteve a técnica e amplitude de movimento proposta, além da cadência estipulada previamente. As repetições que não atenderam a um destes critérios, não foi contabilizada.

4.4. Estudo-2

No Estudo-2 foi realizado um protocolo de intervenção (isto é, período de treinamento de força de duração de 10 semanas) e coleta de avaliações pré e pós-intervenção. Para o Estudo-2 perdemos 2 indivíduos ao longo da coleta de dados, dessa forma, o total de participantes que realizaram esta etapa foram 10 adultos jovens. O grupo de indivíduos treinados foi formado por sete mulheres e três homens (Tabela 3).

Após a primeira coleta (i.e., período pré intervenção), para iniciar o período de treinamento proposto, foi padronizado esperar entre cinco a sete dias. Desta forma conseguindo normalizar os dias que foram feitas as sessões de treinamento. Tentou-se manter mesmos dias e horários durante todo processo de realização das 20 sessões de treino. Após a última sessão do protocolo de treinamento era orientado ao voluntário esperar no mínimo 72h sem realizar nenhum tipo de exercício para membros inferiores para a realização das avaliações do momento pós-intervenção. Para este momento, os voluntários repetiram as avaliações realizadas no momento pré (Estudo-1). Foram excluídas apenas as análises e testes que envolviam coleta de dados de EMG. Desta maneira, os testes e avaliações seguiram a ordem: mensuração da espessura muscular do músculo bíceps femoral cabeça longa através de imagem de Ultrassom e avaliação de torque isométrico de ambas as pernas (direita e esquerda). O tempo total de duração do protocolo foi de aproximadamente 12 semanas.

Tabela 3. Médias e desvios-padrão referentes às características de cada grupo no estudo-2.

Grupo	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa corporal (Kg)	Tempo sem/de treinamento (meses)	Pontuação Baecke
Não treinado	26,7±4,4	175,60±8,47	72,31±14,54	11,4±7,1	8±5,09
Treinado	26,3±2,5	169,30±10,13	70,81±10,58	69,6±31,9	-

4.4.1. Ultrassonografia

Para aquisição das imagens da espessura muscular do músculo bíceps femoral cabeça longa foi utilizado um aparelho de ultrassom (Saevo, Ultrassom FP 102, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), com um transdutor piezoelétrico linear de 39 mm e frequência de 10MHz (KELLIS et al., 2009). Foi utilizado também gel hidrossolúvel (MultiGel, Ultra-Gel ULTRA, Silvianópolis, MG, Brasil) para o acoplamento acústico. Todas as imagens foram salvas e exportadas para análises no software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA). Para análise da espessura muscular, o tecido adiposo subcutâneo, e a aponeurose superficial e profunda do músculo bíceps femoral cabeça longa foram identificados pela imagem da ultrassonografia. A maior distância entre a interface superior e interface inferior do músculo foi definida como a espessura muscular. As distâncias foram medidas usando a função de linha reta do software ImageJ (RUAS et al., 2017).

Os participantes deitaram em decúbito ventral em uma maca e permaneceram com o membro a ser examinado estendido e relaxado durante cinco minutos. Em seguida foi demarcada a área muscular analisada com um pincel atômico 1100-p. A área correspondeu ao comprimento muscular equivalente a 50% da distância entre a prega glútea e a junção miotendínea da articulação do joelho (SEYMORE et al., 2017), que foi encontrada por fita métrica. Após a demarcação foi distribuído o gel para aquisição das imagens em modo-B. A aquisição das imagens foi mensurada com o transdutor em posição transversal. Foi coletada a espessura muscular em dois momentos distintos, um antes do início do protocolo de treinamento e outro após o término do protocolo de treinamento. Foram avaliadas as medidas da perna direita e esquerda, com três mensurações cada. O valor médio encontrado entre as três medidas foi considerado como valor de espessura muscular. Todas as coletas de imagem foram feitas pelo mesmo avaliador.

4.4.2. Torque Isométrico

Após a mensuração da espessura muscular os participantes foram conduzidos até o Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano (LACIDH) na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (EEFERP-USP) para a mensuração do torque isométrico. Ao chegar no local, todos os indivíduos fizeram as mensurações de suas medidas antropométricas (i.e., estatura e massa corporal) e logo após realizaram aquecimento de cinco minutos no cicloergômetro (*Flex Fitness Equipment*, Cedral, São Paulo, Brasil). Ao finalizar o aquecimento, os participantes dirigiram-se a sala onde se encontrava o dinamômetro isocinético (Biodex multi joint system 3 pro, biodex Medical Company, Shirley, New York, USA) para a realização do teste de torque isométrico dos flexores de joelho de ambos os membros inferiores (direito e esquerdo).

Tanto no momento pré quanto no momento pós-intervenção, o teste de torque isométrico se iniciou com a perna direita realizando primeiro. Como o teste de torque foi utilizado também para mensurar a CIVM de flexão de joelho, eletrodos de superfície foram colocados nos voluntários antes do início do teste. O procedimento de colocação dos eletrodos já foi descrito no estudo-1. Todos os participantes foram orientados a se sentarem com cuidado na cadeira do dinamômetro isocinético para os eletrodos não serem modificados de lugar, e então dar início ao teste. Nesse momento todos os indivíduos receberam instruções do pesquisador de como realizá-lo e em qual direção deveria ser realizada a força. Os avaliados foram posicionados no aparelho isocinético de forma que o quadril se encontrou em 90° de

flexão e o joelho em 60° de flexão, alinhando-se o condilo lateral do fêmur com o eixo de rotação da resistência. A haste da resistência foi apoiada no tendão calcâneo. Esse protocolo de avaliação se assemelhou a estudo anterior (CORREA et al., 2011). Foram realizadas três tentativas com cinco segundos de duração cada, com 60 segundos de intervalo passivo entre as tentativas. As três tentativas foram realizadas para a perna direita e esquerda com o tornozelo em posição neutra. O maior valor entre tentativas foi considerado como o valor de torque. Desta forma utilizamos o valor de pico de torque como medida de torque de flexão de joelho. Para a padronização do protocolo de coleta, as medidas de ajuste da cadeira e do braço de resistência da máquina foram anotadas, já que a medida de torque foi coletada também no momento pós intervenção. Todas as medidas foram feitas pelo mesmo avaliador (Figura 2).



Figura 2. Avaliação de torque isométrico de flexão de joelho em dinamômetro isocinético.

4.4.3. Protocolo de treinamento

Esperou-se entre cinco a sete dias da sessão pré-intervenção, para o treinamento ser iniciado. O protocolo apresentou uma frequência semanal de duas vezes, com descanso de 48h entre sessões. Não houve nenhum tipo de interferência no treinamento habitual que os indivíduos já realizavam, apenas foi orientado que os indivíduos não tivessem realizado alguma sessão de treino que solicitassem prioritariamente membros inferiores no mesmo dia e antes da sessão do protocolo de intervenção. Além disso, não houve controle do volume semanal do treino individual dos participantes, apenas foi orientado que eles mantivessem o mesmo volume semanal para os músculos isquiotibiais que já faziam normalmente. Também

não houve controle dietético em relação à alimentação que os indivíduos faziam, apenas foi orientado que mantivessem a mesma ingesta alimentar que habitualmente faziam. Cada sessão de treino correspondeu a 4 séries de 8 a 12 repetições no exercício mesa flexora realizado de forma unilateral, e volume semanal de 8 séries para este exercício.

Durante as sessões de treino do protocolo de intervenção, os indivíduos compareciam ao LACIDH na EEFERP-USP para a realização do treinamento. Ao chegarem, os participantes realizavam aquecimento geral em cicloergômetro (Flex Fitness Equipment, Cedral, São Paulo, Brasil) durante cinco minutos. Logo após realizavam aquecimento específico no exercício mesa flexora de maneira bilateral, de modo que executavam uma série de 15 repetições com 40% de 1RM como descrito em tópicos anteriores. Ao final, davam início a execução do exercício mesa flexora unilateral. A ordem de execução e qual posição de tornozelo realizar, seguiu a mesma ordem e posição que foram sorteadas no dia pré intervenção. Esta ordem se seguiu para todas as 20 sessões, de modo que quatro participantes iniciavam com a condição de dorsiflexão e seis participantes iniciavam com a condição de flexão plantar. Primeiro se realizou todas as séries com uma perna para depois realizar com a perna oposta. O descanso entre as séries foi de 90 segundos, e também se executou este mesmo descanso ao final da quarta série para realizar a troca de pernas. A amplitude de movimento foi de 90°, sendo encontrada através de um goniômetro como descrito em tópicos anteriores. Todas as séries se realizaram repetições máximas buscando a falha concêntrica e em cadência de 2 segundos para fase excêntrica e 2 segundos para fase concêntrica. A cadência foi sugerida por um metrônomo. O peso utilizado inicialmente foi o equivalente a uma intensidade de 70% de 1RM e para a manutenção da faixa de repetições previamente estipulada (i.e., 8 a 12 repetições). foram feitas progressões de cargas individuais. Como preconiza o ACSM (2009), após duas sessões de treinos consecutivas, se o indivíduo conseguia fazer 2 repetições a mais do limite da faixa de repetições estipulada, o peso utilizado deveria ser ajustado. O ajuste foi feito através da equação de Brzycky (1993). A sessão de treino correspondeu a um tempo total de aproximadamente 30 minutos.

4.4.4. Volume total de treinamento

O volume total de treinamento (VTT) é considerado como o valor total de séries multiplicada por número de repetições e peso utilizado no exercício (i.e., $VTT = \text{Séries} \times \text{Repetições} \times \text{Peso}$) (SCOTT et al., 2016). O volume total da sessão não foi equalizado entre as diferentes condições (i.e., flexão de joelho em dorsiflexão e flexão de joelho em flexão

plantar de tornozelo). Durante o protocolo de treinamento, o número de repetições realizado em cada série foi anotado, bem como o valor de peso correspondente. Desta maneira, conseguimos calcular o VTT da sessão. Como realizamos séries até a falha concêntrica, cada série correspondeu a uma quantidade de repetições diferente. Devido a isso, o cálculo do volume total da sessão correspondeu ao somatório do número de repetições das quatro séries multiplicado pelo peso utilizado. Para cálculo do VTT de todo o período de treinamento, este valor correspondeu ao somatório do volume total de cada sessão ao longo das 20 sessões de treinamento.

5. TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Para análise dos dados da atividade eletromiográfica esses foram filtrados usando o filtro digital Butterworth passa banda em uma frequência de 10Hz a 500Hz (DE FREITAS MAIA et al., 2015). Esta frequência escolhida foi utilizada, pois como demonstrado em estudo anterior (DE LUCA, 1997), valores menores mantem a estabilidade e melhoram a estacionariedade (i.e., média e variância do sinal não se modificarem ao longo do tempo) do sinal eletromiográfico. Para análise da magnitude do sinal eletromiográfico, foi calculada a raiz quadrada média dos quadrados (Root mean square – RMS) de ambas as pernas. Os valores de RMS obtidos durante a série única de repetições múltiplas foi normalizado pela média dos valores de RMS obtido durante a CIVM. Durante as CIVM, os dados obtidos foram os equivalentes a cinco segundos de contração, e para análise do respectivo RMS, descartou-se o primeiro e o último segundo, utilizando os segundos restantes, ou seja, três segundos. Para análise do domínio espectral (i.e., frequência do sinal), foi escolhida a frequência mediana pois ela é menos sensível a ruídos (DE LUCA, 1997).

A análise do domínio temporal e espectral do sinal eletromiográfico foi feita através do recorte da série inteira. Estas análises foram feitas por meio de rotinas desenvolvidas no software (*Matlab R2016b – The Mathworks Inc., Natick Massachusetts, EUA*).

6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para o Estudo-1 foi utilizado teste t pareado para comparação em pares da série de repetições múltiplas entre condições de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo no sinal eletromiográfico. As comparações foram feitas para RMS e frequência mediana. Além disso, o mesmo teste foi realizado para comparar possíveis diferenças entre condições na intensidade

e no número de repetições realizadas na série de repetições múltiplas. Quando não foram atendidos os pressupostos de homogeneidade de variância e homocedasticidade foi realizado o teste de Wilcoxon. Para o Estudo-2 foram realizadas duas ANOVAs que tiveram como fatores posição do tornozelo (dorsiflexão x flexão plantar) e momento (pré x pós), tratados como medidas repetidas. A primeira ANOVA teve como variável dependente a espessura muscular e a segunda teve como variável dependente o pico de torque. Quando necessário foi utilizado o post-hoc de Bonferroni. Quando não atendidos os pressupostos de homogeneidade de variância e/ou homocedasticidade foi realizado a ANOVA de Friedman. Ademais, para analisar possível correlação entre volume total de treino e delta de variação entre medidas pré e pós de espessura muscular, para as condições de dorsiflexão e flexão plantar, foi realizado teste de correlação de Pearson. Todas análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (SPSS for Windows - Versão 20 – SPSS inc, IBM, Armonke, NY, EUA) e o nível de significância foi mantido em 0,05.

7. RESULTADOS

7.1. Estudo-1

7.1.1. Número de repetições e intensidade

A Tabela 3 apresenta o valor do número de repetições e a intensidade utilizada durante o exercício mesa flexora unilateral realizado com dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo para os grupos treinado e não treinado. O teste t pareado indicou diferença no número de repetições para o grupo treinado ($t(12) = 4,248$, $p = 0,001$) e não treinado ($t(12) = 2,243$, $p = 0,045$). Ambos os grupos realizaram mais repetições na mesa flexora com o tornozelo em dorsiflexão comparado com a flexão plantar.

Em relação a intensidade utilizada, para o grupo treinado, o teste t pareado não apresentou diferenças entre a condição de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo ($t(12) = 1,206$, $p = 0,251$). A intensidade variou de 70% a 89% para a condição de dorsiflexão de tornozelo e de 70% a 92% para a condição de flexão plantar. Para os indivíduos do grupo não treinado, o teste t também não apresentou diferença entre as condições de tornozelo ($t(12) = 0,0001$, $p = 1,0$). A intensidade variou de 70% a 89% para a condição de dorsiflexão de tornozelo e de 70% a 81% para a condição de flexão plantar (Tabela 5).

Tabela 4. Médias e desvios-padrão do número de repetições e intensidade do exercício mesa flexora realizado com dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo para os grupos treinado e não treinado. * Diferente em comparação com a flexão plantar, $p < 0,05$.

Grupos	Condição	Nº de repetições	Intensidade (% 1RM)
Controle	Dorsiflexão	10,31 ± 1,89*	74,38 ± 6,25
	Flexão Plantar	7,54 ± 2,82	72,92 ± 6,06
Treinado	Dorsiflexão	9,46 ± 2,54*	74,38 ± 6,25
	Flexão Plantar	7,77 ± 3,09	74,38 ± 5,61

7.1.2. Recrutamento muscular - Domínio Temporal

Em relação ao domínio temporal, a Figura 3 apresenta os valores de RMS normalizado (%) da atividade eletromiográfica durante a série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora unilateral, para o grupo treinado e não treinado, respectivamente. Para o grupo treinado, não foi demonstrado efeito da posição do tornozelo na magnitude de recrutamento de nenhum dos músculos analisados: bíceps femoral ($t(11) = 0,766$, $p = 0,460$), semitendinoso ($t(10) = -2,114$, $p = 0,061$), gastrocnêmio medial ($z = -0,267$, $p = 0,790$), gastrocnêmio lateral ($z = -0,533$, $p = 0,594$). Para o grupo não treinado, também não foi demonstrada diferença significativa na magnitude de recrutamento de nenhum dos músculos analisados: bíceps femoral ($t(12) = -0,379$, $p = 0,711$), semitendinoso ($t(12) = -0,154$, $p = 0,880$), gastrocnêmio medial ($z = -1,778$, $p = 0,075$), gastrocnêmio lateral ($z = -1,804$, $p = 0,071$) (Figura 3).

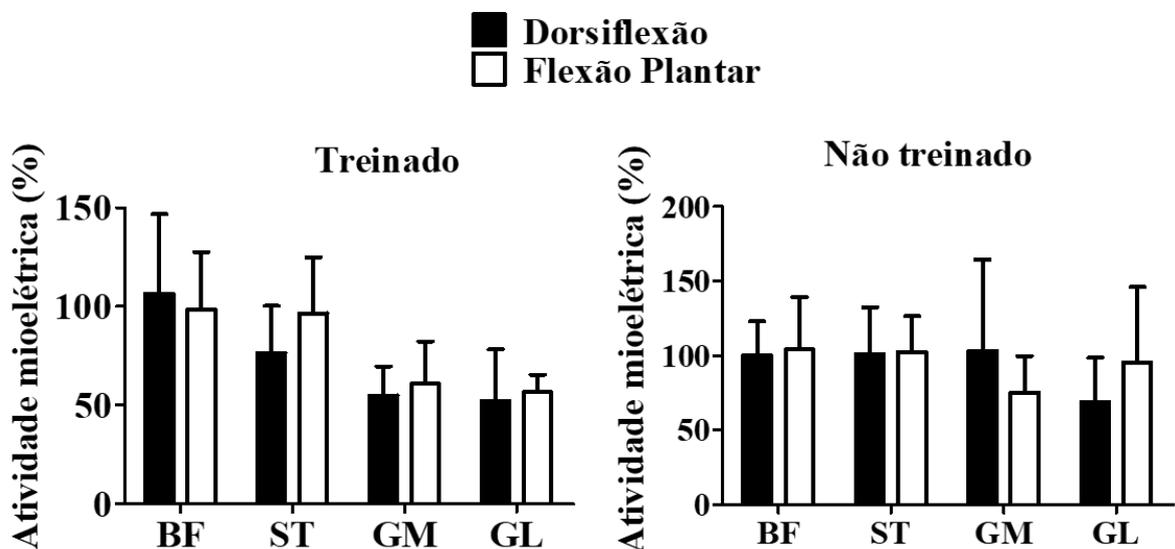


Figura 3. Médias e desvios-padrão dos valores de RMS normalizado (%) da atividade eletromiográfica durante a série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora unilateral, do grupo treinado e não treinado, respectivamente. $P < 0,05$.

7.1.3. Recrutamento muscular - Domínio espectral

Em relação ao domínio espectral, a Figura 4 apresenta os valores da frequência mediana (Hz) do sinal eletromiográfico durante a série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora unilateral, para o grupo treinado e não treinado, respectivamente. Para o grupo treinado não houve diferença entre as diferentes condições para os músculos bíceps femoral ($z = -0,268$, $p = 0,789$) e semitendinoso ($z = -0,712$, $p = 0,476$). Porém, houve diferença entre condições para o músculo gastrocnêmio medial ($t(11) = -3,783$, $p = 0,003$) e o músculo gastrocnêmio lateral ($t(11) = -5,499$, $p = 0,000$), sendo maior para a condição de flexão plantar. Para o grupo não treinado, houve diferença entre condições somente para o músculo gastrocnêmio medial ($t(12) = -2,805$, $p = 0,016$), sendo maior em flexão plantar. Outrossim, não houve diferença para os demais músculos: bíceps femoral ($z = -1,173$, $p = 0,241$), semitendinoso ($t(11) = 1,485$, $p = 0,166$) e gastrocnêmio lateral ($t(11) = 1,301$, $p = 0,220$) (Figura 4).

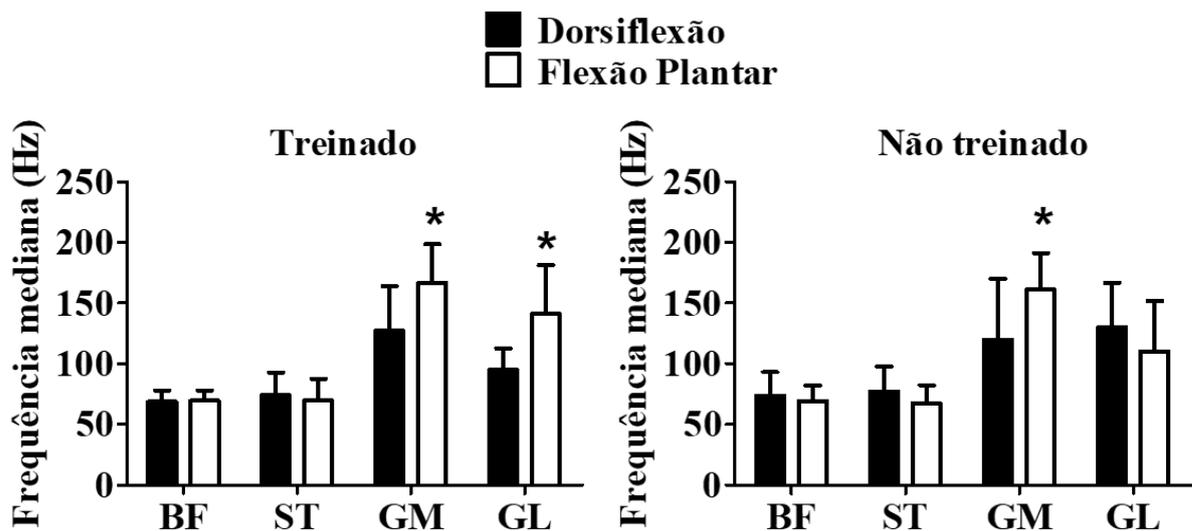


Figura 4. Médias e desvios-padrão dos valores da frequência mediana (Hz) do sinal eletromiográfico durante a série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora unilateral, do grupo treinado e não treinado, respectivamente. * Diferente em comparação com a condição de dorsiflexão de tornozelo para $p < 0,05$.

7.2. Estudo-2

7.2.1. Espessura muscular

A ANOVA apontou diferença entre momento na espessura do músculo bíceps femoral cabeça longa ($F(1,8) = 7,406$; $p = 0,026$; $\eta^2 = 0,481$; $\text{power} = 0,665$), porém sem efeito para posição de tornozelo ($F(1,8) = 0,264$; $p = 0,622$; $\eta^2 = 0,032$; $\text{power} = 0,074$) nem interação entre momento e posição ($F(1,8) = 0,409$; $p = 0,540$; $\eta^2 = 0,049$; $\text{power} = 0,087$). Portanto, a espessura do músculo bíceps femoral cabeça longa aumentou do momento pré para o momento pós de maneira similar em ambas as condições. O delta de variação entre o momento pré e pós treinamento para a condição de dorsiflexão foi de 11,40% e de flexão plantar foi de 7,55%. (Figura 5).

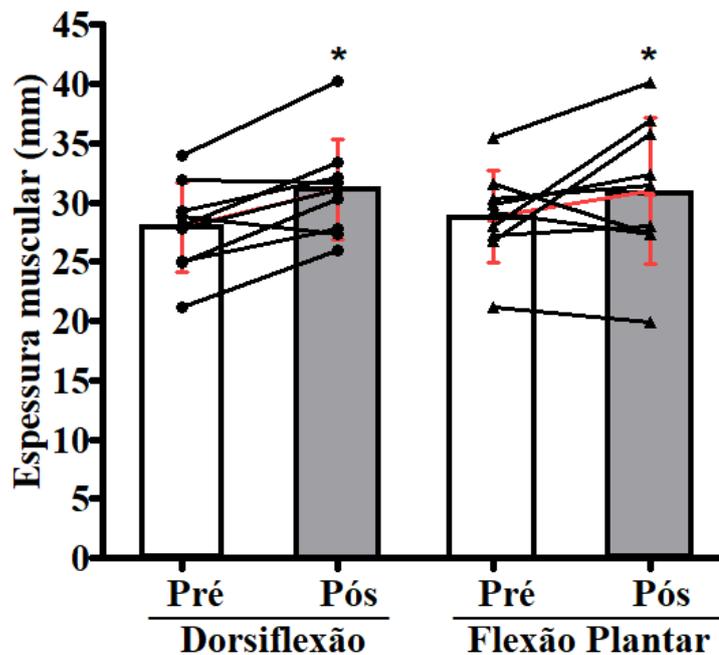


Figura 5. Médias de todos os indivíduos analisados em relação ao valor da espessura muscular do músculo bíceps femoral cabeça longa nos momentos pré e pós as 10 semanas de treinamento, na condição de dorsiflexão e flexão plantar. A linha em vermelho representa a média e desvio-padrão do grupo no momento pré e pós para a condição de dorsiflexão e flexão plantar. * representa diferença entre o momento pré-intervenção para $p < 0,05$.

7.2.2. Pico de torque

A ANOVA demonstrou que houve diferença para o pico de torque de flexão de joelho entre momento ($F(1,8) = 6,866$; $p = 0,031$; $\eta^2 = 0,462$; $\text{power} = 0,633$), porém sem efeito

para posição de tornozelo ($F(1,8) = 0,305$; $p = 0,596$; $\eta^2 = 0,037$; $\text{power} = 0,078$) nem interação entre momento e posição ($F(1,8) = 0,722$; $p = 0,420$; $\eta^2 = 0,083$; $\text{power} = 0,117$). O pico de torque de flexão de joelho aumentou após o período de treinamento independentemente da posição de tornozelo utilizada ao longo das sessões de treino. O delta de variação entre os momentos pré e pós treinamento para a condição de dorsiflexão de tornozelo foi de 12,36% e de flexão plantar de tornozelo foi de 4,75% (Figura 6).

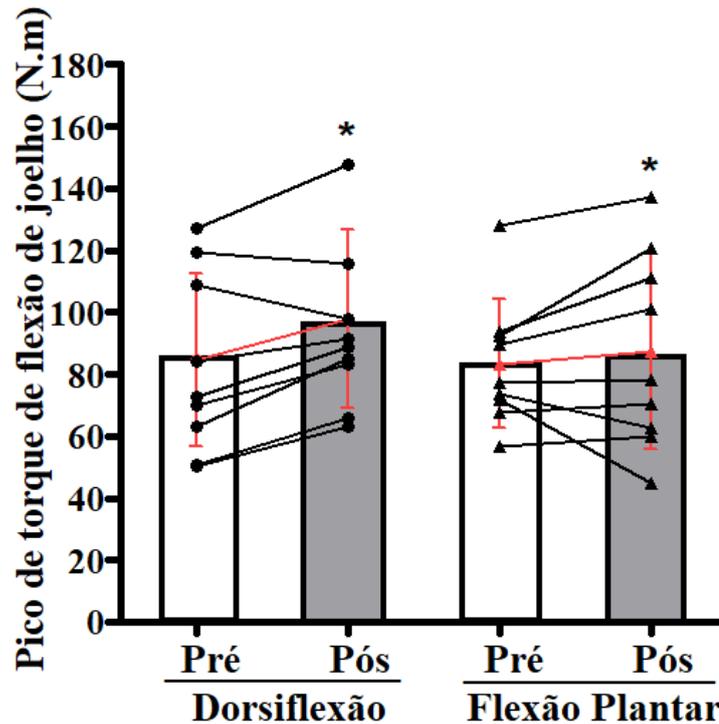


Figura 6. Médias de todos os indivíduos analisados em relação ao valor do pico de torque de flexão de joelho nos momentos pré e pós 10 semanas de treinamento para o grupo treinado, na condição de dorsiflexão e flexão plantar. A linha em vermelho representa a média e desvio-padrão do grupo no momento pré e pós para a condição de dorsiflexão e flexão plantar. * representa diferença entre o momento pré-intervenção para $p < 0,05$.

7.2.3. Volume total de treinamento

O teste t pareado demonstrou que houve diferença no VTT entre as condições de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo ($t(8) = 3,348$ e $p = 0,010$), sendo que a condição de dorsiflexão plantar apresentou o maior volume total. Como o teste t pareado apresentou diferenças entre condições, e o volume total de treino é uma variável que afeta diretamente na hipertrofia muscular, foi realizado teste de Correlação bivariada entre volume total de treino e delta de variação entre medidas pré e pós de espessura muscular, para as condições de dorsiflexão e flexão plantar. O teste de correlação de Pearson mostrou que não houve

correlação entre VTT e delta de variação de espessura muscular para condição de dorsiflexão ($\rho = -0,033$; $p = 0,933$) e flexão plantar de tornozelo ($\rho = 0,023$; $p = 0,953$) (Tabela 5).

Tabela 5. Médias e desvios-padrão do volume total de treinamento na condição de dorsiflexão e flexão plantar de tornozelo do grupo treinado. * Diferente em comparação com a condição de flexão plantar. Para $p < 0,05$.

Condição	VTT (kg)
Dorsiflexão	13009,50±4048,356*
Flexão Plantar	11255,16±3844,805

8. DISCUSSÃO

O presente estudo buscou analisar a atividade eletromiográfica dos músculos semitendinoso, bíceps femoral, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral no exercício mesa flexora nas condições com flexão plantar e dorsiflexão de tornozelo. Além disso comparou a hipertrofia do musculo bíceps femoral cabeça longa e torque de flexão de joelho após protocolo de treinamento de força de 10 semanas com indivíduos treinados em duas condições distintas.

As principais descobertas deste estudo foram: a) a posição de tornozelo durante o exercício mesa flexora não afetou a amplitude da atividade eletromiográfica de indivíduos treinados e não treinados; b) para o domínio espectral no grupo treinado, a posição de tornozelo em flexão plantar apresentou maiores valores de frequência mediana para o músculo gastrocnêmio medial e lateral. Para o grupo não treinado, somente o músculo gastrocnêmio medial foi afetado, apresentando maiores valores em flexão plantar; c) a posição de tornozelo não afetou no ganho de força e hipertrofia muscular após treinamento na mesa flexora. Apesar do volume total de treinamento ser maior na condição de dorsiflexão de tornozelo, não houve correlação entre volume e hipertrofia muscular.

8.1. Estudo-1

Em relação ao domínio temporal da atividade eletromiográfica, nossos resultados revelaram que a posição de tornozelo não afetou a ativação dos músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e lateral, para os indivíduos treinado e não treinado. Nossos achados corroboram estudos anteriores que manifestaram não haver efeito da posição

do tornozelo na flexão de joelho em exercício nórdico (COMFORT et al., 2017) e exercício mesa flexora (MARCHETTI et al., 2019) na amplitude do sinal eletromiográfico do músculo bíceps femoral, porém estes estudos não avaliaram o músculo semitendinoso. Como demonstrado por Bourne et al. (2018), exercícios de flexão de joelho parecem ativar preferencialmente o músculo semitendinoso, e por isso a presente pesquisa mostra um dado adicional aos achados anteriores. Além disso a maneira como foi coletado a atividade eletromiográfica de ambos os estudos foi diferente da nossa pesquisa. No estudo de Comfort et al. (2017) o exercício foi realizado de maneira excêntrica e no estudo de Marchetti et al. (2019) de maneira isométrica máxima. Em nosso estudo, o sinal eletromiográfico foi coletado durante uma série de repetições múltiplas até a falha concêntrica em intensidade de 70% de 1RM. Desta forma conseguindo avaliar o efeito de diferentes posições de tornozelo na ativação dos isquiotibiais em movimentos completos (i.e., incluindo as fases excêntrica e concêntrica) e com intensidade menor do que aquela apresentada nos dois estudos anteriores. Segundo ACSM (2009), a faixa de repetições que equivale a 70% de 1RM é frequentemente utilizada por indivíduos que buscam hipertrofia, além de ser a faixa de intensidade normalmente utilizada nas pesquisas que buscam elucidar os comportamentos musculares por meio do treinamento de força. Dessa maneira se tornando uma intensidade importante a ser investigada para se estabelecer o padrão de ativação dos isquiotibiais. Ademais, mesmo em intensidade e tipos de contração diferentes daquelas realizadas por Comfort et al. (2017) e Marchetti et al. (2019), o padrão de ativação dos músculos bíceps femoral e semitendinoso permaneceu inalterado pela posição de tornozelo.

Quanto ao domínio espectral, houve diferença entre as condições de tornozelo no grupo treinado para os músculos gastrocnêmio medial e lateral. Na posição de flexão plantar os músculos apresentaram maiores valores quando comparado com a posição em dorsiflexão. Para o grupo não treinado, na posição de flexão plantar somente o músculo gastrocnêmio medial apresentou os maiores valores quando comparado com a posição em dorsiflexão. Considerando que o exercício foi feito durante uma contração dinâmica, características na geometria muscular devem ser consideradas. À medida que o músculo se alonga e encurta, a posição do eletrodo em relação às zonas de inervação se modifica, podendo alterar os valores da frequência mediana (FARINA, 2006). Neste sentido, nossos resultados corroboram os de Matthijsse et al. (MATTHIJSSE et al., 1987). Os autores demonstraram que durante contrações isométricas submáximas sustentadas de flexão plantar em dois comprimentos diferentes do músculo gastrocnêmio medial (longo e curto), a frequência mediana apresentou os maiores valores em comprimento musculares menores. Adicionalmente, Cechetto et al.

(2001) também demonstraram este mesmo comportamento para o músculo bíceps braquial. Os autores analisaram a influência do ângulo do cotovelo na frequência mediana do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial. Os testes foram realizados em cinco ângulos diferentes no cotovelo (50°, 70°, 90°, 110° e 130°), com o valor de extensão total de cotovelo sendo 180°. Os maiores valores de frequência mediana foram demonstrados em comprimentos musculares menores. Mannion e Dolan (1996) também demonstraram alterações na frequência mediana ao alterar o comprimento muscular. Nesse estudo, a frequência mediana foi registrada nas regiões torácica e lombar do músculo eretor da espinha e diminuiu significativamente quando a coluna lombar foi flexionada. Ao flexionar a coluna lombar houve um efeito de alongamento nos músculos analisados, então aumentando o comprimento muscular. Evidenciando então uma condição oposta a presente pesquisa, mas que reflete a relação entre frequência mediana e comprimento muscular. Nesta perspectiva, Roman-Liu (2016) em sua revisão sobre os fatores que podem influenciar o domínio espectral do sinal eletromiográfico, mencionou que o comprimento do músculo determinado pelo ângulo da articulação afeta não só os parâmetros espectrais, mas também a força máxima produzida. Essa alteração pode ser devido a alteração da geometria das fibras musculares, mudanças na área de secção transversa, afetando a conexão dos eletrodos em relação às fibras musculares ou estruturas da unidade motora. Dessa maneira, uma alteração no ângulo articular pode promover uma mudança na espessura da pele e do tecido subcutâneo interposto entre o músculo ativo e os eletrodos de superfície. Para a distância entre eletrodos, uma camada mais espessa de tecido subcutâneo reduz seletivamente os componentes de alta frequência contidos no sinal eletromiográfico detectado na superfície, portanto gerando um aumento na frequência mediana (MANNION; DOLAN, 1996).

8.2. Estudo-2

Nosso estudo demonstrou resposta similar entre as condições de dorsiflexão e flexão plantar para hipertrofia após protocolo de 10 semanas. Mesmo que os gastrocnêmios estejam em insuficiência ativa, ambas as condições foram feitas até a falha muscular concêntrica, o que provavelmente foi um fator estressor suficiente para que se recrutasse em grande magnitude as fibras musculares (MITCHELL et al., 2012). As pesquisas ao longo do tempo, mostram que um fator que tem grande impacto na magnitude de hipertrofia é a tensão mecânica e o recrutamento de fibras do tipo II (KOOPMAN et al., 2006; DAMAS; LIBARDI; UGRINOWITSCH, 2018). Em situações de intensidade alta (i.e., grande presença de tensão

mecânica) e em situações de fadiga, mostra-se que as unidades motoras do tipo II podem ser recrutadas (MITCHELL et al., 2012; MORTON et al., 2016). Tal fato, pode ter promovido maior relevância no aumento da massa muscular, do que a mudança do posicionamento do tornozelo.

Estudos prévios mostraram o efeito de se treinar os ísquiostibiais na mesa flexora (MAEO et al., 2021), porém a nossa pesquisa mostrou-se pioneira em estudar a influência da posição do tornozelo durante a flexão de joelho sobre parâmetros hipertróficos do bíceps femoral cabeça longa. Os estudos que avaliaram adaptações morfológicas através da espessura muscular, demonstraram aumentos de aproximadamente 8%, o que correspondeu a um aumento de ~ 0,2 cm de espessura muscular (ALONSO-FERNANDEZ; DOCAMPO-BLANCO; MARTINEZ-FERNANDEZ, 2018; LOVELL et al., 2018). Nossa pesquisa demonstrou aumentos entre 7,55% e 11,4%, para a condição de flexão plantar e dorsiflexão, respectivamente, o que representou aumentos em valores absolutos de espessura muscular de ~0,2 cm e ~0,3 cm. Tais aumentos se assemelham ao que foi encontrado em estudos prévios, em quantidades semelhantes de sessões de treinamento. Tanto em estudo de Alonso-Fernandez et al. (2018) e Lovell et al. (2018), os protocolos de intervenção foram realizados em ~20 sessões, o que equivaleu a 8 a 12 semanas de treinamento. Tal abordagem também se aproxima ao que foi realizado na presente pesquisa. Todavia, o presente estudo e os estudos anteriores analisaram apenas a hipertrofia do bíceps femoral cabeça longa em exercícios de flexão de joelho. Em estudo de Bourne et al. (2018), os autores mencionaram que em exercícios de flexão de joelho, o músculo semitendinoso parece ser acionado preferencialmente quando comparado ao músculo bíceps femoral cabeça longa. Nessa perspectiva tanto em estudo de Maeo et al. (2021) quanto em estudo de Bourne et al. (2017a), os autores evidenciaram que o músculo semitendinoso parece hipertrofiar em maior magnitude em exercícios de flexão de joelho do que o músculo bíceps femoral cabeça longa. Em estudo de Maeo et al. (2021) o músculo semitendinoso mostrou aumentos de 19,3% a 23,6% em comparação com aumentos de 6,5% a 14,4% no bíceps femoral cabeça longa. Ainda Bourne et al. (2017a) mostraram um aumento de ~6% e ~9% no bíceps femoral cabeça longa e ~15% a ~17% no músculo semitendinoso. Apesar do estudo de Bourne et al. (2017a) e Maeo et al. (2021) apresentarem grandezas de volume para demonstrarem o aumento da massa muscular, e nós utilizamos a espessura muscular, essas pesquisas nos mostram um padrão preferencial e heterogêneo da hipertrofia dos músculos que compõem os isquiotibiais nos diferentes exercícios. Na presente pesquisa apenas se avaliou a hipertrofia do músculo bíceps femoral cabeça longa, sem análises da espessura muscular do músculo semitendinoso.

Nesse sentido sendo necessário mais pesquisas que procurem elucidar o efeito da posição de tornozelo nas adaptações morfológicas dessa porção muscular, já que em exercícios de flexão de joelho o semitendinoso é prioritariamente ativado.

Para a força muscular, nossos dados divergem com os de Kim et al. (2016), que encontraram maiores valores em força muscular para os indivíduos que treinaram a flexão de joelho em dorsiflexão. Todavia, os autores realizaram o estudo com indivíduos que não tinham participado de nenhum programa regular de treinamento de força de membros inferiores por pelo menos três meses antes do início do protocolo de treinamento. Ademais, realizaram o treinamento em posição de quadril a 90° de sua flexão com contrações realizadas reciprocamente, ou seja, extensão-flexão-extensão na perna dominante. Em nosso estudo realizamos o treinamento no exercício mesa flexora, com o quadril em 45° de sua flexão, contrações concêntricas-excêntricas de flexão de joelho unilaterais e em indivíduos treinados. Kim et al. (2016) realizaram testes pré e pós intervenção em velocidades angulares de 60°/s e 180°/s para medir o pico de torque. Para velocidade de 60°/s e 180°/s, na condição de dorsiflexão e flexão plantar, houve um aumento de 67,4% vs 42,7% e 22,4% vs 35,9%, respectivamente. Estes aumentos são muito superiores aos que foram encontrados em nossa pesquisa em menor quantidade de sessões (12 sessões). Uma possível explicação é o fato de os indivíduos do estudo anterior (KIM; CHA; FELL, 2016) não possuírem experiência anterior ao treinamento, de realizarem um volume semanal maior para os flexores de joelho (20 séries), além de realizarem o teste pré e pós intervenção no mesmo exercício onde treinaram durante as três semanas. Neste sentido, Moritani e Devries (1979) demonstraram que os ganhos iniciais na produção de força muscular (2–4 semanas) em indivíduos iniciantes são provenientes, principalmente, das adaptações neurais. Devido a isto, o treinamento de força tem um potencial em modificar a maneira que os músculos serão recrutados e controlados pelo sistema nervoso central, além de desenvolver a eficiência da coordenação muscular (i.e., coordenação intra e intermuscular), a qual se relaciona ao aprendizado motor.

De acordo com o posicionamento do ACSM (2002), demonstra-se que os ganhos de força nas fases iniciais para indivíduos iniciantes são de 40%, e de indivíduos treinados a avançados são de 16% a 10%, respectivamente. Ademais, estudo prévio demonstrou que as adaptações neurais são amplamente específicas para o movimento e a carga usada no treinamento, de modo que os ganhos de força são específicos para o movimento que é treinado (SALE, 1988). A combinação destes fatores pode ser uma possível explicação na diferença considerável nos dados encontrados em nossa pesquisa e os apresentados por Kim et al. (2016). Além disto, em uma meta-análise realizada por Ralston et al. (2017),

apresentaram-se evidências sobre uma relação gradativa de dose-resposta entre as séries semanais realizadas e o ganho de força, de maneira que tanto indivíduos iniciantes, quanto indivíduos treinados, tem ganhos de força mais expressivos com volume semanal de médio (5-9 séries semanais por grupamento muscular) a alto (≥ 10 séries semanais por grupamento muscular). Outra possível explicação para os dados divergentes é o fato de termos avaliado a força muscular em um teste de torque isométrico. Schoenfeld et al. (2017) relataram que quando a especificidade do treinamento é compensada por um teste que é considerado neutro a intervenção, aumentos na produção de força podem ser alcançados igualmente.

Por fim, em relação ao volume total de treinamento, a condição de dorsiflexão de tornozelo resultou em um volume total de treinamento significativamente maior do que a condição de flexão plantar. Esta diferença no volume pode ser devido a diferenças na posição do tornozelo, que limita a produção de torque de flexão de joelho. Devido à insuficiência ativa dos gastrocnêmios em flexão plantar, menos força foi produzida, e então menos torque foi gerado para a realização do movimento de flexão de joelho. Este cenário, proporciona menores repetições sendo realizadas em uma mesma intensidade de exercício. Porém apesar desta diferença no volume total de treinamento, houve aumento semelhante na espessura muscular nas diferentes posições de tornozelo. Nossos dados corroboram outros achados na literatura, que mostraram valores similares em hipertrofia muscular quando a quantidade de séries foi a mesma, mas o número de repetições alterou devido a intensidade do exercício (MITCHELL et al., 2012; MORTON et al., 2016; NÓBREGA et al., 2018). Em nosso estudo a intensidade externa de 70% de 1RM se manteve, porém devido a desvantagem mecânica gerada com a posição de flexão plantar de joelho, proporcionou aos indivíduos um nível de esforço muscular diferente, já que nesta posição menos torque era produzido.

Os dados da presente pesquisa possuem algumas limitações metodológicas que devem ser consideradas ao analisar nossos resultados. No Estudo-1 durante nossa coleta de dados da atividade eletromiográfica dos músculos flexores de joelho no exercício mesa flexora, a placa mínima de sobrecarga do aparelho, para alguns indivíduos, excedeu o valor de 70% de 1RM estipulado previamente, já que os indivíduos realizavam a série de repetições múltiplas de maneira unilateral. Como a atividade eletromiográfica é afetada pela intensidade do exercício, isto pode ter ocultado maiores diferenças nos músculos analisados. No Estudo-2 embora não tenhamos observado efeito da posição de tornozelo na magnitude de hipertrofia do músculo bíceps femoral cabeça longa, não avaliamos os outros músculos flexores do joelho, como é o caso do músculo semitendinoso, que possui grande participação neste movimento. Além disso não cessamos o treinamento que os indivíduos realizavam além do protocolo experimental, e

isso pode se tornar um efeito confundidor para saber o efeito da posição de tornozelo na hipertrofia do músculo bíceps femoral cabeça longa e força dos flexores de joelho. Apesar de não termos encontrado diferença estatística na força muscular em ambas as condições de tornozelo, o delta de variação do momento pré e pós para a condição de dorsiflexão de tornozelo apresentou maior magnitude. O fato do nosso tamanho amostral ser baixo, pode ter camuflado alguma diferença estatística encontrada. Utilizamos, em grande maioria, voluntárias mulheres e não realizamos nenhum controle bioquímico para o ciclo menstrual, nem padronização quanto ao uso de contraceptivo oral. Apesar de pesquisas recentes terem demonstrado que o uso de contraceptivo oral (ELLIOTT-SALE et al., 2020) e a fase do ciclo menstrual (KUEHNE et al., 2021) em que as voluntárias são submetidas a realizem as avaliações parece não ter relevância considerável, um controle neste sentido promoveria uma amostra mais homogênea.

9. CONCLUSÃO

Nossos resultados revelaram aspectos importantes sobre o efeito da posição de tornozelo durante a flexão de joelho em protocolo de treinamento de força. Primeiramente, a posição de tornozelo não afeta a ativação dos isquiotibiais durante uma série de repetições múltiplas no exercício mesa flexora para indivíduos treinados e não treinados. Os resultados ainda mostraram que a posição de tornozelo afeta somente a frequência mediana dos músculos gastrocnêmio medial e lateral. Secundariamente, apesar do volume total de treinamento ser maior na condição de dorsiflexão, os ganhos em força e hipertrofia são similares em ambas as condições. Neste sentido, indivíduos com restrição de tempo, podem se beneficiar ao realizarem este exercício com a posição de tornozelo em flexão plantar, em virtude de seu volume de treino ser menor. A mesma vantagem pode ser aplicada para força, visto que o torque de flexão de joelho se alterou de maneira similar, porém com volume total de treinamento menor na condição de flexão plantar. Considerando que o volume total de treino reflete a quantidade de peso levantado na sessão, indivíduos que necessitam levantar pesos mais altos durante seus treinos, se beneficiariam em maior magnitude da posição de dorsiflexão.

10. REFERÊNCIAS

ABE, T. et al. Time Course for Strength and Muscle Thickness Changes Following Upper and Lower Body Resistance Training in Men and Women. **European journal of applied physiology**, v. 81, n. 3, p. 174–180, fev. 2000.

ACSM. American College of Sports Medicine Position Stand. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, mar. 2009.

ADAM, A. Recruitment Order of Motor Units in Human Vastus Lateralis Muscle Is Maintained During Fatiguing Contractions. In: **Journal of Neurophysiology**. [s.l: s.n.]90p. 2919–2927.

ALONSO-FERNANDEZ, D.; DOCAMPO-BLANCO, P.; MARTINEZ-FERNANDEZ, J. Changes in Muscle Architecture of Biceps Femoris Induced by Eccentric Strength Training with Nordic Hamstring Exercise. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 28, n. 1, p. 88–94, jan. 2018.

ANDREAZZI, I. M. et al. EXAME PRÉ-PARTICIPAÇÃO ESPORTIVA E O PAR-Q, EM PRATICANTES DE ACADEMIAS. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 22, n. 4, p. 272–276, ago. 2016. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922016000400272&lng=pt&tlng=pt>.

BAECKE, J. A. H.; BUREMA, J.; FRIJTERS, J. E. R. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, v. 36, n. 5, p. 936–942, 1982.

BEATO, M. et al. Lower-Limb Muscle Strength, Anterior-Posterior and Inter-Limb Asymmetry in Professional, Elite Academy and Amateur Soccer Players. **Journal of human kinetics**, v. 77, p. 135–146, jan. 2021.

BORG, T. K.; CAULFIELD, J. B. Morphology of connective tissue in skeletal muscle. **Tissue and Cell**, v. 12, n. 1, p. 197–207, 1980. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0040816680900610>>.

BOURNE, M. N. et al. Impact of the Nordic Hamstring and Hip Extension Exercises on Hamstring Architecture and Morphology: Implications for Injury Prevention. **British journal of sports medicine**, v. 51, n. 5, p. 469–477, mar. 2017a.

BOURNE, M. N. et al. Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. **British Journal of Sports Medicine**, v. 51, n. 13, p. 1021–1028, jul. 2017b. Disponível em: <<http://bjsm.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bjsports-2015-095739>>.

BOURNE, M. N. et al. An Evidence-Based Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Injury. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 48, n. 2, p. 251–267, fev. 2018.

BRUGHELLI, M.; CRONIN, J. Altering the Length-Tension Relationship with Eccentric Exercise. **Sports Medicine**, v. 37, n. 9, p. 807–826, 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.2165/00007256-200737090-00004>>.

BRZYCKI, M. Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. **Journal of Physical Education, Recreation & Dance**, v. 64, n. 1, p. 88–90, jan. 1993. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/07303084.1993.10606684>>.

BURD, N. A. et al. Resistance Exercise Volume Affects Myofibrillar Protein Synthesis and Anabolic Signalling Molecule Phosphorylation in Young Men. **The Journal of physiology**, v. 588, n. Pt 16, p. 3119–3130, ago. 2010.

BURD, N. A. et al. **Big claims for big weights but with little evidence.** **European journal of applied physiology** Germany, jan. 2013. .

CECHETTO, A. D.; PARKER, P. A.; SCOTT, R. N. The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 5, p. 347–354, 2001. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641101000104>>.

CHEN, T. C. et al. Comparison in eccentric exercise-induced muscle damage among four limb muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 2, p. 211–223, 18 fev. 2011. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00421-010-1648-7>>.

COMFORT, P. et al. Relationships between Strength, Sprint, and Jump Performance in Well-Trained Youth Soccer Players. **Journal of strength and conditioning research**, v. 28, n. 1, p. 173–177, jan. 2014.

COMFORT, P. et al. Lack of Effect of Ankle Position During the Nordic Curl on Muscle Activity of the Biceps Femoris and Medial Gastrocnemius. **Journal of sport rehabilitation**, v. 26, n. 3, p. 202–207, maio 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27632836>>.

COMFORT, P.; HAIGH, A.; MATTHEWS, M. J. Are Changes in Maximal Squat Strength during Preseason Training Reflected in Changes in Sprint Performance in Rugby League Players? **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 3, p. 772–776, mar. 2012.

CORREA, C. S. et al. Analysis of maximal isometric force and EMG signal in lower limb exercise. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 13, n. 6, p. 429–435, 2011.

CURETON, K. J. et al. Muscle Hypertrophy in Men and Women. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 20, n. 4, p. 338–344, ago. 1988.

DA SILVA, J. C. L. et al. Quadriceps and Hamstring Muscle Activity during Cycling as Measured with Intramuscular Electromyography. **European journal of applied physiology**, v. 116, n. 9, p. 1807–1817, set. 2016.

DAMAS, F.; LIBARDI, C. A.; UGRINOWITSCH, C. The Development of Skeletal Muscle Hypertrophy through Resistance Training: The Role of Muscle Damage and Muscle Protein

Synthesis. **European journal of applied physiology**, v. 118, n. 3, p. 485–500, mar. 2018.

DAMAS NOGUEIRA, F. R. et al. Comparison of maximal muscle strength of elbow flexors and knee extensors between younger and older men with the same level of daily activity. **Clinical Interventions in Aging**, p. 401, abr. 2013. Disponível em: <<http://www.dovepress.com/comparison-of-maximal-muscle-strength-of-elbow-flexors-and-knee-extens-peer-reviewed-article-CIA>>.

DE DEYNE, P. G. Application of Passive Stretch and Its Implications for Muscle Fibers. **Physical therapy**, v. 81, n. 2, p. 819–827, fev. 2001.

DE FREITAS MAIA, M. et al. Maximal Repetition Performance, Rating of Perceived Exertion, and Muscle Fatigue during Paired Set Training Performed with Different Rest Intervals. **Journal of exercise science and fitness**, v. 13, n. 2, p. 104–110, dez. 2015.

DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135–163, maio 1997. Disponível em: <<http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.13.2.135>>.

ELLIOTT-SALE, K. J. et al. The Effects of Oral Contraceptives on Exercise Performance in Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 50, n. 10, p. 1785–1812, out. 2020.

FARINA, D. Interpretation of the Surface Electromyogram in Dynamic Contractions. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 34, n. 3, p. 121–127, jul. 2006.

FLORINDO, A. A.; LATORRE, M. do R. D. de O. Validation and reliability of the Baecke questionnaire for the evaluation of habitual physical activity in adult men. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 9, n. 3, p. 129–135, jun. 2003. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922003000300002&lng=en&tlng=en>.

FLOYD, R. **Manual de Cinesiologia Estrutural**. [s.l.] Manole: Porto Alegre, 2011.

GALLUCCI, J. G.; CHALLIS, J. H. Examining the Role of the Gastrocnemius during the Leg Curl Exercise. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 18, n. 1, p. 15–27, fev. 2002. Disponível em: <<http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.18.1.15>>.

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. The Variation in Isometric Tension with Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibres. **The Journal of physiology**, v. 184, n. 1, p. 170–192, maio 1966.

GUEDES, D. P. **Manual prático para avaliação em educação física**. 1ª Edição ed. [s.l.: s.n.]

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. **Journal of neurophysiology**, v. 28, p. 560–580, maio 1965.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–

374, out. 2000.

HERZOG, W. et al. A New Paradigm for Muscle Contraction. **Frontiers in physiology**, v. 6, p. 174, 2015.

HERZOG, W. Skeletal Muscle Mechanics: Questions, Problems and Possible Solutions. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 98, set. 2017.

HONG, A. R.; KIM, S. W. Effects of Resistance Exercise on Bone Health. **Endocrinology and metabolism (Seoul, Korea)**, v. 33, n. 4, p. 435–444, dez. 2018.

HOPKINS, W. G. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 30, n. 1, p. 1–15, jul. 2000.

HUXLEY, A. F.; NIEDERGERKE, R. Structural Changes in Muscle during Contraction; Interference Microscopy of Living Muscle Fibres. **Nature**, v. 173, n. 4412, p. 971–973, maio 1954.

JOANISSE, S. et al. Recent Advances in Understanding Resistance Exercise Training-Induced Skeletal Muscle Hypertrophy in Humans. **F1000Research**, v. 9, 2020.

KAWAMA, R.; TAKAHASHI, K.; WAKAHARA, T. Effect of Hip Joint Position on Electromyographic Activity of the Individual Hamstring Muscles During Stiff-Leg Deadlift. **Journal of strength and conditioning research**, v. 35, n. Suppl 1, p. S38–S43, fev. 2021.

KAYANI, B. et al. Surgical Management of Chronic Incomplete Proximal Hamstring Avulsion Injuries. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 5, p. 1160–1167, 16 mar. 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/0363546520908819>>.

KELLIS, E. et al. Validity of architectural properties of the hamstring muscles: Correlation of ultrasound findings with cadaveric dissection. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 15, p. 2549–2554, 2009. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009004035>>.

KELLIS, E. et al. Architectural differences between the hamstring muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 4, p. 520–526, ago. 2012. Disponível em: <<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641112000624>>.

KENNEDY, W. L., J. H. WILMORE, and D. L. C. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. [s.l.] Barueri: Manole, 2001.

KIM, K.; CHA, Y.-J.; FELL, D. W. Differential effects of ankle position on isokinetic knee extensor and flexor strength gains during strength training. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 24, n. 3, p. 195–199, 22 ago. 2016. Disponível em: <<http://www.medra.org/servlet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/IES-160617>>.

KOOPMAN, R. et al. Increase in S6K1 phosphorylation in human skeletal muscle following resistance exercise occurs mainly in type II muscle fibers. **American Journal of Physiology - Endocrinology and Metabolism**, v. 290, n. 6, p. 1245–1253, 2006.

KRAEMER, W. J. et al. Changes in Hormonal Concentrations after Different Heavy-Resistance Exercise Protocols in Women. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 75, n. 2, p. 594–604, ago. 1993.

KRAEMER, W. J. et al. American College of Sports Medicine Position Stand. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 2, p. 364–380, fev. 2002.

KUEHNE, T. E. et al. An Examination of Changes in Muscle Thickness, Isometric Strength and Body Water throughout the Menstrual Cycle. **Clinical physiology and functional imaging**, v. 41, n. 2, p. 165–172, mar. 2021.

LESUER, D. A. et al. The Accuracy of Prediction Equations for Estimating 1-RM Performance in the Bench Press, Squat, and Deadlift. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 11, n. 4, 1997. Disponível em: <https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/1997/11000/The_Accuracy_of_Prediction_Equations_for.1.aspx>.

LEXELL, J. Human Aging, Muscle Mass, and Fiber Type Composition. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 50 Spec No, p. 11–16, nov. 1995.

LI, L. et al. The function of gastrocnemius as a knee flexor at selected knee and ankle angles. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 12, n. 5, p. 385–90, out. 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12223171>>.

LIMA, A. M. L. **Comparação eletromiográfica da flexão de joelhos na máquina e no slide**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://lume.ufrgs.br/handle/10183/174769>>.

LINKLATER, J. M. et al. Hamstring Injuries: Anatomy, Imaging, and Intervention. **Seminars in musculoskeletal radiology**, v. 14, n. 2, p. 131–161, jun. 2010.

LOVELL, R. et al. Hamstring Injury Prevention in Soccer: Before or after Training? **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 28, n. 2, p. 658–666, fev. 2018.

LUNNEN, J. D.; YACK, J.; LEVEAU, B. F. Relationship between Muscle Length, Muscle Activity, and Torque of the Hamstring Muscles. **Physical therapy**, v. 61, n. 2, p. 190–195, fev. 1981.

MAEO, S. et al. Greater Hamstrings Muscle Hypertrophy but Similar Damage Protection after Training at Long versus Short Muscle Lengths. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 53, n. 4, p. 825–837, 2021.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 6, n. 3, p. 159–168, 1996. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/1050641195000283>>.

MARCHETTI, P. H. et al. Different Knee and Ankle Positions Affect Force and Muscle Activation During Prone Leg Curl in Trained Subjects. **Journal of strength and**

conditioning research, ago. 2019.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em Eletromiografia. [s.d.]

MATTHIJSSE, P. C. et al. Ankle Angle Effects on Endurance Time, Median Frequency and Mean Power of Gastrocnemius EMG Power Spectrum: A Comparison between Individual and Group Analysis. **Ergonomics**, v. 30, n. 8, p. 1149–1159, ago. 1987.

MCALLISTER, M. J. et al. Muscle Activation During Various Hamstring Exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 6, p. 1573–1580, jun. 2014. Disponível em: <<https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201406000-00011>>.

MIAKI, H.; SOMEYA, F.; TACHINO, K. A comparison of electrical activity in the triceps surae at maximum isometric contraction with the knee and ankle at various angles. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 80, n. 3, p. 185–191, 1999.

MILLER, J. P.; CATLAW, K.; ANGELOPOULAS, C. Effect of ankle position on knee flexor and extensor torque. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 6, n. 2, p. 153–155, 1996.

MITCHELL, C. J. et al. Resistance Exercise Load Does Not Determine Training-Mediated Hypertrophic Gains in Young Men. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 113, n. 1, p. 71–77, jul. 2012.

MITCHELL, C. J. et al. Muscular and Systemic Correlates of Resistance Training-Induced Muscle Hypertrophy. **PloS one**, v. 8, n. 10, p. e78636, 2013.

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. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12243716>>.

MORITANI, T.; DEVRIES, H. A. Neural Factors versus Hypertrophy in the Time Course of Muscle Strength Gain. **American journal of physical medicine**, v. 58, n. 3, p. 115–130, jun. 1979.

MORTON, R. W. et al. Neither Load nor Systemic Hormones Determine Resistance Training-Mediated Hypertrophy or Strength Gains in Resistance-Trained Young Men. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 121, n. 1, p. 129–138, jul. 2016.

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, set. 2019.

MOSS, B. M. et al. Effects of Maximal Effort Strength Training with Different Loads on Dynamic Strength, Cross-Sectional Area, Load-Power and Load-Velocity Relationships. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 75, n. 3, p. 193–199, 1997.

NÓBREGA, S. R. et al. Effect of Resistance Training to Muscle Failure vs. Volitional Interruption at High- and Low-Intensities on Muscle Mass and Strength. **Journal of strength**

and conditioning research, v. 32, n. 1, p. 162–169, jan. 2018.

O'CONNOR, P. J.; HERRING, M. P.; CARAVALHO, A. Mental Health Benefits of Strength Training in Adults. **American Journal of Lifestyle Medicine**, v. 4, n. 5, p. 377–396, 7 maio 2010. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/1559827610368771>>.

OLIVER, G. D.; DOUGHERTY, C. P. Comparison of Hamstring and Gluteus Muscles Electromyographic Activity While Performing the Razor Curl vs. the Traditional Prone Hamstring Curl. **Journal of strength and conditioning research**, v. 23, n. 8, p. 2250–2255, nov. 2009.

ONISHI, H. et al. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 12, n. 5, p. 399–406, out. 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12223173>>.

ONO, T.; HIGASHIHARA, A.; FUKUBAYASHI, T. Hamstring Functions During Hip-Extension Exercise Assessed With Electromyography and Magnetic Resonance Imaging. **Research in Sports Medicine**, v. 19, n. 1, p. 42–52, 30 dez. 2010. Disponível em: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/15438627.2011.535769>>.

ONO, T.; HIGASHIHARA, A.; FUKUBAYASHI, T. Hamstring Functions during Hip-Extension Exercise Assessed with Electromyography and Magnetic Resonance Imaging. **Research in sports medicine (Print)**, v. 19, n. 1, p. 42–52, jan. 2011.

ONO, T.; OKUWAKI, T.; FUKUBAYASHI, T. Differences in Activation Patterns of Knee Flexor Muscles during Concentric and Eccentric Exercises. **Research in sports medicine (Print)**, v. 18, n. 3, p. 188–198, jul. 2010.

OPAR, D. A.; WILLIAMS, M. D.; SHIELD, A. J. Hamstring Strain Injuries. **Sports Medicine**, v. 42, n. 3, p. 209–226, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.2165/11594800-000000000-00000>>.

PEREIRA, G. R.; DE OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Isometric fatigue patterns in time and time-frequency domains of triceps surae muscle in different knee positions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 4, p. 572–578, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.010>>.

PETTE, D.; STARON, R. S. Cellular and molecular diversities of mammalian skeletal muscle fibers. **Reviews of physiology, biochemistry and pharmacology**, v. 116, p. 1–76, 1990.

PIERCY, K. L. et al. The Physical Activity Guidelines for Americans. **JAMA**, v. 320, n. 19, p. 2020–2028, nov. 2018.

RALSTON, G. W. et al. The Effect of Weekly Set Volume on Strength Gain: A Meta-Analysis. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 47, n. 12, p. 2585–2601, dez. 2017.

RASSIER, D. E.; MACINTOSH, B. R.; HERZOG, W. Length Dependence of Active Force Production in Skeletal Muscle. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 86, n. 5, p. 1445–1457, maio 1999.

ROBBINS, D. W. et al. The Effects of Load and Training Pattern on Acute Neuromuscular Responses in the Upper Body. **Journal of strength and conditioning research**, v. 24, n. 11, p. 2996–3007, nov. 2010.

ROBERTS, B. M.; NUCKOLS, G.; KRIEGER, J. W. Sex Differences in Resistance Training: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of strength and conditioning research**, v. 34, n. 5, p. 1448–1460, maio 2020.

ROGER, E., R. G. ESTON, and T. R. **Kinanthropometry and exercise physiology laboratory manual: tests, procedures and data**. [s.l.] Routledge, 2009.

ROMAN-LIU, D. The influence of confounding factors on the relationship between muscle contraction level and MF and MPF values of EMG signal: a review. **International Journal of Occupational Safety and Ergonomics**, v. 22, n. 1, p. 77–91, 2 jan. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/10803548.2015.1116817>>.

RUAS, C. V. et al. Test-Retest Reliability of Muscle Thickness, Echo-Intensity and Cross Sectional Area of Quadriceps and Hamstrings Muscle Groups Using B-mode Ultrasound. **International Journal of Kinesiology and Sports Science**, v. 5, n. 1, p. 35, 2017.

SALE, D. G. Neural Adaptation to Resistance Training. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 20, n. 5 Suppl, p. S135-45, out. 1988.

SALE, D.; MACDOUGALL, D. Specificity in Strength Training: A Review for the Coach and Athlete. **Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport**, v. 6, n. 2, p. 87–92, jun. 1981.

SANCHEZ, A. M. J. et al. The Role of AMP-Activated Protein Kinase in the Coordination of Skeletal Muscle Turnover and Energy Homeostasis. **American journal of physiology. Cell physiology**, v. 303, n. 5, p. C475-85, set. 2012.

SCHOENFELD, B. J. The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and Their Application to Resistance Training. **Journal of strength and conditioning research**, v. 24, n. 10, p. 2857–2872, out. 2010.

SCHOENFELD, B. J. Potential Mechanisms for a Role of Metabolic Stress in Hypertrophic Adaptations to Resistance Training. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 43, n. 3, p. 179–194, mar. 2013.

SCHOENFELD, B. J. et al. Regional Differences in Muscle Activation during Hamstrings Exercise. **Journal of strength and conditioning research**, v. 29, n. 1, p. 159–164, jan. 2015.

SCHOENFELD, B. J. et al. Muscular adaptations in low- versus high-load resistance training: A meta-analysis. **European Journal of Sport Science**, v. 16, n. 1, p. 1–10, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/17461391.2014.989922>>.

SCHOENFELD, B. J. et al. Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of strength and conditioning research**, v. 31, n. 12, p. 3508–3523, dez. 2017.

SCHROEDER, E. T. et al. Are Acute Post-Resistance Exercise Increases in Testosterone, Growth Hormone, and IGF-1 Necessary to Stimulate Skeletal Muscle Anabolism and Hypertrophy? **Medicine and science in sports and exercise**, v. 45, n. 11, p. 2044–2051, nov. 2013.

SCOTT, B. R. et al. Training Monitoring for Resistance Exercise: Theory and Applications. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 46, n. 5, p. 687–698, maio 2016.

SEYMORE, K. D. et al. The Effect of Nordic Hamstring Strength Training on Muscle Architecture, Stiffness, and Strength. **European journal of applied physiology**, v. 117, n. 5, p. 943–953, maio 2017.

SHEPHARD, R. J. PAR-Q, Canadian Home Fitness Test and exercise screening alternatives. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 5, n. 3, p. 185–95, mar. 1988. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3368685>>.

SUGA, T. et al. Intramuscular Metabolism during Low-Intensity Resistance Exercise with Blood Flow Restriction. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 106, n. 4, p. 1119–1124, abr. 2009.

VAN WESSEL, T. et al. The Muscle Fiber Type-Fiber Size Paradox: Hypertrophy or Oxidative Metabolism? **European journal of applied physiology**, v. 110, n. 4, p. 665–694, nov. 2010.

WEST, D. W. D. et al. Resistance Exercise-Induced Increases in Putative Anabolic Hormones Do Not Enhance Muscle Protein Synthesis or Intracellular Signalling in Young Men. **The Journal of physiology**, v. 587, n. Pt 21, p. 5239–5247, nov. 2009.

WEST, D. W. D.; PHILLIPS, S. M. Associations of Exercise-Induced Hormone Profiles and Gains in Strength and Hypertrophy in a Large Cohort after Weight Training. **European journal of applied physiology**, v. 112, n. 7, p. 2693–2702, jul. 2012.

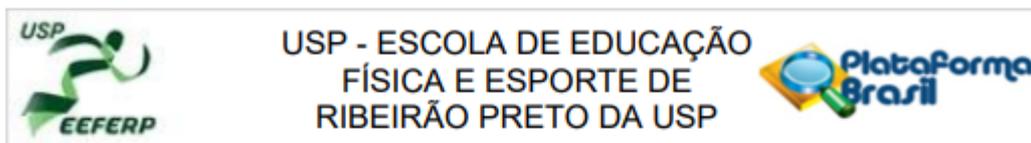
WOLFE, R. R. The Underappreciated Role of Muscle in Health and Disease. **The American journal of clinical nutrition**, v. 84, n. 3, p. 475–482, set. 2006.

WORRELL, T. W. et al. Influence of Joint Position on Electromyographic and Torque Generation During Maximal Voluntary Isometric Contractions of the Hamstrings and Gluteus Maximus Muscles. In: **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. [s.l: s.n.]31p. 730–740.

YANAGISAWA, O.; FUKUTANI, A. Muscle Recruitment Pattern of the Hamstring Muscles in Hip Extension and Knee Flexion Exercises. **Journal of human kinetics**, v. 72, p. 51–59, mar. 2020.

ZEBIS, M. K. et al. Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: An EMG study with rehabilitation implications. **British Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 18, p. 1192–1198, 2013.

11. ANEXO A – Aprovação do comitê de ética e pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: _Efeito da posição de tornozelo sobre a atividade eletromiográfica e a hipertrofia dos músculos flexores de joelho durante o exercício mesa flexora

Pesquisador: GABRIELA MARQUES CADEO

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 31406620.0.0000.5659

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.062.849

Apresentação do Projeto:

Vide parecer anterior.

Objetivo da Pesquisa:

Vide parecer anterior.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Vide parecer anterior.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Vide parecer anterior.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Vide parecer anterior.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto encontra-se APROVADO para execução. Pedimos atenção aos seguintes itens:

1) Eventuais emendas (modificações) ao protocolo devem ser apresentadas, com justificativa, ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada. Neste caso, o

Endereço: Avenida Bandeirantes, 3900

Bairro: VILA MONTE ALEGRE

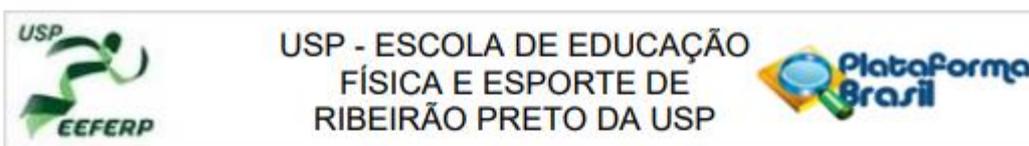
CEP: 14.040-907

UF: SP

Município: RIBEIRAO PRETO

Telefone: (16)3315-0494

E-mail: cep90@usp.br



Continuação do Parecer: 4.062.849

pesquisador deve aguardar nova aprovação do CEP para realizar os procedimentos de acordo com as mudanças solicitadas;

2) Sobre o TCLE: caso o termo tenha DUAS páginas ou mais, lembramos que no momento da sua assinatura, tanto o participante da pesquisa (ou seu representante legal) quanto o pesquisador responsável deverão RUBRICAR todas as folhas, colocando as assinaturas na última página;

3) GARANTIR QUE NOS MOMENTOS DE ATIVIDADE FÍSICA SEMPRE HAJA PELO MENOS UM MEMBRO DA EQUIPE DE PESQUISA EM CONTATO COM O PARTICIPANTE APTO A PRESTAR OS SOCORROS DE URGÊNCIA, INCLUSIVE MASSAGEM CARDÍACA E USO DO DEA, CASO

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1387870.pdf	30/05/2020 11:42:41		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Corrigido_GabrielaCadeo_2020.pdf	30/05/2020 11:42:12	GABRIELA MARQUES CADEO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Comite1_NovoProjeto_GabrielaCadeo_2020.pdf	30/05/2020 11:41:54	GABRIELA MARQUES CADEO	Aceito
Folha de Rosto	FolhaDeRosto_Gabriela_Cadeo_Assinado.pdf	27/04/2020 15:12:52	GABRIELA MARQUES CADEO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

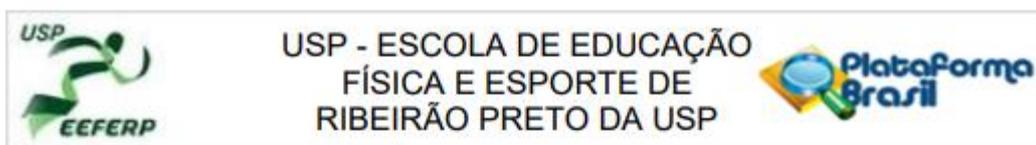
Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIBEIRAO PRETO, 01 de Junho de 2020

Assinado por:
Carlos Roberto Bueno Júnior
(Coordenador(a))

Endereço: Avenida Bandeirantes, 3900
Bairro: VILA MONTE ALEGRE CEP: 14.040-907
UF: SP Município: RIBEIRAO PRETO
Telefone: (16)3315-0494 E-mail: cep90@usp.br



Continuação do Parecer: 4.062.849

Endereço: Avenida Bandeirantes, 3900
Bairro: VILA MONTE ALEGRE **CEP:** 14.040-907
UF: SP **Município:** RIBEIRAO PRETO
Telefone: (16)3315-0494 **E-mail:** cep90@usp.br

12. ANEXO B – Questionário PAR-Q

Questionário PAR-Q (ANDREAZZI et al., 2016).

<p>Este questionário tem 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:</p>
<p>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</p>
<p>2) Você sente dores no peito quando pratica atividade física? () sim () não</p>
<p>3) No último mês, você sentiu dores no peito quando pratica atividade física? () sim () não</p>
<p>4) Você apresenta desequilíbrio devido a tontura e/ou perda de consciência? () sim () não</p>
<p>5) Você possui algum problema ósseo ou articular que poderia ser piorado pela atividade física? () sim () não</p>
<p>6) Você toma atualmente algum medicamento para pressão arterial e/ou problema de coração? () sim () não</p>
<p>7) Sabe de alguma outra razão pela qual você não deve praticar atividade física? () sim () não</p>
<p>Data, nome completo e assinatura: _____</p>

13. ANEXO C - Questionário de Baecke

Questionário de Baecke para adultos Brasileiros (FLORINDO; LATORRE, 2003).

QUADRO 1 Questionário de atividade física habitual					
Por favor, circule a resposta apropriada para cada questão pensando nos últimos 12 meses:					
1. Você pratica ou praticou esporte ou exercício físico nos últimos 12 meses: sim/não					
Qual esporte ou exercício físico você pratica ou praticou mais frequentemente?					
- quantas horas por semana?	<input type="text"/>				
- quantos meses por ano?	<input type="text"/>				
Se você faz ou fez um segundo esporte ou exercício físico, qual o tipo?	<input type="text"/>				
- quantas horas por semana?	<input type="text"/>				
- quantos meses por ano?	<input type="text"/>				
2. Em comparação com outros da minha idade, eu penso que minha atividade física durante as horas de lazer é: muito maior/maior/a mesma/menor/muito menor	5	4	3	2	1
3. Durante as horas de lazer eu sou: muito freqüentemente/freqüentemente/algumas vezes/raramente/nunca	5	4	3	2	1
4. Durante as horas de lazer eu pratico esporte ou exercício físico: nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito freqüentemente	1	2	3	4	5
5. Durante as horas de lazer eu vejo televisão: nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito freqüentemente	1	2	3	4	5
6. Durante as horas de lazer eu ando: nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito freqüentemente	1	2	3	4	5
7. Durante as horas de lazer eu ando de bicicleta: nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito freqüentemente	1	2	3	4	5
8. Durante quantos minutos por dia você anda a pé ou de bicicleta indo e voltando do trabalho, escola ou compras? < 5/5-15/16-30/31-45/> 45	1	2	3	4	5
Total em minutos					<input type="text"/>

14. ANEXO D - Fórmulas para cálculo do questionário Baecke

Fórmulas para cálculo dos escores do questionário Baecke (FLORINDO; LATORRE,2003)

QUADRO 2 Fórmulas para cálculo dos escores do questionário Baecke de AFH
Exercícios físicos no lazer (EFL)
Cálculo da primeira questão referente à prática de esportes/exercícios físicos:
<ul style="list-style-type: none"> • Intensidade (tipo de modalidade) = 0,76 para modalidades com gasto energético leve ou 1,26 para modalidades com gasto energético moderado ou 1,76 para modalidades com gasto energético vigoroso (determinado pela resposta do tipo de modalidade: o gasto energético da modalidade deve ser conferido no compêndio de atividades físicas de Ainsworth¹³⁾) • Tempo (horas por semana) = 0,5 para menos de uma hora por semana ou 1,5 entre maior que uma hora e menor que duas horas por semana ou 2,5 para maior que duas horas e menor que três horas por semana ou 3,5 para maior que três e até quatro horas por semana ou 4,5 para maior que quatro horas por semana (determinado pela resposta das horas por semana de prática) • Proporção (meses por ano) = 0,04 para menor que um mês ou 0,17 entre um e três meses ou 0,42 entre quatro e seis meses ou 0,67 entre sete e nove meses ou 0,92 para maior que nove meses (determinado pela resposta dos meses por ano de prática)
<p style="text-align: center;">Para o cálculo do escore desta questão, os valores devem ser multiplicados e somados: Modalidade 1 = (Intensidade*Tempo*Proporção) + Modalidade 2 = (Intensidade*Tempo*Proporção) Para o valor final, será estipulado um escore de acordo com os valores obtidos na fórmula: 0 (sem exercício físico) = 1/entre 0,01 até < 4 = 2/entre 4 até < 8 = 3/entre 8 até < 12 = 4/≥ 12,00 = 5</p>
<p>Os escores das questões dois a quatro serão obtidos de acordo com as respostas das escalas de Likert O escore final de EFL deverá ser obtido de acordo com a fórmula especificada abaixo:</p>
$\text{Escore de EFL} = \frac{\text{questão 1} + \text{questão 2} + \text{questão 3} + \text{questão 4}}{4}$
Atividades físicas de lazer e locomoção (ALL)
<p>Os escores das questões cinco a oito serão obtidos de acordo com as respostas das escalas de Likert O escore final de ALL deverá ser obtido de acordo com a fórmula especificada abaixo:</p>
$\text{Escore de ALL} = \frac{(6 - \text{questão 5}) + \text{questão 6} + \text{questão 7} + \text{questão 8}}{4}$
Escore total (ET) = EFL + ALL

15. APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado (a) para participar do estudo intitulado “Efeito da posição de tornozelo sobre a atividade eletromiográfica e a hipertrofia dos músculos flexores de joelho durante o exercício mesa flexora”. O treinamento de força é hoje o método mais utilizado para aumentar o trabalho imposto aos músculos esqueléticos por desencadearem diversos benefícios à saúde, sobretudo, o aumento da força e da resistência muscular. Além disso, sendo também um fator de extrema relevância para o desenvolvimento da hipertrofia muscular. A hipertrofia pode ser atribuída a uma intensidade adequada de treinamento e tensão muscular. Os exercícios utilizados nesse tipo de treinamento são denominados exercícios contra-resistência, e também são conhecidos como musculação, sendo muito praticados nas academias. O efeito do treinamento contra-resistência depende do tipo de exercício utilizado, da forma de execução, e, principalmente, um nível adequado de intensidade e tensão muscular. Um dos aspectos mais importantes na elaboração de um treino contra-resistência é a escolha de exercícios que realmente estimulem de forma máxima o músculo que se deseja treinar. Além disso, é importante que o praticante seja orientado sobre a forma de execução que mais estimule o músculo pretendido. O objetivo deste estudo é analisar a atividade elétrica muscular e hipertrofia nos músculos flexores de joelho no exercício mesa flexora quando o tornozelo está em diferentes posições (estendido ou flexionado).

Para isso, alguns testes e avaliações serão feitos na sala de musculação da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP). Antes de iniciar qualquer atividade do presente estudo, você deverá responder a um formulário simples denominado PAR-Q com o objetivo de avaliar possíveis riscos a execução da prática de exercícios físicos. E também Questionário de Baecke com objetivo de analisar o seu nível de atividade física.

Caso você responda positivamente para algum item do formulário PAR-Q, será orientado e exigido um atestado médico que o libere para a prática de exercício físico que será realizado no presente estudo. No protocolo de treinamento do projeto, você deverá realizar o seguinte exercício: flexão de joelho na mesa flexora (posterior de coxa) de forma unilateral (apenas com uma perna) nas condições com flexão plantar de tornozelo (tornozelo estendido) e dorsiflexão de tornozelo (tornozelo flexionado). E você participará do grupo treinado ou grupo destreinado, isso dependerá do seu nível de experiência com o treinamento contra-

resistência. Se você se encaixar no grupo treinado, você participará de um protocolo de treinamento de duração de 10 semanas com frequência semanal de duas vezes. Cada sessão deste protocolo de treinamento corresponderá a 4 séries de repetições máximas buscando a falha do músculo (correspondendo a 70% do peso encontrado no teste de repetições máximas) do exercício proposto de acordo com as condições orientadas e terá como duração 30 minutos. O descanso entre as séries será de 90 segundos. Durante esta sessão cada perna (direita ou esquerda) realizará uma condição (tornozelo estendido ou flexionado) proposta de maneira fixa. Ou seja, durante o protocolo inteiro as pernas realizarão apenas uma condição cada.

A primeira visita será para familiarização das avaliações propostas neste projeto e familiarização com o exercício mesa flexora. Além disso, será realizado o teste de dez repetições máximas (10 RM) na mesa flexora. Você receberá instruções de como realizar o exercício até identificarmos o peso que você consiga realizar 10 repetições máximas. Em no máximo 3 tentativas. Também será analisado o torque articular de flexor de joelho no aparelho isocinético. Você realizará força máxima, durante 3 tentativas de duração de 5 segundos e com intervalo de 90 segundos. Neste mesmo dia também será realizada avaliação da eletromiografia (EMG), onde eletrodos de superfície (um tipo de adesivo) serão colocados sobre a região posterior de sua coxa e panturrilhas para medir a ativação destes músculos. A área de colocação do eletrodo será raspada com lâmina de barbear descartável e limpada com algodão e álcool para facilitar a captação da atividade elétrica muscular. Além disso também será realizada avaliação da espessura muscular através de Ultrassom de imagem. Você deverá ficar deitado em uma maca de barriga para baixo. O avaliador passará gel em um transdutor e o passará em sua pele, para conseguir encontrar onde está posicionado o músculo que ele irá avaliar. O tempo de coleta nesta primeira visita será de aproximadamente 60 minutos.

Na semana seguinte (após 5 a 7 dias) em relação ao primeiro dia de visita, se você for selecionado para o grupo treinado, você comparecerá na sala de musculação EEFERP-USP durante 20 sessões. Duas sessões por semana durante 10 semanas. Nestas sessões você realizará o protocolo de treinamento descrito anteriormente. A duração de cada sessão será de aproximadamente 30 minutos. Durante as sessões não há colocação de eletrodos para avaliar a atividade muscular. Após o final do protocolo de treinamento, o grupo treinado retornará, com no mínimo, 72h após a última sessão de treinamento até o Laboratório de Cineantropometria e Desempenho Humano (LACIDH) na EEFERP-USP. Nesta visita se realizará novamente as avaliações propostas no protocolo experimental deste projeto. Dessa forma os pesquisadores necessitarão da sua presença durante 2 dias se você for selecionado para o grupo destreinado e

durante 12 semanas se você for selecionado para o grupo treinado. Em todo o tempo de coleta você deverá seguir as instruções oferecidas pelos pesquisadores responsáveis pelo estudo. É de extrema importância o total comprometimento com as presenças necessárias durante as coletas, pois sua falta alterará o resultado do projeto.

Os riscos previsíveis para participação nesta pesquisa são aqueles inerentes à prática de musculação como dor muscular e lesões musculoesqueléticas devido ao treinamento contra-resistência. Além disso, você poderá sentir algum desconforto na pele durante os procedimentos de fixação e retirada dos eletrodos. Durante todo experimento, um avaliador permanecerá ao seu lado para acompanhar a execução correta dos exercícios e auxiliá-lo caso tenha alguma dificuldade. Como benefício você terá conhecimento sobre a carga necessária para 10 repetições máximas nos exercícios executados, podendo usar esse valor para seus treinos no dia a dia, além de aprender a correta execução de movimento no exercício mesa flexora. Adicionalmente, espera-se identificar os exercícios que melhor estimulem os músculos analisados, e com isso, fornecer informações que auxiliem na elaboração de programas de exercícios mais específicos para o treinamento dos músculos flexores de joelho. Você terá direito a indenização conforme as leis vigentes no país caso ocorra eventual dano decorrente de sua participação na pesquisa. Além disso, a qualquer momento você poderá pedir para interromper a participação no experimento sem que isso lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização.

A sua participação não é obrigatória. Garantimos que as informações obtidas nessa pesquisa não serão de maneira alguma associadas à sua identidade. Pela sua participação você não receberá qualquer valor em dinheiro e não terá nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo. As despesas com transporte serão ressarcidas, caso seja necessário. Se você concordar em participar do estudo deverá assinar este documento de consentimento.

Eu, _____

, declaro que estou devidamente esclarecido sobre os procedimentos envolvidos no estudo intitulado “Efeito de diferentes posições de quadril e tornozelo durante a flexão de joelho sobre parâmetros de atividade e dano muscular” e aceito participar desta pesquisa. Fui informado que os dados do estudo serão utilizados para fins científicos e que minha identidade será mantida em segredo. Sei que não sou obrigado a participar do estudo, que não terei nenhum prejuízo caso não queira participar e que terei liberdade em retirar meu consentimento a qualquer momento. Estou recebendo uma via deste termo de consentimento. Poderei me informar sobre o andamento do estudo na Escola de Educação Física e Esporte

de Ribeirão Preto e sobre dúvidas relacionadas à ética da pesquisa no Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto. Telefone para contato com os pesquisadores: (16) 992248400; (16) 3315-0345. Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto: (16) 3315-0494.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 2020.

Assinatura do Participante

Prof. Gabriela Marques Cadeo
Pesquisador Responsável

Prof. Dr. Matheus Machado Gomes
Orientador

16. APÊNDICE B – Médias e desvios-padrão dos valores de RMS normalizado (%) da atividade eletromiográfica dos grupos treinado e não treinado para os músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral.

Grupo Treinado		Dorsiflexão			
Atividade mioelétrica normalizada (%)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	70,43	92,71	64,87	37,08
	2	100,88	88,58	38,30	58,31
	3	134,82	109,84	53,96	40,84
	4	102,18	71,63	64,08	36,99
	5	94,79	107,53	56,54	79,86
	6	81,91	46,45	49,80	32,88
	7	167,19	63,33	54,85	49,67
	8	147,52	99,97		80,28
	9	50,70	53,88	76,71	107,58
	10	63,16	55,85		
	11	172,86	88,07	65,00	60,81
	12	92,04	51,10	25,02	16,63
	Média	106,54	77,41	54,91	54,63
	DP	40,30	23,04	14,75	26,27

Grupo Treinado		Flexão Plantar			
Atividade mioelétrica normalizada (%)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	75,67	101,12	53,23	43,97
	2	103,58	146,10	40,96	47,98
	3	108,04	96,81	44,33	54,83
	4	114,36	66,81	50,97	65,23
	5	132,81	68,04	105,71	58,18
	6	53,05	66,68	54,88	57,04
	7	95,79	91,10	60,36	70,84
	8	146,49	138,83		
	9	54,23	80,36	59,56	65,92
	10	113,70	83,70	71,75	
	11	108,59		92,91	46,01
	12	75,86	122,38	45,99	55,28
	Média	98,51	96,54	61,88	56,53
	DP	29,00	28,24	20,57	8,93

		Grupo Não treinado			
		Dorsiflexão			
Atividade mioelétrica normalizada (%)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	81,57	65,68	55,17	
	2	97,76	70,78	65,29	73,15
	3	74,61	95,50		122,41
	4	135,55	121,92	144,45	57,93
	5	132,39	112,60	85,46	69,63
	6	100,04	166,86	112,58	107,20
	7	92,19	109,84	60,25	35,40
	8	86,12	132,52	175,56	94,23
	9	100,03	77,65		47,29
	10	120,41	96,76	92,81	62,90
	11	126,19	119,54	239,19	26,44
	12	95,21	93,76	71,69	89,14
	13	61,90	48,91	33,33	43,44
	Média	100,31	100,95	103,25	69,10
	DP	22,60	31,42	61,16	29,54

		Grupo Não treinado			
		Flexão Plantar			
Atividade mioelétrica normalizada (%)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	79,67	75,48	50,38	115,20
	2	95,72	90,95	64,48	91,30
	3	89,68	52,75	95,49	181,25
	4	107,78	106,83	84,04	76,94
	5	86,88	125,21	83,11	74,45
	6	63,05	114,88	116,61	66,70
	7	174,41	122,99	60,19	51,42
	8	77,69	91,45	87,31	55,77
	9	141,72	124,92	65,09	185,94
	10	164,39	131,21	82,98	80,95
	11	108,32	122,63	60,27	64,95
	12	95,53	79,32	105,20	162,98
	13	67,69	91,81	31,41	51,62
	Média	104,04	102,34	75,89	96,88
	DP	35,33	24,07	23,39	48,88

17. APÊNDICE C – Médias e desvios-padrão dos valores da frequência mediana (Hz) do sinal eletromiográfico dos grupos treinado e não treinado para os músculos bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnêmio medial e gastrocnêmio lateral.

Grupo Treinado		Dorsiflexão			
Frequência mediana (Hz)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	85,94	76,17	115,23	125,00
	2	68,36	66,41	132,81	74,22
	3	68,36	70,31	167,97	103,52
	4	80,08	91,80	166,02	103,52
	5	56,64	64,45	89,84	74,22
	6	74,22	121,09	128,91	83,98
	7	78,13		193,36	109,38
	8	72,27	60,55	140,63	91,80
	9	62,50	58,59	111,33	87,89
	10	56,64	54,69	87,89	107,42
	11	60,55	72,27	66,41	66,41
	12	70,31	78,13	126,95	111,33
	Média	69,50	74,04	127,28	94,89
	DP	9,29	18,74	36,67	17,93

Grupo Treinado		Flexão Plantar			
Frequência mediana (Hz)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	78,13	62,50	179,69	195,31
	2	72,27	64,45	152,34	93,75
	3	72,27	66,41	134,77	99,61
	4	72,27	115,23	185,55	175,78
	5	64,45	66,41	115,23	117,19
	6	76,17	80,08	134,77	154,30
	7		82,03	234,38	201,17
	8	68,36	60,55	185,55	142,58
	9	52,73	46,88	171,88	121,09
	10	58,59	56,64	144,53	175,78
	11	66,41	64,45	177,73	80,08
	12	82,03	82,03	181,64	136,72
	Média	69,43	70,64	166,51	141,11
	DP	8,58	17,52	31,93	40,23

Grupo Não treinado		Dorsiflexão			
Frequência mediana (Hz)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1	105,47	111,33	173,83	
	2	64,45	99,61	132,81	101,56
	3	68,36	93,75	78,13	138,67
	4	64,45	60,55	27,34	128,91
	5	107,40	99,50	118,51	58,16
	6	56,64	52,73	167,97	89,84
	7	68,36	62,50	154,30	99,61
	8	72,27	64,45	115,23	185,55
	9	95,70	82,03	62,50	164,06
	10	68,36	54,69	201,17	142,58
	11	48,83	60,55	64,45	130,86
	12	62,50	80,08	134,77	171,88
	13	103,52	113,28	128,91	146,48
	Média	75,87	79,62	119,99	129,85
	DP	19,90	21,86	50,15	36,94

Grupo Não treinado		Flexão Plantar			
Frequência mediana (Hz)	Participante	Bíceps femoral	Semitendinoso	Gastrocnêmio medial	Gastrocnêmio lateral
	1			221,61	71,67
	2	66,41	70,31	138,67	105,47
	3	68,36	89,84	179,69	148,44
	4	66,41	64,45	158,20	160,16
	5	85,95	55,07	155,50	53,20
	6	64,45	66,41	183,59	95,70
	7	66,41	80,08	197,27	154,30
	8		64,45	187,50	140,63
	9	80,08	42,97	148,44	33,20
	10	56,64	52,73	125,00	150,39
	11	44,92	54,69	125,00	109,38
	12	72,27	93,75	134,77	83,98
	13	89,84	72,27	138,67	85,94
	Média	69,25	67,25	161,07	107,11
	DP	12,76	15,18	30,31	41,32

18. APÊNDICE D – Médias e desvios-padrão dos valores da espessura muscular do bíceps femoral cabeça longa do grupo treinado, nos momentos pré e pós-intervenção.

Grupo Treinado				
Participante	Pré Intervenção		Pós Intervenção	
	Dorsiflexão	Flexão Plantar	Dorsiflexão	Flexão Plantar
1	29,30	26,79	32,07	35,83
2	27,81	28,03	31,07	36,94
3	28,01	29,85	33,33	32,33
4	28,86	29,13	27,28	27,28
5	31,87	27,19	31,67	27,98
6	33,91	35,47	40,20	40,17
7	25,08	31,60	27,77	27,29
8	24,96	30,32	30,26	31,48
9	21,18	21,17	25,96	19,85
Média	27,89	28,84	31,07	31,02
DP	3,82	3,89	4,21	6,18

19. APÊNDICE E – Médias e desvios-padrão dos valores do pico torque de flexão de joelho do grupo treinado, nos momentos pré e pós-intervenção.

Grupo Treinado		Pré Intervenção		Pós Intervenção	
Pico de torque (N.m)	Participante	Dorsiflexão	Flexão Plantar	Dorsiflexão	Flexão Plantar
		1	72,60	73,60	88,60
	2	50,40	56,90	63,00	60,00
	3	69,90	93,90	83,10	110,90
	4	62,90	67,50	84,90	70,30
	5	119,20	92,20	115,50	120,70
	6	127,10	127,80	147,80	137,30
	7	108,80	77,10	97,90	78,00
	8	50,90	71,80	65,90	44,80
	9	84,00	89,40	91,30	101,20
	Média	82,87	83,36	93,11	87,32
	DP	28,94	20,68	25,87	31,42

20. APÊNDICE F – Médias e desvios-padrão dos valores do volume totalmente de treinamento do grupo treinado, após completar 20 sessões de treino.

Grupo Treinado		
Participante	Volume total de treino (kg)	
	Dorsiflexão	Flexão Plantar
1	11490,00	13265,00
2	8540,50	6684,50
3	11542,50	9502,50
4	13075,00	10586,00
5	15970,00	15367,50
6	19868,50	17063,00
7	16465,00	13175,00
8	13354,00	10273,00
9	6780,00	5380,00
Média	13009,50	11255,17
DP	4.048,36	3.844,81

Data: 14/09/2021



ASSINATURA DO ALUNO
Gabriela Marques Cadeo



ASSINATURA DO ORIENTADOR
Prof. Dr. Matheus Machado Gomes