

MARINA GURGEL SIMÕES

**EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA COM DIFERENTES AMPLITUDES DE
MOVIMENTO NO TORQUE MÁXIMO ISOMÉTRICO EM DIFERENTES ÂNGULOS
ARTICULARES**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2020

MARINA GURGEL SIMÕES

**EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA COM DIFERENTES AMPLITUDES DE
MOVIMENTO NO TORQUE MÁXIMO ISOMÉTRICO EM DIFERENTES ÂNGULOS
ARTICULARES**

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

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Coorientador: Prof. Dr. Rodrigo César Ribeiro Diniz

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2020

S593e Simões, Marina Gurgel
2020 Efeito do treinamento de força com diferentes amplitudes de movimento no torque máximo isométrico em diferentes ângulos articulares. [manuscrito] / Marina Gurgel Simões – 2020.
58 f., enc.: il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas
Coorientador: Rodrigo César Ribeiro ~~Diniz~~

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 50-53

1. Biomecânica – Teses. 2. Força muscular – Teses. 3. Articulações – amplitude do movimento – Teses. 4. Torque – Teses. I. Chagas, Mauro Heleno. II. Diniz, Rodrigo César Ribeiro. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.8

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: nº 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO ESPORTE

FOLHA DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO
MARINA GURGEL SIMÕES

A dissertação intitulada "EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA COM DIFERENTES AMPLITUDES DE MOVIMENTO NO TORQUE MÁXIMO ISOMÉTRICO EM DIFERENTES ÂNGULOS ARTICULARES", de autoria da discente Marina Gurgel Simões, foi defendida em 30 de outubro de 2020, por meio de videoconferência, junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte (PPGCE) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). A dissertação foi submetida à banca examinadora composta pelos professores listados abaixo, tendo sido aprovada por todos os membros da banca.

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (orientador) – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Prof. Dr. Rodrigo Cesar Ribeiro Diniz (coorientador) – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Prof. Dr. Fernando Vitor Lima – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Profa. Dra. Jacielle Carolina Ferreira – Universidade Federal de Mato Grosso (UFMT)

Belo Horizonte, 20 de julho de 2021.

PROF. DR. SAMUEL PENNA WANNER
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte



Documento assinado eletronicamente por Samuel Penna Wanner, Coordenador(a) de curso de pós-graduação, em 20/07/2021, às 15:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador 0847673 e o código CRC CEAEB231.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente a Deus por me iluminar e guiar durante toda essa jornada.

Aos meus pais, Marilene e Glauco, pelo amor, admiração e apoio incondicional. Agradeço ao meu esposo Thiago, aos meus irmãos Cláudio, Guilherme e Cristina pelo apoio e paciência em um período de tantas variações emocionais. Aos diversos amigos e familiares que também me incentivaram durante meu mestrado.

Ao Gustavo Pedrosa por compartilharem comigo a coleta dos dados e por auxiliar desde a elaboração do projeto, até a finalização da dissertação. A todas as pessoas que nos ajudaram nas coletas, em especial ao Mariano, Stayce, Leticia, Gabriel Rocha e a todos as voluntárias que participaram da pesquisa. Sem vocês não seria possível desenvolver esse estudo.

Agradeço a todos os colegas do LAMUSC, fundamentais em todo o processo deste trabalho, em especial ao Lucas, que sempre foi um exemplo a ser seguido e a Gisele, que mesmo de longe sempre se fez presente. Agradeço aos meus amigos e colegas de mestrado Mateus, Rodrigo e Daniel pelos anos de convivência e por todo ensinamento e auxílio neste caminho acadêmico.

Ao professor, coorientador e amigo Rodrigo “Cachaça” por tudo!!! Pela disponibilidade, paciência, ensinamentos, incentivo, por sempre acreditar no meu potencial e por não ter me deixado desistir. Você foi essencial na realização desse trabalho.

E finalmente ao meu orientador, professor Mauro Heleno Chagas pelo voto de confiança apesar de todas as minhas limitações, pela impagável contribuição à minha vida profissional, pelo exemplo de ser humano, de ética e qualidade profissional. Desejo de todo meu coração, muita saúde e prosperidade a você e toda sua família.

E a todos que de alguma forma contribuíram para a elaboração desse trabalho.

RESUMO

A manipulação da amplitude de movimento (ADM) no treinamento de força parece influenciar no torque máximo isométrico. Assim, o presente estudo objetiva comparar a alteração de desempenho no teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em diferentes ângulos articulares entre e intra grupos realizados em diferentes faixas de ADM, após 12 semanas de treinamento no aparelho banco extensor de joelhos. Para isso, 32 mulheres sedentárias entre 18 a 30 anos foram distribuídas igualmente entre um grupo controle e três grupos de treinamento. As voluntárias dos grupos de treinamento realizaram 3 vezes por semana protocolos constituídos de 3-6 séries de 7 repetições a 60% do desempenho no teste de uma repetição máxima (1RM), com duração da repetição de 4s e pausa de 180s. A principal diferença entre os protocolos de treinamento foi a faixa de ADM percorrida. O primeiro grupo percorreu a amplitude de movimento parcial inicial (API) delimitada pelos ângulos entre 100° e 65° de flexão de joelho (0° = joelho estendido). O segundo grupo percorreu a amplitude de movimento parcial final (APF) delimitada pelos ângulos entre 65° e 30° de flexão de joelho. O terceiro grupo percorreu a amplitude de movimento completa (ACO) delimitada pelos ângulos entre 100° e 30° de flexão de joelho. Antes e após iniciarem o treinamento foram realizados testes de CIVM nos ângulos de 30°, 65° e 100° de flexão de joelho e a mudança relativa no desempenho nestes testes foi usada para comparação entre os grupos. Os resultados da comparação em cada ângulo demonstraram que os grupos ACO, API e APF apresentaram maior alteração relativa no desempenho no teste de CIVM nos ângulos de 100° e 65°. Além disso, o grupo API apresentou maior alteração relativa que os grupos ACO e APF no ângulo 100°. No ângulo de 30°, somente o grupo APF apresentou maior alteração relativa comparada aos demais grupos (ACO, API e Controle). Adicionalmente, na comparação entre ângulos dentro de cada grupo, os grupos API e APF apresentaram aumento do torque máximo isométrico específico aos ângulos treinados e, os grupos ACO e o grupo Controle não apresentaram diferenças na variação do desempenho nos testes de CIVM entre os ângulos investigados. De forma geral, foi observado um aumento de torque máximo isométrico coerente com as faixas de ADM treinadas, independente se eram parciais ou ADM completa.

Palavras chave: Amplitude de Movimento. Comprimento Muscular. Torque isométrico máximo. Especificidade angular.

ABSTRACT

The range of motion (ROM) manipulation can influence the performance of maximum isometric torque. Thus, the present study aims to compare the change in performance in the maximum voluntary isometric contraction test (MVC) at different joint angles between and within groups performed in different ROM after 12 weeks of knee extensors training. For this, 32 sedentary women between 18 and 30 years old were distributed equally between a control group and three training groups. The volunteers in the training groups performed training protocols 3 times a week consisting of 3-6 sets of 7 repetitions at 60% of the performance in the test of a maximum repetition (1RM), with duration of the repetition of 4s and pause 180s. The only difference between the training protocols was the ROM covered. The first group covered an initial partial range of motion (API) delimited by angles 100° and 65° of knee flexion (0° = extended knee). The second group covered a final partial range of motion (APF) delimited by angles 65° and 30° of knee flexion, The third group covered the complete range of motion (ACO) delimited by angles 100° and 30° of knee flexion. Before and after starting training, MVC tests were performed at angles of 30°, 65° and 100° of knee flexion and relative change in the convenient performance was used for comparison between the groups. The results of the comparison in each angle showed that the groups ACO, API and APF independent the greatest change in performance in the MVC test at the angles of 100° and 65°. In addition, the API group presented a greater relative change than the ACO and APF groups at an angle of 100°. At the 30° angle, only the APF group presented a greater relative change compared to the other groups (ACO, API and Control). Additionally, when comparing angles within each group, the API and APF groups showed an increase in the maximum isometric torque specific to the trained angles and the ACO groups and the Control group showed no differences in the variation of performance in the MVC tests between the investigated angles. In general, an increase in maximum isometric torque consistent with the trained ROM was observed, regardless of whether they were partial or complete ROM.

Keywords: Range of Motion. Muscle Length. Maximum isometric strength. Angular specificity.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	-	Representação esquemática do desenho experimental do estudo.....	21
Figura 2	-	Ângulos percorridos nos protocolos ACO, API e APF.....	23
Figura 3	-	Ilustração do aparelho banco extensor.....	26
Figura 4	-	Potenciômetro afixado no eixo de rotação (A), célula de carga conectada em série com o suporte para anilhas (B) e cinto de segurança (C).....	27
Figura 5	-	Fixação da célula de carga e goniômetro para medir a resistência fornecida pelo aparelho em cada ângulo de cada ajuste.....	28
Figura 6	-	“Macaco mecânico” e acessório de madeira no ângulo de 65° (A), ângulo de 30° (B) e ângulo de 100° (C).....	30
Figura 7	-	Macaco mecânico e espelho no ângulo de 65° (A), anteparo para auxílio na determinação da amplitude de movimento durante o treinamento e prolongamento metálico (B).....	31
Figura 8	-	Anteparos utilizados e marcações no cabo de aço e chão.....	32
Gráfico 1	-	Análise descritiva e inferencial intragrupos da relação torque-ângulo concêntricos e excêntricos dos protocolos de treinamento com diferentes faixas de ADM.....	39
Gráfico 2	-	Análise descritiva e inferencial da alteração relativa do desempenho nos testes de CIVM em diferentes ângulos articulares.....	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Caracterização da amostra.....	24
Tabela 2	- Confiabilidade dos desempenhos nos testes de CIVM.....	34

LISTA DE ABREVIATURAS

1RM	- Uma repetição máxima
ADM	- Amplitude de Movimento
ACO	- Amplitude de Movimento Completa
API	- Amplitude de Movimento Parcial Inicial
APF	- Amplitude de Movimento Parcial Final
COM	- Controle
ANOVA	- Análise de Variância
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclasse
CIVM	- Contração isométrica voluntária máxima
EEFFTO	- Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
LAMUSC	- Laboratório do Treinamento em Musculação
PAR-Q	- Questionário de Prontidão para a Atividade Física
TCLE	- Termo consentimento livre esclarecido
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	19
3. HIPÓTESES	20
4. METODOLOGIA	21
4.1. Delineamento do estudo.....	21
4.2. Amostra.....	23
4.3. Instrumento.....	25
4.3.1. Ajuste no equipamento para os testes de CIVM	29
4.3.2. Controle dos ângulos durante o treinamento.....	30
4.4. Procedimentos.....	32
4.4.1. Sessão de coleta 1 – Antropometria e Familiarização CIVM.....	32
4.4.2. Sessão de coleta 2, 3 e 4 – Testes de CIVM e 1RM.....	33
4.4.3. Sessões de coleta 5 a 40 – Período de treinamento.....	35
4.4.3.1. Variáveis de controle do treinamento.....	36
4.4.4. Sessões de coleta 41 a 43.....	40
4.5. Análise estatística	41
5. RESULTADOS	42
6. DISCUSSÃO	44
7. CONCLUSÃO	50
REFERENCIAS	51
APÊNDICE	55
ANEXO	59

1 INTRODUÇÃO

A capacidade de gerar maiores valores de força em diferentes ângulos articulares é diferente entre atletas de modalidades esportivas distintas (SAVELBERG; MEIJER, 2003; ULLRICH; BRUEGGEMANN, 2008). Assim, o desenvolvimento de protocolos de treinamento que sejam capazes de modificar o torque máximo isométrico em ângulos específicos contribui para uma prescrição do treinamento esportivo mais qualificada e direcionada. No entanto, a efetividade de um treinamento de força em promover adaptações referentes ao aumento do torque máximo isométrico é dependente da prescrição de diversas variáveis (ACSM, 2009; KRAEMER; RATAMESS, 2004; MORTON *et al.*, 2019), como a amplitude de movimento (ADM). A ADM é entendida no presente estudo como distância angular percorrida por uma articulação durante a realização de um exercício. Quando a distância angular percorrida compreende a faixa angular disponível na articulação ou próximo disso tem sido denominada de protocolo de treinamento com ADM completa (ACO) (NEWMIRE; WILLOUGHBY, 2018). Contudo, se a distância articular percorrida ocorre apenas em uma parte da faixa angular disponível na articulação, a mesma foi denominada de ADM parcial (NEWMIRE; WILLOUGHBY, 2018). A manipulação da ADM no treinamento de força influencia diretamente na capacidade de produção de força muscular (GORDON *et al.*, 1966), pois alterando as faixas de ADM modifica-se o comprimento muscular e o braço de força na articulação (MCMAHON *et al.*, 2014; VISSER *et al.*, 1990).

Existem evidências científicas de que alterações no comprimento muscular modifica a capacidade do músculo em produzir força, sendo esta condição associada à curva comprimento-tensão (GORDON *et al.*, 1966). Originalmente, a curva comprimento-tensão expressa a relação entre o comprimento do sarcômero, consequentemente, o grau de sobreposição dos filamentos de actina e miosina para a formação de pontes cruzadas, e a força produzida em uma fibra isolada. Nas condições em que esta relação foi investigada, foi possível verificar um pico de força quando houve uma sobreposição ótima dos filamentos de actina e miosina, de forma que, nesta posição um maior número de pontes cruzadas poderia ser formado (HUXLEY; HANSON, 1954; HUXLEY; NIEDERGERKE, 1954; GORDON *et al.*, 1966). Entretanto, quando esse comprimento ótimo foi alterado, a capacidade de produção de força diminuiu. Essa alteração ocorreu por meio do aumento do

comprimento da fibra muscular, resultando em sarcômeros com menor sobreposição de filamentos de actina e miosina, conseqüentemente menor possibilidade de formação de pontes cruzadas. Adicionalmente, uma redução no comprimento da fibra muscular ocasionou uma maior sobreposição dos filamentos de actina e miosina no sarcômero, dificultando o deslizamento de um filamento sobre o outro e, com isso, prejudicando a formação de mais pontes cruzadas (GORDON *et al.*, 1966). Adicionalmente a este comportamento citado, deve-se ressaltar a contribuição do material passivo na geração de tensão mediante a variação do comprimento (RASSIER *et al.*, 1999). Segundo Enoka (2000), o material passivo é representado pelo tecido conjuntivo (e.g. endomísio, perimísio, epimísio, tendão) e componentes citoesqueléticos (e.g. titina). Quando alongadas para além do seu comprimento de repouso, essas estruturas exercem uma força passiva que se soma com a formação das pontes cruzadas. Com isso, é possível entender que manipular a ADM articular influencia diretamente no comprimento muscular, que por sua vez poderá modificar o potencial em produzir torque.

A dimensão da variação de comprimento do músculo que ocorre com a alteração da ADM articular pode aumentar ou diminuir o braço de força, sendo esse a menor distância (perpendicular) entre a linha de ação do músculo e o eixo da articulação (HALL, 2016). Conforme o movimento articular ocorre há variações nos braços de força associados aos músculos que cruzam a articulação (CHOW *et al.*, 1999; RASSIER *et al.*, 1999). Assim, alterações nos ângulos articulares têm efeito sobre o braço de força (VISSER *et al.*, 1990). Kubo *et al.* (2006) identificaram que as mudanças no braço de força, devido a alterações no ângulo articular, afetaram diretamente o torque articular. Assim, para um mesmo torque de resistência, o torque articular foi maior quando o joelho estava a 100° comparado a 50° de flexão. Portanto, alterar o braço de força resultará em uma modificação na capacidade de produção do torque articular.

Estudos têm verificado que manipulações nos ângulos articulares durante o treinamento de força com ação isométrica ocasionem desempenhos distintos de torque máximo isométrico em diferentes ângulos, sendo que esta condição poderia influenciar as adaptações neuromusculares. Nestes estudos têm sido verificado que os aumentos no torque máximo isométrico acontecem nos ângulos em que ocorre o treinamento isométrico, ou próximos a eles (KUBO *et al.*, 2006; THÉPAUT-MATHIEU

et al., 1988). Desta forma, essa condição em que o indivíduo aumenta o torque máximo isométrico nos ângulos treinados (ou próximos) e não aumenta nos ângulos não treinados (ou distantes ao treinado) será entendida no presente estudo como um efeito de especificidade angular no aumento do torque máximo. Este efeito de especificidade angular tem sido verificado em estudos com o treinamento isométrico realizado em diferentes ângulos, conseqüentemente em diferentes comprimentos musculares (KUBO *et al.*, 2006; NOORKOIV *et al.*, 2014; THÉPAUT-MATHIEU *et al.*, 1988). Contudo, esta resposta de especificidade angular no treinamento isométrico apresenta divergências (KUBO *et al.*, 2006; NOORKOIV *et al.*, 2014; THÉPAUT-MATHIEU *et al.*, 1988). Kubo *et al.* (2006) prescreveram o treinamento no ângulo de 50° e um aumento do torque máximo isométrico foi verificado nos ângulos de 40°, 50°, 60°, 70° e 80° de flexão de joelhos. Porém, esse resultado foi observado somente quando o treinamento foi realizado em um ângulo (50° - sendo 0° correspondente a extensão completa do joelho) em que a musculatura encontrava-se em menor comprimento (distância entre origem e inserção muscular) comparativamente a situação de maior comprimento (ângulo de 100°). Entretanto, quando o treinamento de força foi realizado em um ângulo que a musculatura encontrava-se em maior comprimento (100°), o aumento do torque máximo isométrico aconteceu nos ângulos treinados, mas também em ângulos diferentes daqueles utilizados no treinamento (40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°, 100° e 110°) (KUBO *et al.*, 2006). Portanto, parece que a resposta de especificidade angular com o treinamento isométrico é dependente do comprimento muscular em que o treinamento é realizado.

Adicionalmente, deve ser ressaltado que o treinamento isométrico apresenta um difícil controle (e.g. demanda recursos tecnológicos) se a intensidade utilizada não for máxima (FOLLAND *et al.*, 2005). Ressalta-se ainda que as recomendações mais frequentes são para que atletas de diferentes modalidades esportivas realizem treinamentos de força envolvendo ações dinâmicas (CLARK *et al.*, 2011; WILSON *et al.*, 1996; ZATSIORSKY, 1999). Portanto, avaliar o desempenho de torque máximo isométrico em diferentes ângulos após o treinamento dinâmico com diferentes faixas de ADM, *i.e* comprimentos musculares distintos, pode ser relevante para a prescrição do treinamento esportivo e aplicação prática.

Apesar da resposta de especificidade angular decorrente do treinamento isométrico acontecer na dependência do comprimento muscular (KUBO *et al.*, 2006; THÉPAUT-MATHIEU *et al.*, 1988), para o treinamento dinâmico utilizando diferentes faixas de ADM a especificidade angular tem sido verificada independente do comprimento muscular (GRAVES *et al.*, 1989; MCMAHON *et al.*, 2014). Contudo, existem poucos dados disponíveis envolvendo esta temática e essa carência de informações não permite uma compreensão mais clara e conclusiva. McMahon *et al.* (2014) avaliaram o desempenho de torque máximo isométrico no teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em diferentes ângulos, após um período de tempo com o treinamento dinâmico executado por dois grupos com distintas faixas de ADM. Foram realizados diversos exercícios (Agachamento barra nas costas, Agachamento livre, Agachamento isométrico, Extensor de joelhos, Agachamento Búlgaro, Leg press e Avanço) que envolviam os músculos extensores de joelho entre 0° e 90° de flexão de joelho (0° = extensão completa de joelho), *i.e* ACO e o grupo de ADM parcial realizou os mesmos exercícios do grupo ACO, porém percorreu a faixa de ângulos de 0° e 50° de flexão de joelhos, *i.e* ADM parcial percorrendo a faixa de ângulos finais do movimento de extensão completa de joelhos (APF). Os resultados mostraram que o grupo APF obteve maior desempenho de torque máximo isométrico somente nos ângulos treinados ou próximos aos mesmos (50°, 60°, 65° e 70°). No grupo ACO verificou-se aumento no desempenho torque máximo isométrico em todos os ângulos investigados (30°, 50°, 60°, 65°, 70°, 75° e 90°). Como mencionado anteriormente, em relação ao treinamento isométrico, a variação do comprimento muscular parece ser um fator que pode influenciar no desempenho do torque máximo isométrico (KUBO *et al.*, 2006; THÉPAUT-MATHIEU *et al.*, 1988). Assim, talvez os diferentes comprimentos musculares em que o músculo será estimulado em diferentes faixas de ADM parciais durante um treinamento de força, também possam conduzir para respostas específicas. O único estudo, considerando o melhor do nosso conhecimento, que investigou o efeito do treinamento em diferentes comprimentos musculares por meio da prescrição do treinamento em faixas de ADM parciais, foi realizado por Graves *et al.* (1989). Esses autores compararam o desempenho de torque máximo isométrico em diferentes ângulos (9°, 20°, 35°, 50°, 65°, 80°, 95° e 110°) na extensão de joelhos no aparelho “banco extensor”, após 10 semanas de treinamento dinâmico, entre protocolos diferenciados pelas faixas de ADM utilizadas. Os autores reportaram que o grupo que realizou o

treinamento com o protocolo ACO (120° a 0° de flexão do joelho, sendo 0° correspondente a extensão completa do joelho) obteve aumento do torque máximo isométrico no teste de CIVM em todos os ângulos testados. Além do protocolo ACO, também houve dois protocolos com diferentes faixas de ADM parciais, sendo que em um desses protocolos a ADM correspondia ao início da ADM do grupo ACO (120° a 60°), ou seja, a amplitude parcial inicial (API) e o segundo protocolo, correspondia ao final do treinamento ACO (60° a 0°), representando o protocolo APF. Os autores identificaram aumentos no torque máximo isométrico próximo aos ângulos correspondentes à faixa angular da ADM treinada (API - 110°, 95°, 80°, 65°, 50° e 35°; APF - 9°, 20°, 35°, 50°, 65°, 80°; ACO – 110°, 95°, 80°, 65°, 50° e 35°, 20° e 9°). Conforme o padrão observado nos estudos com treinamento isométrico, o grupo API, treinado em uma faixa de ângulos em que a musculatura encontrava-se num maior comprimento comparativamente com o grupo APF, não obteve aumento do torque máximo isométrico em ângulos distantes aos treinados. Assim, pode ser esperado que o treinamento dinâmico realizado com faixas de ADM parciais, portanto em diferentes comprimentos musculares, a especificidade do aumento de desempenho de torque máximo isométrico aconteça em ambas ADM parciais, como no treinamento isométrico.

No entanto, é importante salientar que Graves *et al.* (1989) treinaram seus voluntários com faixas de repetições máximas (RM). Este procedimento permite que se utilizem diferentes intensidades [percentuais do desempenho no teste de uma repetição máxima (1RM)] na realização dos protocolos, por exemplo, um voluntário x pode fazer sete repetições e um voluntário y pode fazer dez de repetições. Segundo Sakamoto e Sinclair (2012) a diferença no número máximo de repetições, pode implicar numa diferença de % na intensidade relativa, sendo que para uma mesma duração da repetição os voluntários realizavam sete repetições a 50% de 1RM e dez repetições a 40% de 1RM. Ressalta-se, que esta diferença foi verificada no exercício supino, e apesar do número máximo de repetições variar entre exercícios (SHIMANO *et al.*, 2006), é esperado que os voluntários façam um número máximo de repetições com intensidades diferentes. Portanto, essa diferença de intensidade pode implicar em uma limitação para as respostas do estudo de Graves *et al.* (1989). Suporte para esta suposição está relacionado com a perspectiva de que Rhea *et al.* (2016) têm chamado a atenção em relação a especificidade angular no desempenho

de força máxima dinâmica (1RM). Segundo estes autores, os aumentos de força máxima dinâmica são específicos para as ADM que foram estimulados com maiores pesos (intensidades), ou seja, não somente a faixa de ADM treinada influencia no aumento específico nos ângulos treinados, mas também a magnitude da sobrecarga em cada ângulo percorrido. Contudo, deve-se ter cautela nas interpretações de Rhea *et al.* (2016), pois elas se referem ao teste de uma repetição máxima (1RM) que é diferente do teste de CIVM. O teste de 1RM é delimitado pela região de desvantagem mecânica (LANDER *et al.*, 1985). Lander *et al.* (1985) descreveram a região de desvantagem mecânica como sendo a região da curva força-tempo em que a falha é mais provável de acontecer se o impulso inicial durante a aceleração ou a força aplicada no decorrer do movimento é insuficiente para continuar movendo o aparelho. Portanto, as demandas de torque máximo dentro e fora dessa região não são as mesmas (BROW; WEIR, 2001). Assim, ainda é necessário esclarecer se a magnitude da sobrecarga em cada ângulo percorrido durante o treinamento dinâmico pode afetar o desempenho de torque máximo isométrico. O fato dos protocolos de Graves *et al.* (1989) terem treinado com intensidades diferentes pode representar uma limitação metodológica relevante, uma vez que não é possível saber se os resultados encontrados foram devido a manipulação apenas da variável independente (faixas de ADM) ou das diferentes intensidades.

Uma informação que poderia contribuir para minimizar este tipo de questionamento teria sido o registro da relação torque-ângulo nos protocolos de Graves *et al.* (1989). Esta relação torque-ângulo se refere ao decurso da força/torque produzida (torque instantâneo) ao longo da faixa de ADM. Por meio deste registro seria possível verificar diferenças em relação torque-ângulo entre os protocolos investigados. Desta forma, considerando esta informação e a perspectiva sugerida por Rhea *et al.* (2016), se a magnitude do torque em cada ângulo é algo que pode influenciar a resposta de especificidade angular no aumento de força máxima, os resultados de Graves *et al.* (1989), podem ter sido influenciados pelo torque com que foi realizado cada protocolo e não somente pela faixa de ADM realizada naquele protocolo. Além disso, é possível hipotetizar que os protocolos de treinamento do estudo de Graves *et al.* (1989) tenham apresentado distintos valores de torque instantâneo ao longo do treinamento. Sendo assim, avaliar se os protocolos configurados com distintas faixas de ADM (*i.e.* comprimentos musculares diferentes) também proporcionam uma relação torque-ângulo distinta (maior

produção de torque instantâneo) durante o treinamento constitui uma informação adicional para uma compreensão mais adequada das adaptações ao treinamento. Considerando a relação torque-ângulo correspondente aos protocolos com diferentes ADM e o desempenho de torque máximo isométrico em ângulos específicos, novos *insights* poderão ser fornecidos para a explicação das adaptações, podendo ser considerado um avanço na compreensão deste tipo de treinamento.

Além de não controlar de forma precisa a intensidade relativa em cada protocolo, outro aspecto a ser considerado na discussão dos resultados apresentados por Graves *et al.* (1989) se refere ao processo de mensuração no teste de CIVM. Esses autores verificaram diferenças significativas no torque máximo isométrico na dependência da ordem de medição dos ângulos no teste de CIVM (crescente 9° a 110° e decrescente 110° a 9°). Graves *et al.* (1989) verificaram que para um mesmo ângulo, se ele fosse avaliado como primeiro ângulo na ordem de avaliação se obtinha maiores valores de torque máximo isométrico comparado com sua avaliação como último na ordem dos testes de CIVM. Os autores consideram que um provável efeito de fadiga pode ter conduzido para esse resultado. Considerando que a diferença nos protocolos com ADM parcial ocorreu exatamente nos ângulos extremos (9°, 20°, 95° e 110°) pode ser que esse resultado não seja, exclusivamente, determinado pelo treinamento em ADM parciais, mas sim também por esse efeito de fadiga. Outros estudos que investigaram o torque máximo isométrico em diferentes ângulos aleatorizaram a ordem de medição dos testes, a fim de minimizar esse possível efeito de fadiga nos resultados (KUBO *et al.*, 2006; MCMAHON *et al.*, 2014; NOORKOIV *et al.*, 2014). Além disso, com a finalidade de investigar se a modificação da ADM juntamente com a alteração do comprimento muscular resulta em uma resposta de especificidade angular torque máximo, e talvez considerar a realização de um menor número de ângulos testados ao longo de toda ADM completa seja relevante para minimizar o efeito da fadiga. Sendo assim, dados de pesquisa envolvendo o treinamento dinâmico não permitem concluir se a faixa de ADM em que o treinamento é realizado é um fator modulador do desempenho de torque máximo isométrico em diferentes ângulos.

2 OBJETIVOS

Comparar a alteração relativa de desempenho no teste de CIVM em diferentes ângulos articulares entre e intra os grupos API, APF e ACO após um período de treinamento dos extensores do joelho.

3 HIPÓTESES

H1 – Todos os grupos experimentais apresentarão maior aumento relativo no torque máximo isométrico nos ângulos correspondentes ao seu treinamento em comparação ao grupo controle.

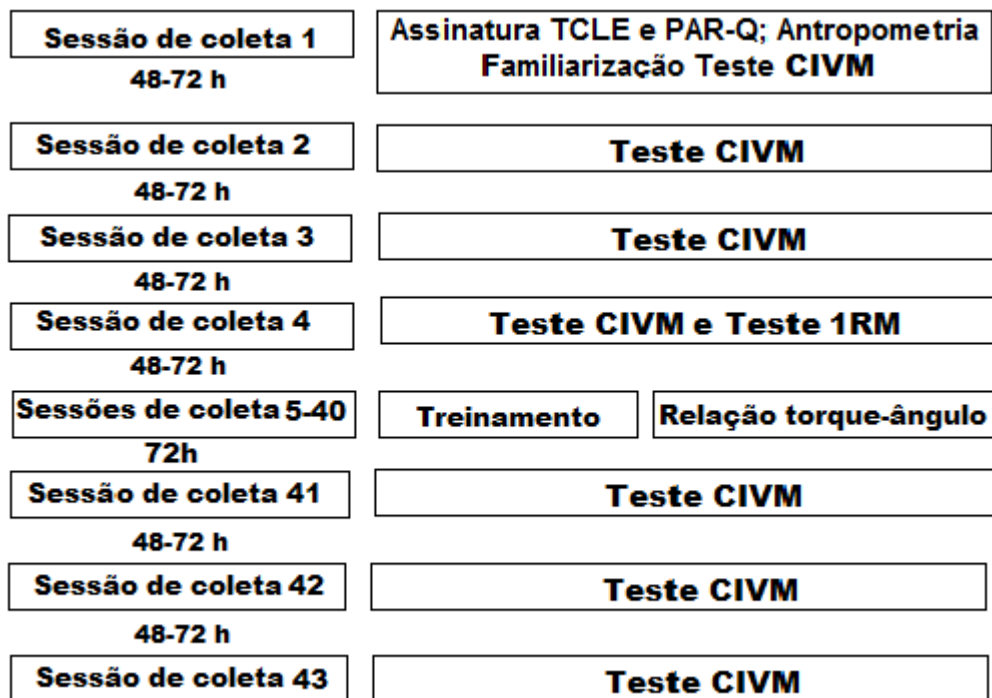
H2 – Os grupos API e APF apresentarão um maior aumento relativo no torque máximo isométrico nos ângulos correspondentes ao seu treinamento do que nos ângulos não treinados. O grupo ACO terá um aumento relativo similar em todos os ângulos e o grupo controle não apresentará diferenças nos ângulos investigados após o período de treinamento.

4 METODOLOGIA

4.1 Delineamento do estudo

No presente estudo, foi utilizado um delineamento experimental de medidas repetidas (PORTNEY; WATKINS, 2008) e a amostra foi dividida em três grupos experimentais e um grupo controle (CON). Os grupos experimentais foram submetidos a diferentes protocolos de treinamento no banco extensor de joelhos durante 12 semanas, sendo realizados testes de CIVM em diferentes ângulos de extensão de joelhos, antes e após este período de treinamento. O desenho experimental pode ser visualizado na Figura 1.

FIGURA 1. Representação esquemática do desenho experimental do estudo

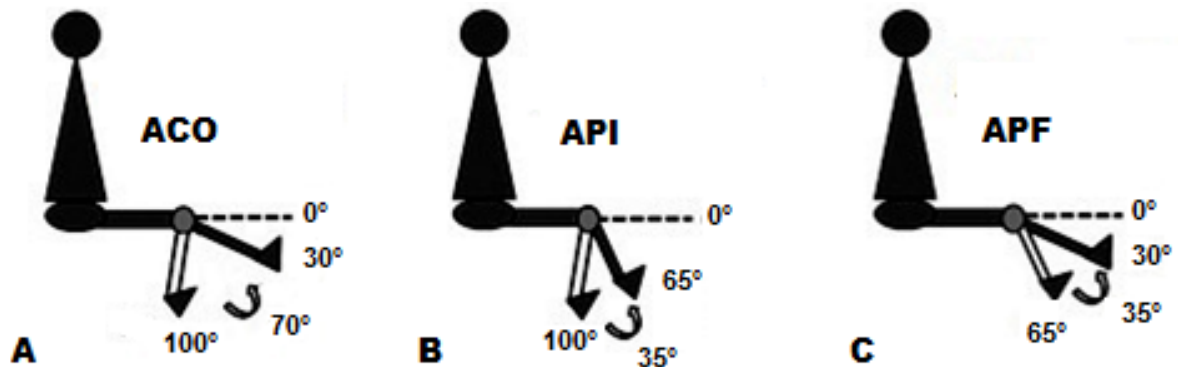


Legenda: CIVM: contração isométrica voluntária máxima; 1RM: Uma repetição máxima. TCLE: Termo de consentimento livre e esclarecido; PAR-Q: Questionário de prontidão para atividade física. Fonte: Elaborado pela autora.

Na sessão 1, as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE I), responderam ao Questionário de Prontidão para Atividade Física (PAR-Q) (ANEXO I) e foram submetidas à coleta de dados antropométricos. Em seguida, as voluntárias foram submetidas aleatoriamente testes

de CIVM em diferentes ângulos articulares (30° , 65° e 100° de flexão de joelhos; 0° = extensão completa de joelhos) com o objetivo de familiarizar as voluntárias ao teste. Considerando o desempenho médio entre ângulos nos testes de CIVM, 32 voluntárias foram alocadas de forma balanceada em cada um dos 3 grupos experimentais (detalhes adicionais serão fornecidos ao longo do item 2.4.1). Nas sessões 2, 3 e 4, foram realizados os testes de CIVM em todos os ângulos adotados em cada dia. Após o teste de CIVM na sessão 4, foi estabelecido um intervalo de descanso de 10 min e, na sequência, foi realizado o teste de 1RM na ADM designada para cada grupo de treinamento. Durante as sessões de coleta 5 a 40, as voluntárias dos grupos experimentais compareceram a três sessões semanais por um período de 12 semanas no Laboratório do Treinamento em Musculação (LAMUSC) separada por um período de 48-72 horas, executando um dos três protocolos de treinamento propostos no aparelho banco extensor de joelhos. O protocolo ACO foi realizado percorrendo a faixa de ADM entre 100° e 30° de flexão de joelho (0° = joelho completamente estendido) (Figura 2 A). O protocolo API foi realizado percorrendo a faixa de ADM entre 100° e 65° de flexão de joelho, correspondente aos ângulos iniciais da ação concêntrica durante o movimento de extensão de joelho do protocolo ACO (Figura 2 B). O protocolo APF foi realizado percorrendo a faixa de ADM entre 65° e 30° de flexão de joelho, correspondente aos ângulos finais da ação concêntrica durante o movimento de extensão de joelho do protocolo ACO (Figura 2 C).

Figura 2. Ângulos percorridos nos protocolos ACO, API e APF



Legenda: Protocolo ACO (amplitude completa): $100^\circ - 30^\circ$ (70°) = distância angular percorrida durante as ações musculares concêntricas e excêntricas. Protocolo API (amplitude parcial inicial): $100^\circ - 65^\circ$ (35°). Protocolo APF (amplitude parcial final): $65^\circ - 30^\circ$ (35°). Fonte: Elaborado pela autora

Em todas as sessões de treinamento, a relação torque - ângulo, a ADM e a duração das ações musculares foram registrados durante a execução de cada um dos protocolos de treinamento. Após 72h da última sessão de treinamento, foram realizados novamente os testes de CIVM (sessões de coleta 41, 42 e 43) nos diferentes ângulos articulares (30° , 65° e 100° de flexão de joelhos). Após a sessão 43, 10 voluntárias destreinadas foram recrutadas para a composição do grupo controle. Esse grupo realizou os testes de CIVM seguindo o mesmo protocolo adotado para os grupos experimentais. Entretanto, diferentemente dos grupos experimentais, após a última sessão de teste de CIVM, foi solicitado que as voluntárias do grupo controle não realizassem nenhum treinamento de força até que fossem realizados novamente os testes de CIVM após 12 semanas.

4.2 Amostra

Para participar no estudo foram selecionadas mulheres com idade entre 18 e 30 anos, sem experiência com treinamento de força ou sem envolvimento com treinamento de força há pelo menos seis meses antes do início do estudo e que não apresentavam histórico de lesões músculo tendíneas nas articulações do tornozelo, joelho, coluna e quadril. Além disso, as voluntárias selecionadas responderam negativamente a todas as questões do questionário PAR-Q. Na Tabela 1, encontram-se os dados descritivos referentes à caracterização da amostra.

Tabela 1: Caracterização da amostra

Variável	Grupo	Média ± DP	Min-Máx
Idade (anos)	ACO	23,6 ± 3,1	19 - 29
	API	24,0 ± 2,8	20 - 29
	APF	23,1 ± 3,1	21 - 30
	CON	21,8 ± 2,4	19 - 26
Massa corporal (kg)	ACO	59,0 ± 8,1	45,0 - 71,0
	API	54,5 ± 12,5	42,0 - 78,9
	APF	60,3 ± 7,9	46,0 - 67,8
	CON	66,2 ± 7,6	49,0 - 77,6
Estatura (cm)	ACO	162 ± 4	157 - 168
	API	161 ± 4	152 - 166
	APF	160 ± 4	151 - 166
	CON	163 ± 5	159 - 174
Percentual de gordura (%)	ACO	27,5 ± 5,5	18,7 - 32,7
	API	24,9 ± 5,7	18,4 - 37,0
	APF	28,0 ± 4,5	19,7 - 32,6
	CON	27,5 ± 5,1	16,4 - 32,9

Legenda: DP – Desvio padrão; Mín - Mínimo; Máx – Máximo; ACO – Amplitude de movimento completa; API – Amplitude de movimento parcial percorrendo apenas os ângulos iniciais do movimento; APF - Amplitude de movimento parcial percorrendo apenas os ângulos finais do movimento; CON - Controle. Fonte: Elaborado pela autora (dados extraídos da pesquisa).

O cálculo amostral foi realizado através do *software GPower* (versão 3.1.9.2). Neste, foi utilizado o delineamento adotado no presente estudo (ANOVA: *Repeated measures, within-between interaction*), um erro alfa de 0,05, um poder de 0,90, uma correlação entre as medidas repetidas de 0,50, uma correção de não esfericidade de 0,50, considerando 4 grupos, com 3 mensurações (CIVM a 30°, 65° e 100°). Para a variável tamanho do efeito, foi utilizado um valor de 1,15, obtido através do *d* de Cohen (BECK, 2013) entre os dados de CIVM dos grupos de treinamento (menor variação da comparação par a par entre grupos) do estudo de McMahon *et al.* (2013). Assim, o *software* apresentou um tamanho de amostra = 32 indivíduos. Considerando uma perda amostral de aproximadamente 20%, o presente

estudo contou com 40 mulheres (10 mulheres em cada grupo, incluindo o grupo controle).

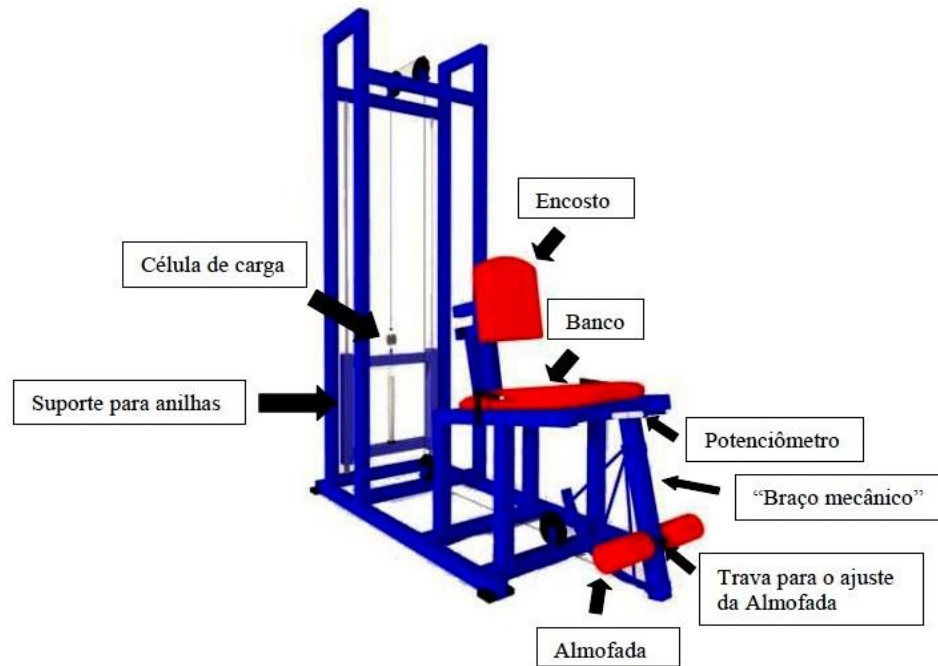
Ao longo do estudo, ocorreu uma perda amostral de cinco voluntárias. Essa perda amostral ao longo do período de treinamento foi devido a diferentes motivos como: falta de interesse em continuar no estudo, dores constantes no joelho, aparecimento de doença que impediu a continuidade no treinamento e condição financeira reduzida para custeio do transporte. Desse modo, para a realização dos cálculos estáticos foram excluídas três voluntárias que não haviam completado todas as sessões de treinamento. Sendo assim, as análises foram realizadas com uma amostra de 32 voluntárias (8 em cada grupo).

Antes de iniciarem a participação neste estudo, todas as voluntárias receberam informações quanto aos objetivos, ao processo metodológico da pesquisa, bem como os possíveis riscos e benefícios de participação na pesquisa. Elas deram seu consentimento por escrito para participação neste estudo e estavam cientes de que a qualquer momento poderiam deixar de participar da pesquisa. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFMG (número 01758518.1.0000.5149) (Anexo I).

4.3 Instrumento

Os testes e treinamento foram realizados no aparelho banco extensor de joelhos adaptado para permitir a realização do estudo (Figura 3).

Figura 3. Ilustração do aparelho banco extensor

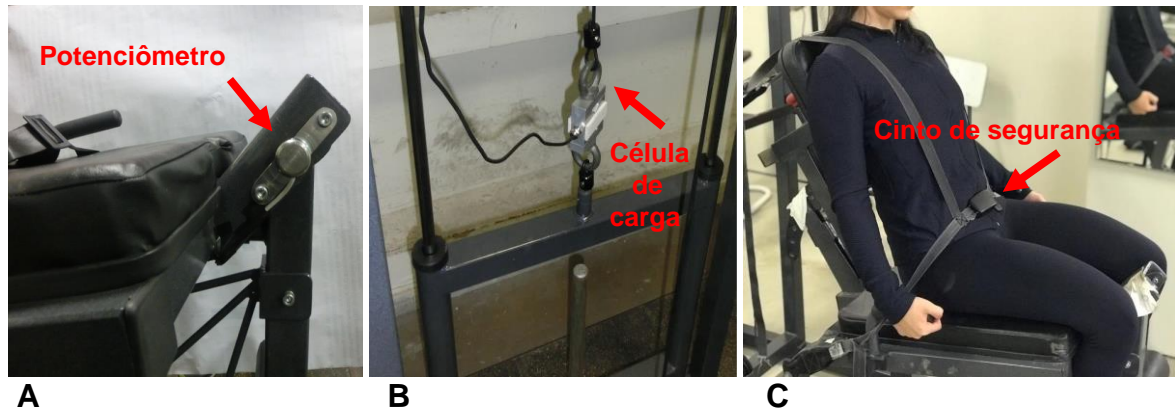


Fonte: Arquivos do LAMUSC

No eixo de rotação do “braço mecânico” foi fixado um potenciômetro (Figura 4 A) com uma resistência elétrica variando linearmente de 0 a 10 k Ω , com erro de linearidade de 2%, faixa de tensão de +10V a -10V, para permitir a mensuração do ângulo entre o “braço mecânico” e o banco. Conectado em série com o cabo de aço, que interliga o suporte para anilhas e o braço mecânico, existe uma célula de carga (Figura 4 B) de tração e compressão (tipo S, TEDEA) para o registro da força, que possui uma faixa de tensão de +10V a -10V e suporta até 500 kg. A utilização de célula de carga e de potenciômetro em aparelhos comerciais tem sido relatada na literatura para mensurar a força dinâmica e isométrica e para medir deslocamento angular (DALLEAU *et al.*, 2010; LACERDA *et al.*, 2020). O potenciômetro foi calibrado todos os dias antes dos testes e duas vezes por semana ao longo do período de treinamento, com o auxílio de um goniômetro manual. A célula de carga foi calibrada nos mesmos dias que o potenciômetro, por meio da multiplicação da massa de uma anilha conhecida (mensurada em uma balança eletrônica com precisão de 0,01 kg) pelo valor da gravidade (9,81 m/s²). Além da instalação do potenciômetro e da célula de carga, um cinto de segurança de quatro pontos (Figura 4 C) foi instalado no aparelho banco extensor de joelhos. Antes das

voluntárias iniciarem os testes ou treinamentos neste aparelho, o cinto de segurança foi ajustado de modo a minimizar movimentos acessórios (e.g. flexões do tronco e quadril).

Figura 4. Potenciômetro afixado no eixo de rotação (A), célula de carga conectada em série com o suporte para anilhas (B) e cinto de segurança (C)



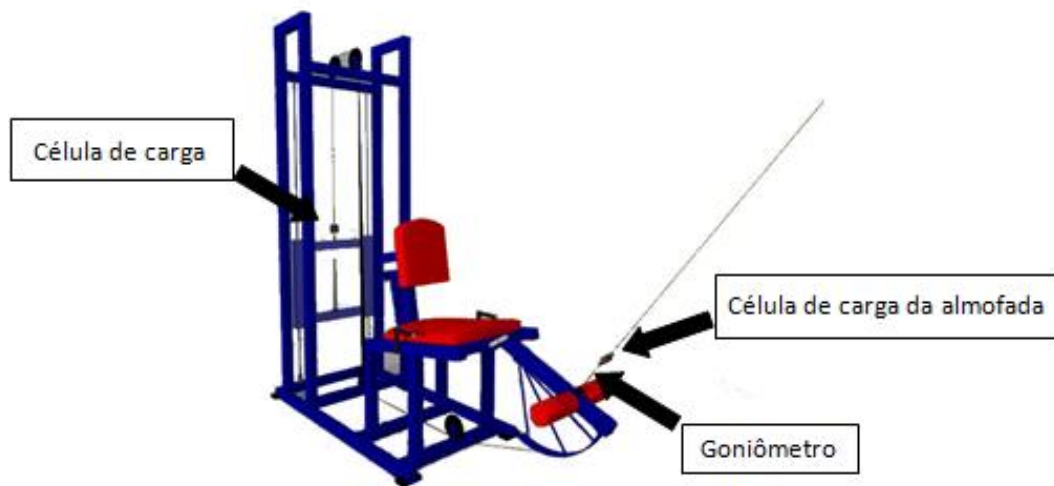
Fonte: Arquivo do LAMUSC

Os dados do potenciômetro e da célula de carga foram sincronizados e convertidos usando uma placa A/D (Biovision, Wehrheim, Alemanha). A frequência de amostragem utilizada foi de 2.000Hz. O *software* usado para registro e tratamento dos dados foi o DasyLab 11.0 (*Measurement Computing Corporation*, Norton, MA, EUA) sendo utilizados *worksheets* específicos para aquisição dos dados de ADM, força e duração da repetição durante as sessões de treinamento (DINIZ, 2014a), aquisição dos dados de torque durante os testes de CIVM (DINIZ, 2014b) , determinação do pico de torque isométrico após a coleta (DINIZ, 2014c) e determinação da relação torque x ângulo na análise a posteriori das sessões de treinamento (DINIZ, 2014d).

Para se determinar o torque de resistência ocasionado pelo aparelho, optou-se por realizar um experimento que permitisse determinar os valores de torque que seriam realizados contra a almofada do banco extensor de joelhos. Neste experimento, realizado anteriormente no LAMUSC (DINIZ, 2016), outra célula de carga, com as mesmas configurações daquela célula de carga acoplada em série com o suporte para anilhas, também foi fixada em série com a trava de ajuste da

posição da almofada por meio de um cabo de aço (Figura 5). Um eletrogoniômetro foi acoplado ao cabo de aço para manter sempre um ângulo reto (90°) entre o cabo de aço e “braço mecânico” do extensor do joelho (Figura 5).

Figura 5. Fixação da célula de carga e goniômetro para medir a resistência fornecida pelo aparelho em cada ângulo de cada ajuste



Fonte: Arquivos do LAMUSC

Após a montagem da estrutura, modificando a posição do cabo de aço que suspendia a célula de carga da almofada e colocando no suporte de anilhas pesos diferentes (10, 20 e 30 kg), mensurou-se estaticamente durante 10s o valor de força nas duas células de carga considerando os ângulos entre o “braço mecânico” e o banco de 90° , 80° , 70° , 60° , 50° , 40° , 30° e 20° . Usando equações de regressão bivariadas com os dados de força da célula de carga ligada em série ao cabo de aço do suporte de anilhas e do ângulo do “braço mecânico” com o banco (determinado pelo potenciômetro) foi possível determinar o valor da força aplicada na almofada em cada ângulo e peso. As equações para determinação da força, considerando os diferentes ajustes do aparelho podem ser visualizadas abaixo:

$$\text{Ajuste 2 - Força} = 1,597 \cdot \text{FS} - 1,31 \cdot \text{Ang} + 115,014 \quad (1)$$

$R^2 = 0,99$ – Erro padrão da estimativa do modelo – 11,95 N

$$\text{Ajuste 3 - Força} = 1,404 \cdot \text{FS} - 1,307 \cdot \text{Ang} + 112,64 \quad (2)$$

$R^2 = 0,99$ – Erro padrão da estimativa do modelo – 10,71 N

$$\text{Ajuste 4 - Força} = 1,249 \cdot \text{FS} - 1,158 \cdot \text{Ang} + 105,187 \quad (3)$$

$R^2 = 0,99$ – Erro padrão da estimativa do modelo – 10,73 N

FS – Força medida na foto-célula fixa em série com o cabo de aço do aparelho

Ang – Ângulo da haste móvel do aparelho

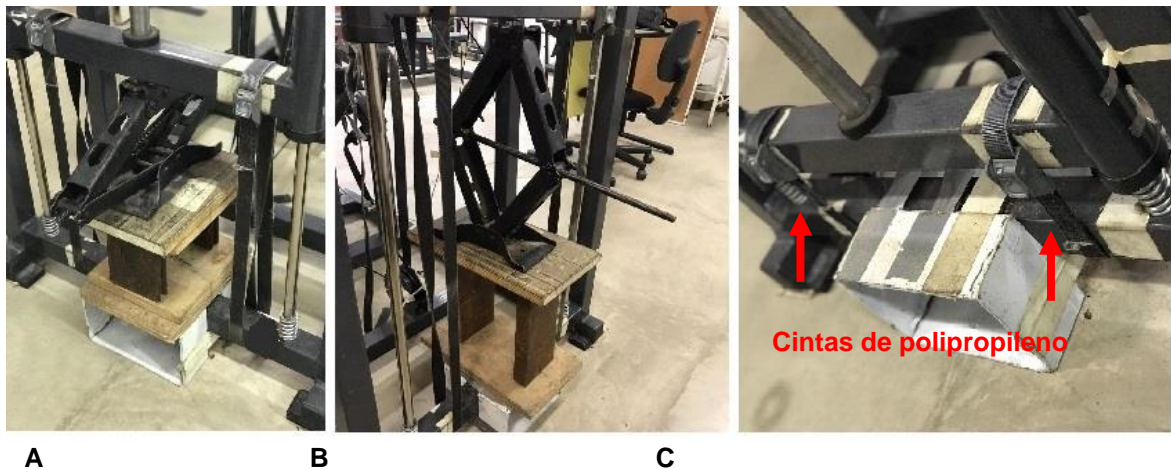
Para determinar o torque de resistência do aparelho, os dados estimados da força através das equações de regressão foram multiplicados pela distância entre o potenciômetro e a almofada. A trava para o ajuste da almofada, era ajustada em função do tamanho da perna da voluntária. Alterando assim, a distância da almofada até o eixo de rotação do “braço mecânico”. No presente estudo, as voluntárias utilizaram a trava em três posições denominadas de 2, 3 ou 4, sendo a distância linear entre o eixo de rotação do “braço mecânico” e a trava para cada ajuste foi 0,314 m e 0,355 m e 0,392 m, respectivamente.

4.3.1 Ajuste no equipamento para os testes de CIVM

Para a realização do teste de CIVM nos diferentes ângulos, foi necessária a utilização de um sistema de levante manual (“macaco mecânico”) e um acessório de madeira para elevar o suporte com pesos até uma determinada altura na qual só gerasse tensão no cabo de aço no ângulo determinado para o teste (Figura 6). Através dos dados fornecidos pelo potenciômetro, pode-se confirmar o exato ângulo desta medição. Após ajustados os ângulos, foram colocadas ao lado do suporte de anilhas, duas faixas de polipropileno com 2,5 cm de largura e 0,25 de espessura que

suporta até 18.000 N de força cada uma, impossibilitando a voluntária de movimentar o equipamento. Dessa forma, toda força aplicada contra a almofada era registrada para a célula de carga do aparelho através do cabo de aço. Assim, utilizando as equações de regressão detalhadas anteriormente e a distância entre o eixo de rotação do “braço mecânico” e a trava para cada ajuste foi possível se determinar os torques máximos nas CIVM.

Figura 6. “Macaco mecânico” e acessório de madeira no ângulo de 65° (A), ângulo de 30° (B) e ângulo de 100° (C)



Legenda: Setas vermelhas: indica cintas de polipropileno. Fonte: Arquivo do LAMUSC

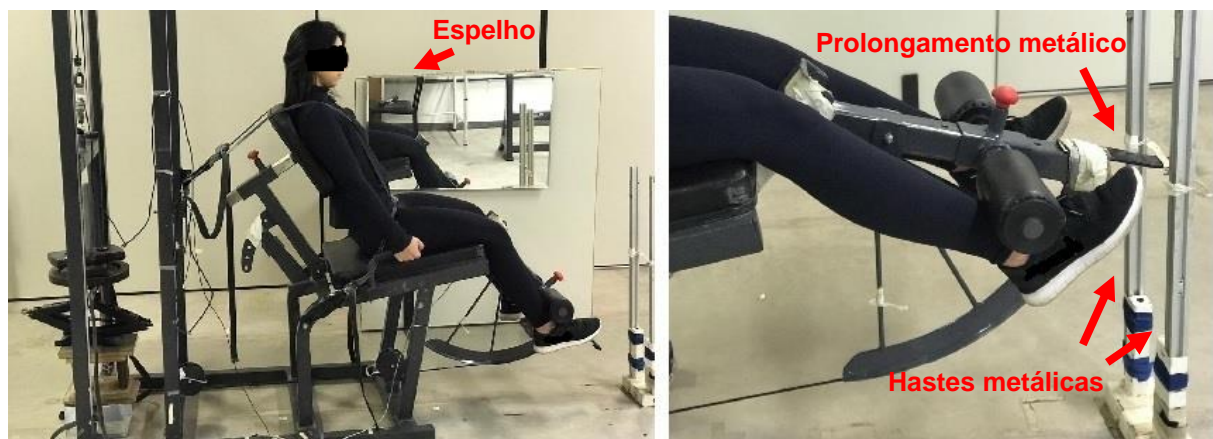
Para a realização do teste de CIVM no ângulo de 100°, não foram utilizados o “macaco mecânico” e acessório de madeira, sendo necessária somente a fixação das duas faixas polipropileno no suporte com pesos para que o mesmo fosse impossível da voluntária movimentar (Figura 6 C).

4.3.2 Controle dos ângulos durante o treinamento

Para a realização do teste de 1RM e treinamento na faixa de ADM entre 65°-30° (protocolo APF), foi utilizado novamente o macaco mecânico e o acessório de madeira que permitia elevar o suporte com pesos até a altura que correspondesse ao ângulo desejado entre o braço mecânico e o banco (Figura 7 A). Este ângulo foi mensurado pelo potenciômetro afixado no eixo do “braço mecânico”.

Para fornecer um *feedback* visual para a voluntária durante a extensão de joelhos na ADM determinada, foram construídos dois anteparos de ferro. Cada anteparo era constituído por duas hastes verticais. As hastes do primeiro anteparo possuíam 90 cm de altura (foram utilizadas nos protocolos ACO e APF) (Figura 7 B) e a do segundo 50 cm de altura (utilizada no protocolo API) (Figura 8). A distância de separação das hastes era de 30 cm, para os dois anteparos, sendo que uma faixa elástica unia as duas hastes. Deste modo, os anteparos eram colocados em um ponto previamente determinado no chão, e, quando a voluntária realizava a extensão de joelhos, o prolongamento metálico do braço mecânico do aparelho (visível na Figura 7 A), tocava a faixa elástica, permitindo controle visual dos limites do movimento articular a serem alcançados pela própria voluntária. Além disso, ao lado do aparelho foi instalado um espelho permitindo que a voluntária tivesse acesso visual da ADM (Figura 7 A).

Figura 7 – Macaco mecânico e espelho no ângulo de 65° (A), anteparo para auxílio na determinação da amplitude de movimento durante o treinamento e prolongamento metálico(B)



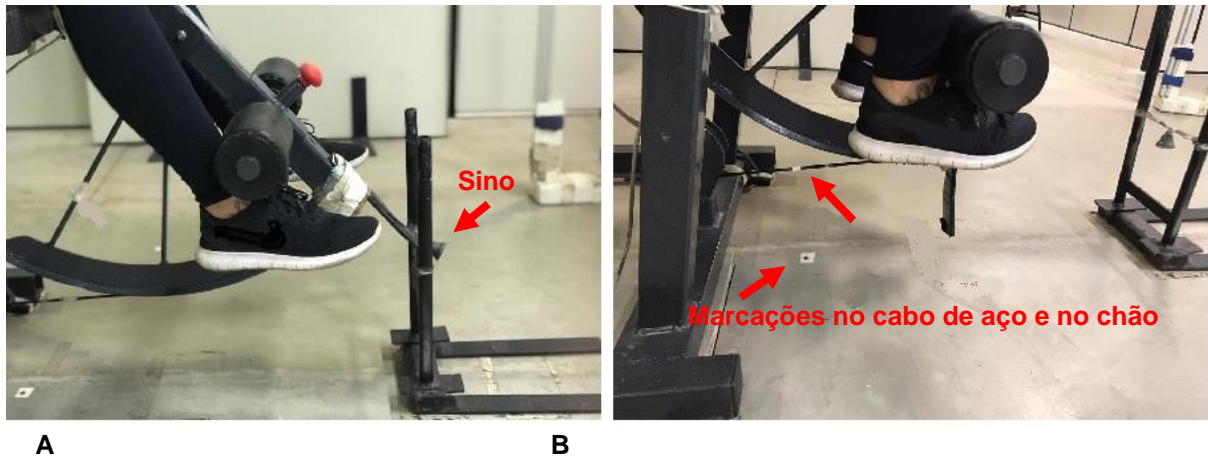
A

B

Fonte: Arquivo do LAMUSC

No anteparo utilizado para realização do protocolo API, foi fixado um pequeno sino na faixa elástica, com o objetivo de criar um sinal acústico no final da ação concêntrica. Figura 8 ilustra os anteparos utilizados e o alinhamento das marcações no chão e cabo de aço.

Figura 8. Anteparos utilizados e marcações no cabo de aço e chão



Fonte: Arquivo do LAMUSC

Para ajudar no controle da duração das ações musculares foi utilizado um metrônomo e, adicionalmente, as voluntárias recebiam da equipe de coleta informações instantâneas da duração de cada ação muscular em um *notebook* que permitia visualizar os registros do potenciômetro.

Todas as sessões de testes e treinamento foram realizadas com a supervisão dos pesquisadores.

4.4 Procedimentos

4.4.1 Sessão de coleta 1 – Antropometria e Familiarização CIVM

Inicialmente, as voluntárias receberam as informações sobre o estudo e assinaram o TCLE, sendo em seguida registradas a massa corporal, percentual de gordura e estatura. A massa corporal foi obtida por meio de uma balança digital (FILIZOLA, Brasil) com precisão de 0,1 kg, enquanto a estatura foi registrada pelo estadiômetro acoplado, com precisão de 0,5cm (FILIZOLA, Brasil). O cálculo do percentual de gordura foi realizado de acordo com o protocolo descrito por Jackson e Pollock (1978) para sete dobras cutâneas.

Posteriormente, as voluntárias foram posicionadas no banco extensor de joelhos de forma a manter os epicôndilos laterais do fêmur alinhado com o potenciômetro colocado no eixo de rotação do “braço mecânico” através da

movimentação anteroposterior do encosto do banco. Além disso, o centro da almofada, utilizada para apoio da parte distal da perna, foi posicionada a 3 cm acima do maléolo medial através da movimentação da trava para ajuste da almofada (ULLRICH *et al.*, 2009). O encosto foi sempre mantido num ângulo de 110° com o banco para todas as voluntárias. Os ajustes no encosto e na posição da trava para ajuste da almofada foram registrados para que o posicionamento fosse replicado em todos os procedimentos da coleta.

Nesta sessão, as voluntárias realizaram o teste de CIVM com objetivo de familiarização ao procedimento. O teste de CIVM foi constituído por duas tentativas em cada um dos ângulos de 30°, 65° e 100° de flexão de joelhos (0° = extensão completa do joelho), cada tentativa com duração de 3s, intervalo de pausa de 30s entre cada tentativa e de dois minutos entre cada ângulo. A sequência de realização dos ângulos no teste de CIVM foi definida de forma aleatória entre as voluntárias. Protocolo semelhante a este já foi utilizado por Noorkoiv *et al.* (2014). Depois de fornecido o sinal verbal pelo pesquisador, a voluntária realizou o máximo de força contra a almofada no “braço mecânico” do aparelho extensor de joelhos. A voluntária recebia estímulos verbais dos avaliadores para realizar o máximo de força.

Tendo como referência a média do desempenho nos testes de CIVM (ângulos de 30°, 65° e 100°) na sessão de familiarização, as voluntárias foram divididas em três grupos experimentais. A alocação das voluntárias foi balanceada entre os grupos experimentais, sendo que a sequência dos grupos que receberia as voluntárias ranqueadas foi definida de forma aleatória (sorteio). Após este sorteio, a voluntária com a maior média de desempenho foi alocada no grupo API, a segunda no grupo APF e o grupo ACO recebeu a terceira com maior desempenho. A voluntária com o 4ª maior desempenho foi alocada no grupo ACO e, assim, seguiu-se sucessivamente até a alocação da última voluntária.

4.4.2 Sessão de coleta 2, 3 e 4 – Testes de CIVM e 1RM

Nas sessões de coleta 2, 3 e 4 foram realizados testes de CIVM. O teste seguiu os mesmos procedimentos da sessão de familiarização. No presente estudo, optou-se em balancear o número de vezes que um determinado ângulo foi realizado em primeiro, segundo ou terceiro lugar dentro da sequência diária dos testes de

CIVM. Este balanceamento levou em consideração o resultado de um estudo prévio que demonstrou que a sequência dos ângulos testados, em CIVM realizados no aparelho banco extensor de joelhos pode influenciar no desempenho individual em cada ângulo (Graves *et al.*, 1989). Para exemplificar: Voluntária A, dia 1 = sequência de ângulos utilizada: 30°, 65° e 100°; dia 2 = sequência 65°, 100° e 30° e no dia 3 = sequência 100°, 30° e 65°. Já a voluntária B, dia 1 = sequência de ângulos utilizada: 65°, 30° e 100°; dia 2 = sequência 100°, 65° e 30° e no dia 3 = sequência 30°, 100° e 65°. A sequência dos testes no pré-teste foi mantida no pós-teste para cada voluntária.

Para a análise da confiabilidade do teste de CIVM foram calculados o coeficiente de correlação intraclassa [$CCI_{(3,K)}$] pelo programa SPSS (versão 22) e o erro padrão de medida (EPM) [desvio padrão do teste x raiz quadrada de $1 - \text{valor do } CCI_{(3,K)}$] (Weir, 2005), utilizando os dados do grupo Controle da presente pesquisa (pré-teste e pós-teste, intervalo de 12 semanas) (Tabela 3). Adicionalmente, foi calculado o coeficiente de variação médio (CV médio) utilizando todas as tentativas realizadas nos testes de CIVM em cada ângulo nas sessões de Pré-teste. CV próximo ao obtido nesse estudo tem sido relatado na literatura ($6,2 \pm 3,2\%$; NOORKOIV *et al.*, 2014).

Tabela 3. Confiabilidade dos desempenhos nos testes de CIVM

CIVM	$CCI_{(3, K)}$	INTERVALO DE CONFIANÇA	EPM (N.m)	CV médio \pm DP (%)
100°	0,98	0,95-0,99	3,30	5,0 \pm 2,6
65°	0,88	0,73-0,95	9,84	4,4 \pm 3,3
30°	0,92	0,80-0,96	4,99	5,1 \pm 2,4

Legenda: CIVM= Contração isométrica voluntária máxima. CCI = Coeficiente de correlação intraclassa. EPM = Erro padrão de medida. CV = coeficiente de variação. DP – Desvio padrão. Fonte: Elaborado pela autora (dados extraídos da pesquisa).

Na sessão 4, após o teste de CIVM, foi estabelecida uma pausa de 10 minutos, e na sequência, foi realizado o teste de 1RM na ADM designada para o grupo de treinamento. O desempenho desse teste de 1RM foi utilizado como referência para prescrição da intensidade de treinamento. O teste foi conduzido de acordo com procedimentos já utilizados em estudo anterior (LACERDA *et al.*, 2020):

a) realizar um número máximo de seis tentativas, com pausas de três minutos entre cada uma delas; b) progredir gradualmente o aumento da resistência externa a cada repetição (diferença mínima de 1kg por tentativa) até que a voluntária não fosse capaz de executar a ação concêntrica até o ângulo articular determinado. Ao atingir esta situação, o valor de 1RM correspondeu à maior massa levantada na tentativa com a resistência imediatamente anterior. Para que fossem respeitadas as ADM no teste de 1RM, foram colocados os anteparos previamente citados (item 2.3.2), juntamente com o espelho, que indicaram visualmente para as voluntárias as ADM necessárias para completarem o teste.

4.4.3 Sessões de coleta 5 a 40 – Período de treinamento

As voluntárias dos grupos experimentais realizaram seus respectivos protocolos três vezes por semana durante 12 semanas de treinamento constituídos de 3-6 séries de 7 repetições a 60% de 1RM, com uma pausa de 180s, duração da repetição de 4s (2s ação muscular concêntrica e 2s ação muscular excêntrica), sendo diferenciados apenas pela faixa da ADM percorrida. No presente estudo, os protocolos de treinamento estão em faixas de valores recomendados para o treinamento de força objetivando hipertrofia muscular (ACSM, 2009; WERNBOM; AUGUSTSSON; THOMEÉ, 2007). Todas as sessões foram supervisionadas e realizadas no próprio LAMUSC.

A cada sete sessões de treinamento realizadas, foi executado para ajuste da intensidade do treinamento um teste de 1RM para cada um dos grupos experimentais antes da realização do protocolo de treinamento. No presente estudo, o peso utilizado como resistência mecânica durante o treinamento de força relativizado pelo desempenho no teste de 1RM (60%1RM) foi entendido como o parâmetro representativo da intensidade do treinamento (TAN, 1999). Assim, esse procedimento de ajuste do peso relativo foi necessário, pois foi verificado que com apenas duas semanas de treinamento, indivíduos destreinados podem aumentar seu desempenho no teste de 1RM exercício no banco extensor (ABE *et al.*, 2000).

Houve uma progressão no número de séries ao longo das 12 semanas. Nas primeiras duas semanas de treinamento, as voluntárias realizaram três séries. Na terceira, quarta e quinta semanas as voluntárias realizaram quatro séries. Entre a

sexta e oitava semana foram realizadas cinco séries, enquanto da nona a décima segunda semana foram executadas seis séries por sessão de treinamento. Progressão semelhante no número de séries por sessão de treino ao longo das semanas já foi utilizada previamente (DINIZ, 2016).

Todas as voluntárias integrantes dos grupos experimentais (Protocolos ACO, API e APF, n=24) completaram as 36 sessões de treinamentos previstas. Durante o período de treinamento, quando a voluntária não podia comparecer a uma das sessões semanais, foi permitida reposição na semana seguinte de treinamento. Desta forma, a voluntária apresentaria uma frequência de quatro sessões de treinamento naquela semana, sendo adotado um intervalo mínimo de 24h entre as sessões de treinamento semanais. Entretanto, deve-se ressaltar que este processo não foi frequente ao longo do período de treinamento entre as voluntárias.

4.4.3.1 Variáveis de controle do treinamento

O *volume load* (peso levantado x número de repetições por série x número de séries) (AMIRTHALINGAM *et al.*, 2017) do total de sessões foi comparado entre os grupos experimentais por meio do teste de ANOVA *one way* utilizando o programa estatístico SISVAR 5,7 (*Statistical Analysis Computer Program*) e quando necessário foi aplicado o post hoc de Scott-Knott (SCOTT; KNOTT, 1974). A média e o desvio padrão do *volume load* para o grupo ACO foi de $31.275,02 \pm 5.823,01\text{kg}$, para o grupo API foi registrado $35,378,25 \pm 6.674,82\text{kg}$ e para o grupo APF, um valor de $33.106,23 \pm 6.233,59\text{kg}$. Não foram verificadas diferenças entre os grupos ($F_{2,21}=0,86$; $p= 0,43$; $\eta^2= 0,08$), considerando um nível de significância de 0.05.

Vale ressaltar que a ADM e a duração das ações musculares informadas pelo potenciômetro no notebook foram registradas para posterior análise. Em estudo anterior realizado no Laboratório (DINIZ, 2016), foi verificado que as voluntárias mantêm um controle de duração da repetição e da amplitude de movimento de forma bem estável ao longo das semanas de treinamento. Dessa forma, no presente estudo optou-se por analisar todas as repetições realizadas em seis (6) sessões aleatórias dentro de três (3) intervalos, que representavam o início (1ª - 11ª sessão), o meio (12ª - 23ª sessão) e o fim (24ª - 36ª sessão) do treinamento.

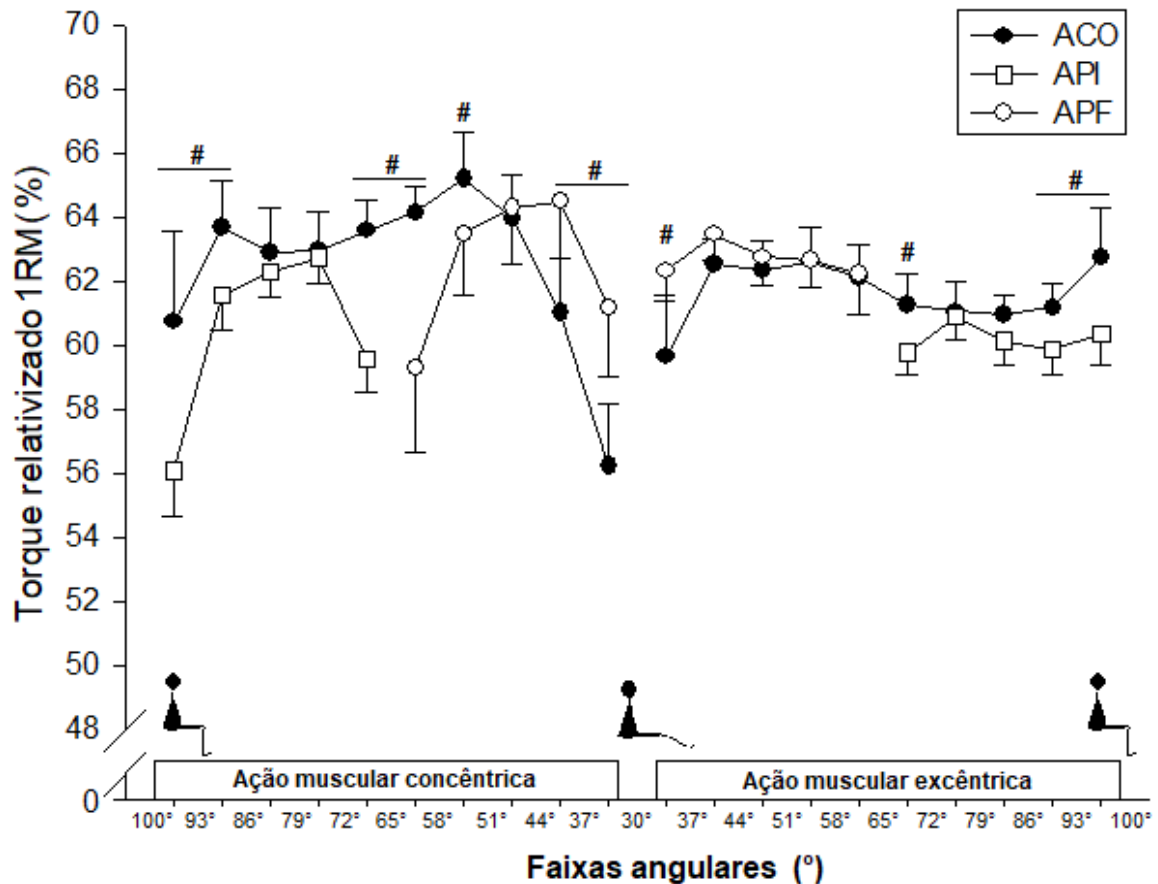
A duração das ações musculares foi quantificada a partir do tempo de deslocamento angular, fornecido pelo potenciômetro. O tempo entre o menor e maior ângulo (e.g. para ACO seria de 30° a 100°) originou a duração da ação muscular excêntrica. Consequentemente, o tempo gasto entre o maior e menor ângulo de flexão de joelhos foi definido como a duração da ação muscular concêntrica (e.g. para ACO seria de 100° a 30°). As durações das ações musculares excêntricas e concêntricas médias do Protocolo ACO foram $2,17 \pm 0,18s$ e $1,80 \pm 0,19s$, respectivamente. No Protocolo API, observou-se durações excêntricas médias de $2,14 \pm 0,17s$ e durações concêntricas médias $1,83 \pm 0,18s$. Adicionalmente, no Protocolo APF, observou-se durações excêntricas e concêntricas médias de $2,07 \pm 0,34s$ e $1,90 \pm 0,19s$, respectivamente. Não foram verificadas diferenças entre os grupos ($F_{2,42} = 0,44$; $p = 0,64$; $\eta^2 = 0,01$), considerando um nível de significância de 0,05. No entanto, foi verificado um efeito principal de ação ($F_{1,42} = 32,69$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,43$), o *post hoc* de Scott-Knott indicou que em todos os grupos experimentais ação muscular excêntrica apresentou uma duração maior comparada a ação muscular concêntrica.

A ADM foi quantificada a partir dos dados obtidos pelo potenciômetro. Calculou-se a média das ADM realizadas nas sessões de treinamento avaliadas. Os limites superior e inferior para o grupo ACO foram de $101,5 \pm 1,7^\circ$ e $29,4 \pm 1,5^\circ$. Para o grupo API foi verificada uma ADM inicial e final de $100,1 \pm 3,1^\circ$ e $62,9 \pm 2,9^\circ$, enquanto para o grupo APF, observou-se uma ADM de $64,2 \pm 3,8^\circ$ e $29,7 \pm 1,0^\circ$.

Foram registradas as relações torque x ângulo das sessões de treinamento analisadas. Para avaliar a relação torque - ângulo entre os diferentes protocolos, durante cada repetição, o torque médio foi calculado para cada intervalo de 7° do deslocamento angular referente à faixa de 100° a 30° de cada ação muscular (100°-93°, 93°-86°, 86°-79°, 79°-72°, 72°-65°, 65°-58°, 58°-51°, 51°-44°, 44°-37°, 37°-30°), resultando em 10 valores médios para o grupo ACO. Esse mesmo procedimento foi realizado com a faixa de ângulos referente ao grupo API (100° a 65° = 5 valores médios) e ao grupo APF (65° a 30° = 5 valores médios). Considerando que as voluntárias realizaram o treinamento com pesos diferentes e o próprio peso aumentou ao longo das 12 semanas de treinamento, optou-se por normalizar o torque gerado durante as repetições do treinamento pelo torque no teste de 1RM, correspondente à última sessão de teste analisada (DINIZ, 2016). Em seguida, cada

valor médio de torque na faixa angular de 7° foi normalizado pelo resultado do teste 1RM através das equações de regressão para estimar o torque de resistência (item 2.3). Nestas equações, o peso utilizado durante o teste de 1RM (massa correspondente ao desempenho no teste de 1RM x 9,81 m/s²) e o ângulo correspondente ao ponto médio em cada um dos intervalos angulares (e.g. no intervalo 100° a 93°, o ângulo usado foi 96,5°) foram usados como parâmetros de entrada. Posteriormente, foi realizada uma comparação entre as relações torque – ângulo dos protocolos através de duas análises de variância (ANOVA) three-way (Grupo x Ângulo x Ação muscular), uma para comparar uma parte do ACO com o API, e outra para comparar a outra parte do ACO com o APF ambas no *software* SISVAR 5.7, considerando um nível de significância de 0.05. Quando necessário, o *post hoc* de Scott-Knott foi aplicado. O Gráfico 1 apresenta a relação torque-ângulo dos protocolos utilizados no presente estudo, juntamente com a análise inferencial intragrupos.

Gráfico 1 – Análise descritiva e inferencial intragrupos da relação torque - ângulo concêntricos e excêntricos dos protocolos de treinamento com diferentes faixas angulares



Legenda: 1RM = Uma repetição máxima. ACO = Amplitude Completa. API = Amplitude Parcial Inicial. APF = Amplitude Parcial Final. #ACO Diferente do grupo de amplitude parcial na respectiva faixa angular. Valores de torque normalizados pelo peso levantado em cada sessão de treinamento.

Para a relação torque – ângulo em cada faixa angular entre os grupos ACO e API, a ANOVA *three-way* (ângulo x grupo x ação) não apresentou interação tripla significativa ($F_{4,140} = 1,820$, $p = 0,12$, $\eta^2 = 0,02$). No entanto, verificou-se interações significantes de grupo x ação ($F_{1,140} = 8,514$, $p < 0,01$, $\eta^2 = 0,02$), ângulo x ação ($F_{4,140} = 23,231$, $p < 0,01$, $\eta^2 = 0,23$) e ângulo x grupo ($F_{4,140} = 9,021$, $p < 0,01$, $\eta^2 = 0,09$). O *post hoc* de Scott-Knott verificou que o grupo ACO apresentou maior valores de torque relativizado comparativamente ao grupo API nas ações musculares concêntricas e excêntricas. Além disso, no grupo API não foram verificadas diferenças entre as ações musculares, já no grupo ACO as ações concêntricas apresentaram maiores valores de torque relativizado comparativamente

as ações excêntricas. Adicionalmente na comparação entre os grupos em cada faixa angular, o *post hoc* de Bonferroni verificou o grupo ACO apresentou maiores valores de torque relativizado comparativamente ao grupo API, nas faixas 100°-93°, 93°-86° e 72°-65°. Além disso, na comparação entre as faixas angular de cada grupo, foi verificado que a faixas de 100°-93° e 72°-65° apresentaram menores valores médios de torque relativizados comparado as outras faixas angulares. No grupo ACO não foram verificadas diferenças entre as médias de torques instantâneos entre as faixas angulares.

Na comparação em cada faixa angular entre os grupos ACO e APF, a ANOVA *three-way* (ângulo x grupo x ação) apresentou interação tripla significativa ($F_{4,140} = 7,490$, $p < 0,01$, $\eta^2 = 0,08$). O *post hoc* de Scott-Knott verificou que na ação muscular concêntrica, as faixas angular de 30°-37° e 37°-44° do grupo APF apresentaram maiores valores de torques relativizados comparados ao grupo ACO, no entanto, nas faixas de 51°-48 e 65°-58° foi o grupo ACO que apresentou maiores valores de torques relativizados. Na ação muscular excêntrica, o valor de torque relativizado do grupo APF foi maior que os valores do grupo ACO, apenas na faixa angular de 30°-37°.

4.4.4 Sessões de coleta 41 a 43

Nas sessões 41, 42 e 43, 72h após a última sessão de treinamento, as voluntárias foram encaminhadas para a realização do teste de CIVM. O teste de CIVM foi realizado no horário mais próximo possível dos pré-testes, com uma tolerância em torno de 1 hora dentro do mesmo turno, com o intuito de padronizar o efeito do ritmo circadiano sobre estas respostas entre as sessões. Adicionalmente, os testes de CVIM nestas sessões seguiram a mesma ordem entre os ângulos e dias das sessões 2, 3 e 4. As voluntárias do grupo controle também realizaram o teste de CIVM nos períodos correspondentes aos grupos experimentais.

4.5 Análise estatística

Inicialmente, foi realizada uma análise descritiva dos dados. A normalidade da distribuição e a homogeneidade das variâncias das medidas relativizadas foram confirmadas por meio dos testes Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente.

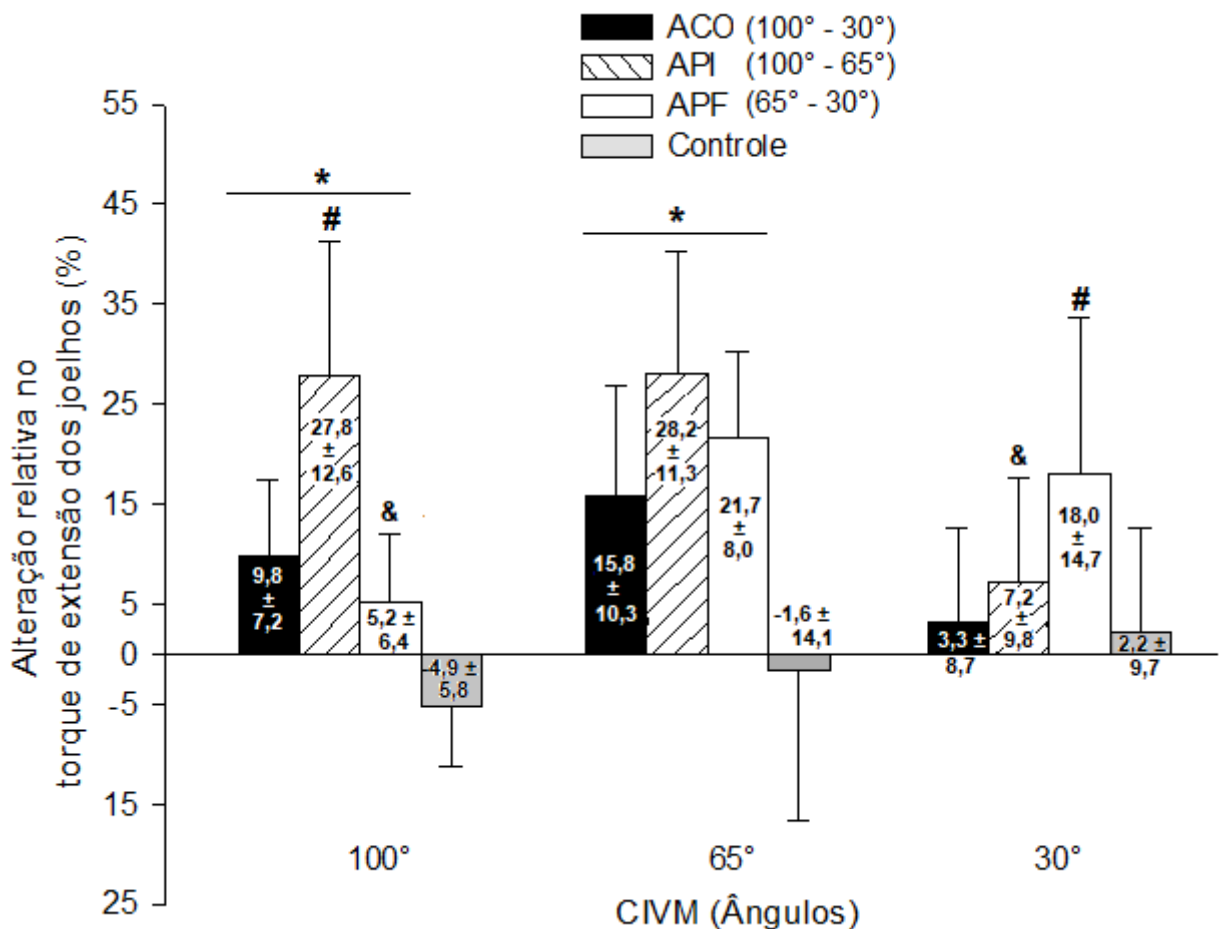
Considerando que não foram verificadas diferenças entre os valores absolutos obtidos no pré-teste (estatística descritiva e análise inferencial são apresentadas no Apêndice II), todas as variáveis foram transformadas em respostas relativas entre o pré-teste e pós-teste determinado pela média entre sessões dos valores máximos de CIVM $[(\text{CIVM pós-teste} - \text{CIVM pré-teste}) / \text{CIVM pré-teste} \times 100]$ (BLOOMQUIST *et al.*, 2013), para cada um dos três ângulos (30°, 65° e 100°) testados.

A análise inferencial foi realizada por meio de uma ANOVA *Two-way* (Ângulo x Grupo) com medidas repetidas. Em caso de presença de um valor significativo de F, foi aplicado como *post-hoc* o teste de Scott-Knott (SCOTT; KNOTT, 1974). Dentro da ANOVA foi determinado o *eta square* (η^2) que é utilizado para determinar o tamanho do efeito (TE) e descreve a proporção que um fator da ANOVA está sendo considerado dentro da variabilidade total nos dados (FRITZ *et al.*, 2012). O η^2 é calculado dividindo a soma do quadrado do efeito pela soma de quadrados de todos os efeitos. Segundo Cohen (1988), pode-se considerar o tamanho do efeito de $\eta^2 = 0.14$ como grande, $\eta^2 = 0.06$, como médio e $\eta^2 = 0.01$ como pequeno. Ainda foi realizado com os dados de torque absolutos (relação pré/pós) o cálculo do D de Cohen (FRITZ *et al.*, 2012) com o objetivo de mensurar o efeito do tratamento em cada grupo. Os valores dessa relação estão apresentados na Tabela 1 do Apêndice II. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no pacote estatístico SISVAR 5.7. O nível de significância adotado foi de 0,05.

5 RESULTADOS

O Gráfico 2 apresenta a análise descritiva e inferencial da alteração relativa do desempenho nos testes de CIVM em diferentes ângulos articulares.

Gráfico 2 – Análise descritiva e inferencial da alteração relativa do desempenho nos testes de CIVM em diferentes ângulos articulares



Legenda: ACO = Amplitude Completa. API = Amplitude Parcial Inicial. APF = Amplitude Parcial Final. Contração isométrica voluntária máxima (CIVM). * diferente que o grupo Controle para o respectivo ângulo ($p < 0,05$); # diferente que os outros grupos no respectivo ângulo. & diferente que os outros ângulos no respectivo grupo ($p < 0,05$). Fonte: Elaborado pela autora (dados da pesquisa).

A ANOVA *two way* indicou uma interação significativa entre os fatores Ângulo e Grupo ($F_{6,84} = 4,29$; $p < 0,001$) com TE considerado grande ($\eta^2 = 0,15$), e efeito principal de grupo ($F_{3,84} = 18,13$; $p < 0,001$) com um TE grande ($\eta^2 = 0,31$). Adicionalmente foi verificado um efeito principal significativo de ângulo ($F_{2,84} = 5,11$; $p = 0,008$) com TE médio ($\eta^2 = 0,06$). Nas comparações entre grupos, o *post hoc* de Scott-Knott indicou que, no ângulo de 100° , o grupo API apresentou maior valor de torque máximo isométrico comparado aos outros grupos e os grupos APF e ACO apresentaram valores superiores aos do grupo Controle. No ângulo de 65° , todos os grupos experimentais obtiveram maior valor de alteração relativa do desempenho no teste de CIVM comparado ao grupo Controle. Além disso, no ângulo de 30° , o grupo APF apresentou uma variação do desempenho no teste de CIVM significativamente maior que os outros grupos. Quanto às diferenças entre os ângulos dentro do mesmo grupo, o *post hoc* de Scott-Knott demonstrou que no grupo API, o torque máximo isométrico foi menor no ângulo de 30° do que nos ângulos de 65° e 100° . No grupo APF, o torque isométrico no ângulo de 100° foi menor que nos ângulos de 30° e 65° . Para os grupos Controle e ACO, não foram verificadas diferenças na variação do desempenho nos testes de CIVM entre os ângulos investigados.

6 DISCUSSÃO

O objetivo principal do presente estudo foi verificar as alterações relativas do desempenho no teste de CIVM em ângulos diferentes (30°, 65° e 100°), após um período de treinamento dinâmico realizado por três grupos com diferentes faixas de ADM de extensão de joelhos e um grupo Controle. Os resultados da comparação entre os grupos em cada ângulo demonstraram que os grupos ACO, API e APF apresentaram maior alteração relativa no desempenho no teste de CIVM nos ângulos de 100° e 65° do que o grupo Controle. Além disso, o grupo API apresentou maior alteração relativa que os grupos ACO, APF e Controle no ângulo 100°. No ângulo de 30°, somente o grupo APF apresentou maior alteração relativa comparada aos demais grupos. Adicionalmente, na comparação entre ângulos dentro de cada grupo, apenas os grupos API e APF apresentaram menores valores de alteração relativa nos ângulos de 30° e 100° respectivamente, sendo que esses ângulos não estavam presentes nas faixas de ângulos treinadas por estes grupos, indicando assim uma resposta de especificidade angular.

De acordo com a hipótese 1, todos os grupos experimentais apresentariam maior alteração percentual da CIVM nos ângulos correspondentes ao seu treinamento em comparação ao grupo controle. Os resultados do presente estudo confirmam parcialmente essa hipótese, pois, o grupo APF apresentou maior alteração da CIVM em todos os ângulos em comparação ao grupo Controle, e o grupo ACO não se diferenciou do controle no ângulo de 30°. Resultado similar a este verificado no presente estudo foi reportado por Graves *et al.* (1989). Esses autores compararam o torque máximo isométrico no teste de CIVM entre três grupos de treinamento diferenciados pela faixa de ADM no banco extensor e um grupo controle, conforme descrito na introdução do presente estudo. Em comparação ao grupo controle, Graves *et al.* (1989) verificaram que os grupos API e APF apresentaram maior torque máximo isométrico somente nos ângulos por eles percorridos no treinamento ou próximo a eles (API – 110° a 35°; APF – 9° a 80°), além disso, nos ângulos de 95° e 80° o API apresentou maior torque máximo isométrico comparado ao grupo APF, e esse último grupo apresentou maior torque isométrico comparado ao API nos ângulos 20°, 35° e 50°. Adicionalmente, o grupo ACO apresentou um aumento do torque máximo isométrico em todos os ângulos investigados em comparação ao grupo controle. No entanto no ângulo de 95°, o

grupo API apresentou maior torque isométrico que o grupo ACO e, no ângulo de 20°, o grupo APF também apresentou maior torque isométrico que o grupo ACO. Com estes achados, os autores concluíram que treinar dinamicamente em diferentes faixas de ADM, os maiores aumentos de torque no teste de CIVM acontecem em uma condição de especificidade angular (maior aumento no desempenho nos testes de CIVM nos ângulos treinados). Sendo assim, os resultados do presente estudo, reforçam os achados de Graves *et al.* (1989), no que se refere ao treinamento em API, pois, o grupo API do presente estudo, mostrou alterações relativas maiores do que o grupo controle no teste de CIVM nos ângulos de 100° e 65°. No entanto, os resultados do treinamento com os grupos APF e ACO de Graves *et al.* (1989) não corroboram com os achados do presente estudo, pois o grupo APF não apresentou uma resposta de especificidade angular e adicionalmente, o grupo ACO não aumentou o torque máximo isométrico em todos os ângulos. Deve ser destacado que McMahon *et al.* (2014) reportaram resultados que corroboram os achados de Graves *et al.* (1989) em relação aos grupos APF e ACO. McMahon *et al.* (2014) demonstraram que quando executados diversos exercícios que solicitavam a ação dos extensores de joelhos entre os ângulos 0° e 50° de flexão de joelho (0° = extensão completa de joelho), *i.e* correspondente ao protocolo APF desta presente investigação, o torque máximo isométrico apresentou diferenças após 8 semanas de treinamento somente nos ângulos treinados ou próximos aos mesmos (50°-70°). Portanto, o torque máximo isométrico nos ângulos que não estavam presentes na faixa de ângulos treinada pelo grupo APF não alterou de maneira significativa.

Com relação aos resultados do presente estudo, uma consideração deve ser destacada sobre os grupos ADM parcial nos ângulos não treinados. Como citado anteriormente, o grupo API não apresentou diferença em comparação ao grupo controle no ângulo fora da faixa de treinamento (30°), mas o grupo APF apresentou diferença no torque máximo isométrico em comparação ao grupo controle (100°). Entretanto, após ser realizado o cálculo do D de Cohen (FRITZ *et al.*, 2012) com os dados absolutos entre o pré e o pós teste (vide Apêndice II) do presente estudo, verifica-se um TE idêntico (0,30) e considerado pequeno nos ângulos que não foram realizados os treinamentos nos grupos de ADM parcial. Portanto, este resultado do APF não deve representar de fato uma controvérsia em relação a expectativa de encontrar alteração de desempenho nos ângulos treinados e não alteração em

ângulos não treinados. Com isso, sugere-se cautela na interpretação desses resultados e reforça-se a necessidade de estudos complementares para testarem essa expectativa.

Assim, considerando, os resultados e argumentos apresentados anteriormente, a resposta do grupo APF, do presente estudo, indica uma resposta de especificidade angular como hipotetizado.

Adicionalmente, no presente estudo, as características do protocolo e a progressão da carga de treinamento foram controladas de forma que outras variáveis, para além da ADM, não provocassem algum viés nos resultados encontrados. De acordo com Rhea *et al.* (2016), a magnitude do estímulo aplicado (“sobrecarga”) nos ângulos articulares percorridos no treinamento pode ser um fator determinando na resposta de força ADM-específica. Nesse sentido, Graves *et al.* (1989) e McMahon *et al.* (2014) verificaram que o protocolo APF apresentou maior peso absoluto comparado aos outros grupos, ou seja, o grupo APF desses estudos treinaram com maior sobrecarga comparado aos outros grupos de treinamento. Pode ser, que a sobrecarga durante o treinamento dos protocolos APF dos estudos Graves *et al.* (1989) e McMahon *et al.* (2014) tenham sido um dos fatores que contribuíram para a resposta de especificidade angular. Diferentemente, no presente estudo não foi verificada diferenças significativas na carga de treinamento entre os grupos experimentais (vide item 4.4.3.1). Portanto, a perspectiva apresentada por Rhea *et al.* (2016), não foi um aspecto que influenciou nos resultados do presente estudo.

Outra hipótese do presente estudo foi relacionada com a expectativa de uma maior alteração no desempenho do teste de CIVM em todos os ângulos testados a favor do grupo ACO em comparação com o grupo controle. Entretanto, foi verificada uma maior alteração relativa no desempenho do teste de CIVM somente nos ângulos de 100° e 65°. Apesar dos estudos de Graves *et al.* (1989) e McMahon *et al.* (2014) terem achado um resultado controverso, o resultado do presente estudo é corroborado com o resultado apresentado Bloomquist *et al.* (2013). Esses autores avaliaram o torque máximo isométrico nos ângulos de 40°, 75° e 105°, após 12 semanas de treinamento dinâmico realizados com diferentes ADMs no exercício agachamento. O protocolo ACO (0° a 120°, 0°= extensão completa de joelho) não apresentou maior torque máximo isométrico no ângulo de 40° na comparação entre

grupos. No entanto, Bloomquist *et al.* (2013) não apresentaram justificativas para este resultado. Apesar disso, uma possível justificativa para que o grupo ACO do presente estudo, não tenha apresentado maior alteração percentual no torque máximo isométrico no ângulo de 30° em relação ao grupo Controle, pode ser devido a relação torque-ângulo (vide Gráfico 1). O resultado da relação torque-ângulo demonstra que durante a execução do protocolo ACO, o torque relativo instantâneo reduzia a medida que a voluntária se aproximava dos ângulos finais do movimento de extensão de joelhos (faixa angular 37°-30°). Adicionalmente, um menor torque instantâneo foi verificado para o grupo ACO comparado ao grupo APF na faixa angular de 37°-30°, o que permite concluir, que essa redução do torque instantâneo ao longo do treinamento pode ter sido um dos fatores que contribuiu para que o grupo ACO não apresentasse aumento significativo no torque máximo isométrico no ângulo de 30° como hipotetizado. Entretanto, não foram encontrados outros estudos com a mensuração da relação torque-ângulo e modificação da ADM parcial, sendo então necessários estudos complementares para confirmar ou refutar os resultados de torque máximo em diferentes ângulos com protocolos de ACO.

Na comparação entre ângulos dentro de cada grupo, foi hipotetizado que os grupos API e APF apresentariam uma resposta de especificidade angular na alteração percentual da CIVM. O grupo ACO teria uma alteração similar em todos os ângulos e o grupo Controle não apresentaria diferenças nos ângulos investigados após o período de treinamento. De fato, os grupos API e APF apresentaram menores valores de alteração relativa nos ângulos de 30° e 100°, respectivamente, sendo que esses ângulos não estavam presentes nas suas respectivas faixas de ADM treinadas. Além disso, os grupos ACO e o grupo Controle não apresentaram diferenças na variação do desempenho nos testes de CIVM entre os ângulos investigados, resultados estes que confirmam a hipótese 2. Considerando as diferenças no aumento do torque máximo isométrico entre os ângulos avaliados após o treinamento com ADM parciais, o presente estudo demonstra que o aumento do torque máximo isométrico é específico aos ângulos treinados. A maior alteração relativa para os grupos API e APF ocorreu em ângulos no teste de CIVM, que estavam presentes na faixa de ADM utilizada no treinamento dos respectivos grupos, reforçando a expectativa do princípio da especificidade angular e corroborando com os resultados de Graves *et al.* (1989). Apesar de todas as limitações apresentadas na introdução, referente a intensidade do treinamento e as

ordens de mensuração do torque máximo isométrico do estudo de Graves *et al.* (1989), os resultados encontrados não diferenciaram nos dois estudos neste sentido. Com isso, após a realização de um exercício com ADM parcial percorrendo os ângulos em que a musculatura encontra-se em maior comprimento não proporciona um aumento no torque máximo isométrico em ângulos diferentes daqueles utilizados no treinamento, como é reportado nos estudos com treinamento (KUBO *et al.*, 2006; THÉPAUT-MATHIEU *et al.*, 1988).

Um dos mecanismos citados que pode explicar a especificidade de aumento da capacidade de geração de força em função do ângulo em treinamentos isométricos estaria associado com adaptações neurais, evidenciadas pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos agonistas (NOORKOIV *et al.*, 2014). No entanto, alguns estudos relataram falta de associação entre a ativação muscular e o aumento de força máxima em torno do ângulo de realização do treinamento (KUBO *et al.*, 2006). Segundo Alegre *et al.* (2014), o aumento da força em posições angulares em que a musculatura encontra-se em menor comprimento comparativamente ao maior comprimento estaria apoiado no aumento da ativação da musculatura agonista neste respectivo ângulo. Com o treinamento dinâmico, Goto *et al.* (2019) encontraram aumento na ativação muscular após o treinamento em ADM parciais comparado a amplitudes completas. No entanto, vale ressaltar que o protocolo de ADM parcial do estudo de Goto *et al.* (2019), o treinamento foi realizado em uma ADM intermediária da ACO do movimento de extensão de cotovelo. Sendo assim, a associação entre ativação muscular e aumento de força máxima isométrica com o treinamento dinâmico não estão esclarecidos. Como no presente estudo não foi mensurada a atividade eletromiográfica dos músculos do quadríceps femoral, não é possível confirmar se este mecanismo seria o responsável pela especificidade angular no aumento do torque máximo isométrico. Adicionalmente, aumentos no torque máximo isométrico tem sido associados a resposta de hipertrofia muscular (KUBO *et al.*, 2006), sendo que já foi relatada uma correlação no aumento da área de secção transversa muscular e aumento no desempenho da força máxima isométrica (NOORKOIV *et al.*, 2014). No entanto, o presente estudo não analisou as variáveis associadas a hipertrofia muscular. Além disso, ressalta-se que o presente estudo não tem como objetivo discutir os mecanismos que ocasionam as alterações no torque máximo isométrico em diferentes ângulos, sugerindo que mais estudos devam ser realizados para responder estas questões.

Os resultados do presente estudo, limitam-se às configurações adotadas quanto ao número de séries, repetições, duração da repetição, pausa, e intensidade de treinamento. Valores diferentes para estas variáveis podem resultar em respostas diferenciadas, especialmente se considerarmos valores de intensidade (WALKER *et al.*, 2011; RHEA *et al.*, 2016). Além disso, foram analisadas mulheres destreinadas em força de membros inferiores, o que não permite extrapolar diretamente para os membros superiores e para outros grupos com diferentes estados de treinamento. Por fim, a comparação entre estudos que utilizem o mesmo tipo de aparelho (neste caso, o extensor de joelhos), porém com características mecânicas diferentes (perfil de torque de resistência), devem ser feitas com cautela para não resultar em conclusões equivocadas.

7 CONCLUSÃO

A manipulação da faixa de ADM em protocolos de treinamentos dinâmicos equiparados pelo número de repetições, pausa, duração da repetição e intensidade ocasionou respostas diferenciadas quanto a alteração do desempenho no teste de CIVM em diferentes ângulos. De forma geral, foi observado um aumento de torque máximo isométrico coerente com as faixas de ADM treinadas, independente se eram parciais ou ADM completa.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, S. P.; HALKJÆR-KRISTENSEN, J.; DYHRE-POULSEN, P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, p. 2249–57, 2000.

ABE, T.; DEHOYOS, D. V.; POLLOCK, M.L. *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. 174-80, 2000.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM) Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.41, p.687-708, 2009.

AMIRTHALINGAM, T.; MAVROS, Y.; WILSON, G. C.; CLARKE, J. L.; MITCHELL, L.; HACKETT, D. A.. Effects of a modified German volume training program on muscular hypertrophy and strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 11, p. 3109–3119, 2017.

BECK, T. W. The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 8, p. 2323-2337, 2013.

BLOOMQUIST, K.; LANGBERG, H.; KARLSEN, S.; MADSGAARD, S.; BOESEN, M.; RASSTAD, The Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 8, p. 2133-42, 2013.

CLARK, R. A.; HUMPHRIES, B.; HOHMANN, E.; BRYANT, A. L. The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, p. 704-711. 2011.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2nd. Ed [s.1] Lawrence Erlbaum Associates, 1988.

DALLEAU, G.; BARON, B.; BONAZZI, B.; LEROYER, P.; VERSTRAETE, T.; VERKINDT, C. The influence of variable resistance moment arm on knee extensor performance. **Journal of Sports Science**, v. 28, n. 6, p. 657-665, 2010.

DINIZ, R. C. R. **Comparação das respostas de hipertrofia inter e intramuscular e de força em ângulo específico após protocolos de treinamento de força com diferentes durações das ações musculares**. 2016. 85 f. Tese (Doutorado em Ciências do Esporte) - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

DINIZ, R.C.R. **Worksheet para aquisição de dados mecânicos e**

eletromiográficos em testes e treinamentos dinâmicos. Belo Horizonte, 2014a.

DINIZ, R.C.R. **Worksheet para aquisição de dados mecânicos e eletromiográficos em testes e treinamentos isométricos.** Belo Horizonte, 2014b.

DINIZ, R.C.R. **Worksheet para determinação do pico de força em ações isométricas.** Belo Horizonte, 2014c.

DINIZ, R.C.R. **Worksheet para determinação da força e atividade eletromiográfica para seis músculos ao longo da amplitude de movimento em treinamentos dinâmicos.** Belo Horizonte, 2014d.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia.** 2.ed. São Paulo: Manole, 2000.

FRITZ, C.; MORRIS, P.; RICHLER, J. Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. **Journal of Experimental Psychology: General**, v. 141, p. 2-18, 2012.

FOLLAND, J. P.; HAWKER, K.; LEACH, B.; LITTLE, T.; JONES, D. A. Strength training: Isometric training at a range of joint angles versus dynamic training. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.8, p.817- 24, 2005.

GRAVES, J. E.; POLLOCK, M. L.; JONES, A. E.; COLVIN, A. B.; LEGGETT, S. H. Specificity of limited range of motion variable resistance training. **Medicine Science in Sports Exercise**, v. 21, n. 1, p. 84-89, 1989.

GORDON A. M.; HUXLEY A. F.; JULIAN F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. **Journal of Physiology**, v.1, n.184, p. 170-92, 1966.

GOTO, M.; MAEDA, C.; HIRAYAMA, T.; TERADA, S.; NIRENGI,S.; KUROSAWA, Y.; NAGANO, A.; HAMAOKA, T. Partial range of motion exercise is effective for facilitating muscle hypertrophy and function via sustained intramuscular hypoxia in young trained men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.33, n.5, p.1286-1294, 2019.

HALLL, S. J. **Biomecânica Básica.** 7. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2016.

HUXLEY, A. F.; NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. **Nature**, v. 173, p. 971-973, 1954.

HUXLEY, H.; HANSON, J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. **Nature**, v. 173, p. 973-976, 1954.

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

KUBO, K.; OHGO, K.; TAKEISHI, R.; YOSHINAGA, K.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v.16, n.3, p.159-67, 2006.

MCMAHON, G. E.; MORSE, C. I.; BURDEN, A.; WINWOOD, K.; ONAMBÉLÉ, G.L. Impact of range of motion during ecologically valid resistance training protocols on muscle size, subcutaneous fat, and strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 1, p. 245-255, 2013.

MORTON, R.; OIKAWA, S.; WAVELL, C.; MAZARA, N.; MCGLORY, C.; QUADRILATERO, J.; BAECHLER, B.; BAKER, S.; PHILLIPS, S. Neither load nor systemic hormones determine resistance training-mediated hypertrophy or strength gains in resistance-trained young men. **Journal of Applied Physiology**, v.121, n.1, p. 129-38, 2016.

NEWMIRE, D. E.; WILLOUGHBY, D. S. Partial compared to full range of motion resistance training for muscle hypertrophy: A brief review and an identification of potential mechanisms. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 32, n.9, p. 2652-2664, 2018.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A.J. Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 8, p. 1525-37, 2014.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M.P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. 3.ed. Prentice Hall, 2008.

RASSIER D. E.; MACINTOSH B. R.; HERZOG W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. **Journal Applied Biomechanics**, v. 86, n. 5, p. 1445-1457, 1999.

RHEA, M.; KENN, J.; PETERSON, M.; MASSEY, D.; SIMÃO, R.; MARIN, P.; FAVERO, M.; CARDOZO, D.; KREIN D. Joint-angle specific strength adaptations influence Improvements in power in highly trained athletes. **Human Movement**, v.17, n.1, p. 43-49, 2016.

SAVELBERG, H. MEIJER, K. Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 6, p. 2241-8, 2003.

SCOTT, A.; KNOTT, M. A. A cluster analysis method for grouping means in the analysis of variance. **Biometrics**, v. 30, n. 3, p. 507-12, 1974.

SHIMANO,T.; KRAEMER, W.J.; SPIERING, B. A.; VOLEK, J. S.; HATFIELD, D. L.; SILVESTRE, R.; VINGREN, J. L.; FRAGALA, M. S.; MARESH, C. M.; FLECK, S. J.; NEWTON, R. U.; SPREUWENBERG, L. P. B.; HAKKINEN, K. Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition

maximum in free weight exercises in trained and untrained men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 4, p. 819–823, 2006.

THÉPAUT-MATHIEU, C.; VAN HOECKE, J.; MATON, B. Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. **Journal of Applied Physiology**, v.64, n.4, p.1500-1505, 1988.

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

VISSER, J.J.; HOOBKAMER, J.E.; BOBBERT, M.F.; HUIJING, P.A. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 61, p. 453-460,1990.

WAKAHARA, T.; EMA, R.; MIYAMOTO, N.; KAWAKAMI, Y. Inter and intramuscular differences in training-induced hypertrophy of the quadriceps femoris: association with muscle activation during the first training session. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, p. n/a-n/a, 2015.

WALKER, S.; HEIKKI, P.; AVELA, J.; HÄKKINEN, K. Kinetic and electromyographic analysis of single repetition constant and variable resistance leg press actions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 262-269, 2011.

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

WILLIAMS, C. D.; SALCEDO, M. K.; IRVING, T. C. REGNIER, M.; DANIEL, T. L. The length-tension curve in muscle depends on lattice spacing. **Proceedings of the Royal Society of London**, v. 280, n. 7, 2013.

WILSON, G.; MURPHY, A.; WALSH, A. The specificity of strength training: The effect of posture. **European Journal of Applied Physiology**, v. 73, p. 346-352, 1996.

ZATSIORSKY, V. M. **Ciência e prática do treinamento de força**. São Paulo: Phorte Editora, 1999.

APENDICE I: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho, por meio deste convidá-la a participar da pesquisa intitulada "Efeito do treinamento em diferentes amplitudes de movimento no desempenho de força máxima isométrica em diferentes ângulos" que será realizada no Laboratório do Treinamento na Musculação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (Orientador) e Marina Gurgel Simões (Mestranda). A participação no estudo não envolve nenhum gasto financeiro para o participante e todos os materiais necessários serão providenciados pelos pesquisadores.

A pesquisa consistirá na realização de 3 sessões de treinamento no aparelho banco extensor de joelhos, separadas por 48 a 72 horas, durante 12 semanas. O objetivo da pesquisa é comparar o desempenho de força muscular isométrica em diferentes amplitudes de movimento (ADM) no exercício banco extensor de joelhos. Para isso, antes e após o período de treinamento, serão realizados diferentes procedimentos de coleta. O primeiro procedimento experimental, que corresponde a primeira sessão de coleta pré-teste, será a familiarização ao teste de contração isométrica voluntária máxima em 3 ângulos diferentes (100°, 65° e 30° de flexão de joelho). A segunda sessão de coleta pré-teste será repetido os testes de CIVM e será realizado também o teste de uma repetição máxima (1RM) na faixa de ângulo que você irá treinar. Neste dia, você levantará o máximo de peso possível dentre uma das faixas de ADM distintas de extensão de joelhos (100°-65°, 65°-30° e 100°-30°). Os valores de 1RM deste dia serão utilizados com o objetivo de padronização da carga de treinamento. O teste de CIVM será realizado novamente, seguindo todos os procedimentos da segunda sessão pré-teste, ao final das 12 semanas de treinamento.

A justificativa da realização deste estudo está associada à possibilidade de entender melhor a o efeito da manipulação da amplitude movimento nas repostas de força e contribuir para a estruturação de programas de treinamento na musculação, repercutindo na qualidade da prescrição desse tipo de treinamento tanto para pessoas que visam o desempenho esportivo quanto para a própria saúde. Sua participação colaborará para que se atinja tal objetivo.

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

Será garantido o anonimato das voluntárias e os dados obtidos serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa pelo Laboratório do Treinamento na Musculação (LAMUSC – UFMG). Os seus dados serão disponibilizados para você ao final da pesquisa. Além disso, você também poderá se recusar a participar desse estudo ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar justificar-se e sem gerar qualquer constrangimento ou transtorno. Destacamos que não está prevista qualquer forma de remuneração para participar do estudo. Por fim, os pesquisadores podem decidir sobre a exclusão de qualquer voluntária do estudo por razões científicas, sobre as quais as mesmas serão devidamente informadas. Você dispõe de total liberdade para esclarecer as questões que possam surgir durante a pesquisa. Para qualquer dúvida referente aos aspectos éticos que envolvem a sua participação nessa pesquisa, por favor, entre em contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo:

Dr. Mauro Heleno Chagas, tel. 3409-2334 e Gustavo Ferreira Pedrosa, tel. 4009 28590 /99318-3159 ou com o Comitê de Ética em Pesquisa: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar, sl. 2005 cep. 31270901 - BH/MG; tel.: 34094592; email: coep@prpq.ufmg.br.

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

CONSENTIMENTO

Acredito ter sido suficientemente informada a respeito de todos os dados que li e concordo, voluntariamente, em participar do estudo piloto do projeto intitulado de "Efeito do treinamento em diferentes amplitudes de movimento no desempenho de força máxima isométrica em diferentes ângulos" que será realizado no Laboratório do Treinamento na Musculação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. Além disso, estou ciente de que posso me recusar a participar deste estudo e/ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar me justificar e sem que isso seja motivo de qualquer tipo de constrangimento para mim.

Belo Horizonte _____ de _____ de 20__

Assinatura da voluntária:

Nome da voluntária:

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

Marina Gurgel Simões

Mestranda em Ciências do Esporte – EEFFTO/ UFMG

APENDICE II: Dados absolutos do estudo

Tabela 1: Torque máximo isométrico (N.m) no teste de contração isométrica voluntária máxima realizado em diferentes ângulos e D de Cohen

Ângulos (°)	Tempo	Grupos			
		ACO	API	APF	CON
100	Pré-teste*	229,3± 33,2	216,5 ± 45,1	216,8 ± 31,0	192,2 ± 54,2
	Pós-teste	250,9 ± 31,6	273,0 ± 46,6	228,6 ± 38,6	182,9 ± 54,5
65	Pré-teste#	270,3 ± 52,3	251,6 ± 53,3	256,3 ± 42,8	224,3 ± 74,0
	Pós-teste	308,9 ± 43,6	317,2 ± 46,6	311,1 ± 47,8	212,4 ± 51,5
30	Pré-teste&	206,3 ± 39,9	190,5 ± 37,9	190,9 ± 42,3	183,8 ± 41,5
	Pós-teste	211,1 ± 36,7	202,7 ± 38,0	219,7 ± 28,8	185,7 ± 35,3
Tamanho do efeito D Cohen	Ângulos (°)	ACO	API	APF	CON
	100	0.70	1.20	0.30	0.20
	65	0.80	1.30	1.20	0.20
	30	0.10	0.30	0.80	0.10

Legenda: ACO = Amplitude Completa. API = Amplitude Parcial Inicial. APF = Amplitude Parcial Final. CON = Controle. * Sem diferença entre os grupos no pré-teste, 100° (ANOVA *one way*: $F_{3,31} = 0,38$; $p = 0,762$; $\eta^2 = 0,09$). # Sem diferença entre os grupos no pré-teste, 65° (ANOVA *one way*: $F_{3,31} = 0,87$; $p = 0,501$; $\eta^2 = 0,08$). & Sem diferença entre os grupos no pré-teste, 30° (ANOVA *one way*: $F_{3,31} = 0,97$; $p = 0,419$; $\eta^2 = 0,04$). Classificação do tamanho do efeito: pequeno = 0.20; médio = 0,50; grande = 0.80 (COHEN, 1988). Fonte: Elaborado pela autora (dados da pesquisa).

ANEXO I: Parecer consubstanciado do Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Diferentes manipulações na amplitude de movimento podem resultar em distintas respostas de força e hipertrofia muscular no treinamento de força?

Pesquisador: Mauro Heleno Chagas

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 01758518.1.0000.5149

Instituição Proponente: PRO REITORIA DE PESQUISA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.006.474

Apresentação do Projeto:

Trata - se de projeto que avaliará o efeito de diferentes protocolos de treinamento e sua influência na hipertrofia muscular da musculatura extensora da perna em um banco extensor de joelhos.

Objetivo da Pesquisa:

Comparar os efeitos de quatro protocolos com diferentes amplitudes de movimento no aumento regional da area de secção transversa muscular e da força muscular ao longo de 12 semanas de treinamento.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os pesquisadores relataram riscos relativamente pequenos dentro do estudo , e estes são relacionados aos riscos gerais da prática de exercícios físicos. Justificam que a frequência na literatura destes eventos adversos é mínima. Os testes serão realizados de forma supervisionada e com critérios de segurança relatados. As voluntárias também serão submetidas a uma anamnese inicial, procurando identificar possíveis riscos a realização da atividade programada. todos os procedimentos a serem realizados na pesquisa já foram previamente validados, o que minimiza os riscos.

Os pesquisadores relatam que as voluntárias se beneficiarão de um treinamento de força supervisionado, receberão suas informações antropométricas e sobre as variáveis obtidas com o treinamento de força muscular que pode contribuir para exercícios mais eficientes e direcionados.

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901

UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: coep@prpq.ufmg.br