

Gustavo Ferreira Pedrosa

**DIFERENTES MANIPULAÇÕES NA AMPLITUDE DE MOVIMENTO PODEM
RESULTAR EM DISTINTAS RESPOSTAS DE FORÇA E HIPERTROFIA
MUSCULAR NO TREINAMENTO DE FORÇA?**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2020

Gustavo Ferreira Pedrosa

**DIFERENTES MANIPULAÇÕES NA AMPLITUDE DE MOVIMENTO PODEM
RESULTAR EM DISTINTAS RESPOSTAS DE FORÇA E HIPERTROFIA
MUSCULAR NO TREINAMENTO DE FORÇA?**

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

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2020

P372d Pedrosa, Gustavo Ferreira
2020 Diferentes manipulações na amplitude de movimento podem resultar em distintas respostas de força e hipertrofia muscular no treinamento de força?.[manuscrito] / Gustavo Ferreira Pedrosa– 2020.
105 f., enc.: il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

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

Bibliografia: f. 84-95

1. Educação física - Teses. 2.Esportes – Treinamento técnico - Teses. 3. Músculos - Hipertrofia - Teses. I.Chagas, Mauro Heleno. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015.52



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 TESE
GUSTAVO FERREIRA PEDROSA**

A tese intitulada "DIFERENTES MANIPULAÇÕES NA AMPLITUDE DE MOVIMENTO PODEM RESULTAR EM DISTINTAS RESPOSTAS DE FORÇA E HIPERTROFIA MUSCULAR NO TREINAMENTO DE FORÇA?", de autoria do discente Gustavo Ferreira Pedrosa, foi defendida em 29 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 (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). A tese 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. André Gustavo Pereira de Andrade – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Prof. Dr. Fernando Vitor Lima – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Prof. Dr. Humberto Lameira Miranda – Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)
Prof. Dr. Thiago Torres da Matta – Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)

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 14:57, 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 **0847553** e o código CRC **E64489B8**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por todos os momentos em minha vida, em especial aqueles em que Sua mão me pôs de pé e equilibrado para absorver os ensinamentos de cada ocasião. Agradeço meus pais, irmãos, filho e namorada pelo amor, carinho e apoio incondicional. Aos parentes, amigos e a comunidade acadêmica da UFMG pela ajuda direta ou indireta desde os tempos da Graduação, Mestrado e agora no Doutorado. Aos amigos do LAMUSC por toda ajuda e aprendizado. Ao Coordenador do LAMUSC, Prof. Fernando Vitor Lima. Ao grande amigo Prof. Rodrigo César Ribeiro Diniz. Ao meu Orientador na Graduação e Doutorado, Prof. Mauro Heleno Chagas, chamado por mim de Presidente, por ser uma referência acadêmica/profissional e pessoal. Agradeço também a todos que me ajudaram, principalmente os que fizeram parte da coleta como membro da equipe ou voluntária. Sem vocês nada seria possível. Por fim, a Força Aérea Brasileira por me ensinar ou reforçar a prática de valores que ajudaram no cumprimento da missão Doutorado.



Gustavo Ferreira Pedrosa

RESUMO

A amplitude de movimento articular (ADM) é uma variável do treinamento de força e o impacto de sua manipulação nas repostas de força e hipertrofia muscular tem sido questionado. Assim, o presente estudo teve como objetivo investigar se a manipulação da ADM influencia nas respostas de força e hipertrofia muscular. Para isso, 45 mulheres sedentárias entre 18 a 30 anos foram distribuídas igualmente em quatro (quatro) grupos experimentais e um (1) grupo controle (CON). Os grupos experimentais treinaram no “banco extensor de joelhos” durante três (3) meses e possuíam as seguintes denominações e configurações de ADM: Amplitude Completa (ACO) – ADM entre 100° e 30° de flexão de joelho (0° = joelho estendido); Amplitude Parcial Inicial (API) – ADM entre 100° e 65°; Amplitude Parcial Final (APF) – ADM entre 65° e 30°; Amplitude Variada (AVA) – alternância na configuração da ADM dos grupos API e APF a cada sessão de treinamento. Antes e após iniciarem o treinamento, todos os grupos foram submetidos ao registro de imagens axiais panorâmicas dos músculos reto femoral e vasto lateral em quatro pontos longitudinais na coxa direita, entre o trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral do fêmur (40%, 50%, 60% e 70%), por meio de um aparelho de ultrassom. Com as imagens, a área de secção transversa (AST) de cada ponto foi calculada e somada entre os pontos. Além disso, todos os grupos realizaram três (3) testes de uma repetição máxima (1RM) nas ADM correspondentes a dos grupos API, APF e ACO, antes e após o treinamento, como forma de mensurar e comparar o desempenho de força. Todas as variáveis foram transformadas em respostas relativas (%), sendo que o aumento % da AST foi entendido como indicativo de hipertrofia e o aumento % nos testes de 1RM como indicativo de aumento da força máxima dinâmica. Para comparar a resposta de força e hipertrofia muscular, uma ANOVA *two way* (Grupo x Músculo) foi utilizada, com *post hoc* de Kcott-Knott sendo utilizado quando necessário e nível de significância igual a $\alpha < 0,05$. Para a hipertrofia muscular foi detectado efeito principal no fator Grupo, onde API apresentou o maior aumento relativo, os grupos ACO e AVA apresentaram aumentos similares e superiores a APF e CON e APF foi superior a CON. Na resposta de força, o efeito significativo na interação entre os fatores apontou uma resposta de força ADM-específica (maior aumento nos ângulos treinados) para os protocolos API e APF, o que não foi visto para os grupos ACO e AVA que apresentaram aumentos similares entre os testes de 1RM. Além disso, no teste de 1RM na ADM parcial inicial os maiores aumentos foram dos grupos API e AVA. No teste de 1RM na ADM parcial final não houve diferenças entre os grupos experimentais, sendo todos superiores ao grupo CON. No teste de 1RM na ADM completa os grupos ACO, API e AVA apresentaram aumentos % similares e maiores que os dos grupos APF e CON, sendo APF superior a CON. Diante dos resultados, percebe-se que as respostas de força e hipertrofia muscular são afetadas pela configuração da ADM treinada.

Palavras-chave: Amplitude de Movimento. Comprimento Muscular. Hipertrofia. Teste de 1RM.

ABSTRACT

The range of motion (ROM) is a strength training variable and the impact of its manipulation on strength and muscle hypertrophy responses has been questioned. Thus, the present study aimed to investigate whether ROM manipulation may influence the strength and muscle hypertrophy responses. For this, 45 sedentary women between 18 and 30 years old were equally distributed into four (4) experimental groups and one (1) control group (CON). The experimental groups trained on the “knee extension machine” for three (3) months and had the following ROM denominations and configurations: Full ROM (ACO) - ROM between 100° and 30° of knee flexion (0° = extended knee); Initial Partial ROM (API) - ROM between 100° and 65°; Final Partial ROM (APF) - ROM between 65° and 30°; Varied Range (AVA) - alternation in the ROM configuration of the API and APF groups at each training session. Before and after the training period, all groups underwent panoramic axial images of the rectus femoris and vastus lateralis muscles at four points on the right thigh, between the greater trochanter of the femur and the lateral epicondyle of the femur (40%, 50%, 60% and 70%), using an ultrasound device. Through the images, the cross-sectional area (AST) of each point was calculated and summed among the points. In addition, all groups performed three (3) tests of one maximum repetition (1RM) in the ROM corresponding to the API (initial ROM), APF (final ROM) and ACO (full ROM) groups, before and after the training period to measure and compare the maximum strength performance. All variables were transformed into relative responses (%), with the % increase in AST being understood as indicative of hypertrophy and the % increase in 1RM tests as indicative of increased maximum strength. To compare the strength response and muscle hypertrophy, one two-way ANOVA (Group x Muscle) was used with Kcott-Knott post hoc being used when necessary, and significance level equal to $\alpha < 0.05$. For hypertrophy, the main effect for Group was detected, which API showed the greatest relative increase. ACO and AVA groups showed similar and higher increases than APF and CON, and APF were higher than CON. In the strength response, the significant interaction effect pointed to an ADM-specific strength response (greater increase in trained angles) for the API and APF protocols, which was not seen for the ACO and AVA groups that showed similar increases between 1RM tests. In addition, in the 1RM test at initial ROM the greatest increases were for API and AVA groups. In the 1RM test at the final ROM there were no differences between the experimental groups, and all of them were superior to the CON group. In the 1RM test at full ROM, the ACO, API and AVA groups showed a % similar and greater than APF and CON groups, with APF being higher than CON. Thus the strength and muscle hypertrophy responses are affected by the configuration of the trained ROM.

Keywords: Range of Motion. Muscle Length. Hypertrophy. 1RM test.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Caracterização dos ângulos percorridos para cada um dos protocolos de treinamento API, APF e ACO.....	32
Figura 2	- Delineamento experimental do estudo.....	34
Figura 3	- Ilustração do Aparelho banco extensor de joelhos.....	39
Figura 4	- Potenciômetro fixo no eixo de rotação do equipamento.....	40
Figura 5	- Cinto de segurança acoplado no aparelho banco extensor de joelhos.....	40
Figura 6	- Anteparos utilizados e as marcações no cabo de aço e chão.....	42
Figura 7	- Ultrassom e transdutor.....	44
Figura 8	- Prancha pautada sobre o aparato com laser.....	46
Figura 9	- Aparato com laser.....	48
Figura 10	- Marcações na coxa.....	49
Figura 11	- Apoio para o calcanhar, condutor E.V.A. e receptáculo.....	51
Figura 12	- Delineamento das imagens panorâmicas de ultrassom.....	52
Figura 13	- Registro e cálculo da espessura do músculo reto femoral.....	53
Gráfico 1	- Análise inferencial da resposta relativa da AST dos músculos reto femoral e vasto lateral.....	67
Gráfico 2	- Respostas relativas médias e análise inferencial dos grupos no teste de 1RM em diferentes ADM.....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Ordenamento utilizando para definir a sequência dos testes de 1RM dentro de cada grupo.....	33
Tabela 2A	- Caracterização da amostra por dados antropométricos.....	36
Tabela 2B	- Caracterização da amostra pelos desempenhos nos testes de 1RM.....	37
Tabela 3	- Confiabilidade dos desempenhos nos testes de 1RM.....	58
Tabela 4	- Configurações dos protocolos experimentais.....	59
Tabela 5	- Duração média e desvio padrão das ações musculares e ADM percorridas pelos grupos experimentais.....	61
Tabela 6A	- Confiabilidade intra-avaliador para o músculo reto femoral....	63
Tabela 6B	- Confiabilidade intra-avaliador para o músculo vasto lateral....	64
Tabela 6C	- Confiabilidade interavaliador das medidas médias de área de secção transversa.....	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1RM	-	Uma repetição máxima
ACO	-	Amplitude completa
ADM	-	Amplitude de Movimento
Akt	-	Proteína Quinase B
ANOVA	-	Análise de Variância
AST	-	Área de secção transversa
API	-	Amplitude parcial inicial
APF	-	Amplitude parcial final
AVA	-	Amplitude variada
CCI	-	Coefficiente de correlação intraclass
CON	-	Controle
Con	-	Concêntrica
CV	-	Coefficiente de variação
EEFFTO	-	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	-	Eletromiografia
EPM	-	Erro Padrão de Medida
Exc	-	Excêntrica
mTOR	-	Proteína Alvo da Rapamicina
LAMUSC	-	Laboratório do Treinamento em Musculação
P70S6K	-	Proteína P70 Ribossomal S6 Quinase

PARQ-Q - Questionário de Prontidão para a Atividade Física

TCLE - Termo consentimento livre esclarecido

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

UMT - Unidade músculo-tendão

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	223
1.1	Hipertrofia muscular e a amplitude de movimento articular.....	133
1.2	Manipulação da ADM e a resposta de hipertrofia e força muscular	199
2.	OBJETIVOS	299
3.	HIPÓTESES DE ESTUDO	30
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1	Delineamento do Estudo	31
4.2	Amostra	344
4.3	Cuidados éticos	388
4.4	Instrumentos e Procedimentos	388
4.4.1	Instrumentos.....	388
4.4.1.1	Banco extensor de joelhos	388
4.4.1.2	Ultrassom	433
4.4.2	Procedimentos	444
4.4.2.1	Pré-intervenção	444
4.4.2.2	Intervenção.....	588
4.4.2.3	Pós-intervenção	622
4.4.3	Análise estatística	644
5.	RESULTADOS	665
5.1	Área de secção transversa.....	666
5.2	Análise do desempenho de força nos testes de 1RM	677
6.	DISCUSSÃO	699
6.1	Alteração percentual do somatório das áreas de secção transversa musculares..	699
6.2	Alteração percentual no desempenho de força nos testes de 1RM.....	766
7.	CONCLUSÃO	833
	REFERÊNCIAS	844
	APÊNDICE I - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	966
	APÊNDICE II - Análise estatística de variáveis pré-treinamento	988
	APÊNDICE III - Dados descritivos	999
	ANEXO I - Questionário de Prontidão para Atividade Física	1022

ANEXO II - Aprovação do estudo pelo Comitê de Ética.....	1033
---	-------------

1 INTRODUÇÃO

1.1 Hipertrofia muscular e a amplitude de movimento articular

A resposta de hipertrofia muscular pode ser estimada pela diferença das medidas de área de secção transversa (AST) anatômica do músculo realizadas antes e após um período de treinamento (FRANCHI *et al.*, 2018). Os eventos fisiológicos desencadeados pelo treinamento de força e que conduzem a esta adaptação, ainda não estão completamente esclarecidos (OGASAWARA *et al.*, 2019; OLSEN; NICOLL; FRY, 2019; WACKERHAGE *et al.*, 2019). Contudo, para o entendimento da resposta de hipertrofia muscular induzida pelo exercício físico, a tensão mecânica e o estresse metabólico se apresentam como fatores associados a esta adaptação (OZAKI *et al.*, 2015).

A tensão mecânica (estresse mecânico) produzida pela unidade músculo-tendão (UMT) durante a contração muscular ou alongamento pode ser percebida por mecanosensores (*i.e.* Filamina C, canais iônicos mecanossensíveis e algumas proteínas presentes nos costâmeros, como a quinase de adesão focal e a integrina alfa 7 beta 1 - integrina $\alpha 7\beta 1$), localizados na própria célula muscular (ERSKINE *et al.*, 2012; GRAHAM; GALLAGHER; CARDOZO, 2015; WACKERHAGE *et al.*, 2019). A partir da percepção do estresse mecânico é iniciado um processo de transdução deste estímulo em respostas químicas moleculares (OGASAWARA *et al.*, 2019; OLSEN; NICOLL; FRY, 2019; WACKERHAGE *et al.*, 2019), que desencadeiam eventos, como o acionamento da proteína quinase B (*protein kinase B* - Akt) (BLAAUW *et al.*, 2009; GOODMAN, 2014). A ativação da Akt pode excitar a proteína alvo da rapamicina (*mechanistic target of rapamycin* - mTOR), que estimula a proteína p70 ribossomal S6 quinase (*p70 ribosomal S6 kinase* - p70S6K), desencadeando cascatas de eventos que controlam a síntese proteica muscular (GOODMAN, 2014; KATHAGE *et al.*, 2017; RINDOM *et al.*, 2019). Como a hipertrofia muscular se estabelece pela predominância da síntese em oposição à degradação proteica, percebe-se que a tensão mecânica, na dependência da sua magnitude e duração é fator chave para o acionamento dos eventos fisiológicos que resultam em hipertrofia muscular (CREWETHER; CRONIN; KEOGH, 2005; KJÆR, 2004).

Adicionalmente à tensão mecânica, o estresse metabólico gerado durante a realização de um exercício de força também tem sido apontado como um fator associado à ativação de eventos fisiológicos desencadeadores da hipertrofia muscular (DANKEL *et al.*, 2017; GOTO *et al.*, 2005; SCHOENFELD, 2013). As contrações musculares podem ocasionar um acúmulo na concentração de metabólitos como, por exemplo, o cátion de hidrogênio (H^+) e o fosfato inorgânico (P_i) (SUGA *et al.*, 2009, 2012; SUNDBERG *et al.*, 2018). Esse acúmulo tem sido entendido como um dos agentes que influenciam os efeitos do estresse metabólico (FREITAS *et al.*, 2017; SCHOENFELD, 2013), como a elevação do número de unidades motoras recrutadas durante a realização de um exercício (SUGA *et al.*, 2009, 2012). Considerando que as fibras musculares das unidades motoras recrutadas durante o exercício são as susceptíveis a hipertrofia muscular (POPE *et al.*, 2016), a adição no número de unidades motoras recrutadas ampliaria a possibilidade de uma maior resposta de hipertrofia. Além disso, o estresse metabólico parece também estar relacionado com o aumento da concentração de hormônios, como o fator de crescimento semelhante à insulina tipo 1 (IGF-1), hormônio do crescimento (GH) e a testosterona (GOTO *et al.*, 2009; KRAEMER; RATAMESS, 2005). Sendo que esses hormônios estão envolvidos em eventos fisiológicos associados à hipertrofia muscular (ASCENZI *et al.*, 2019; BARTON-DAVIS; SHOTURMA; SWEENEY, 1999; CROWLEY, 1996), como a proliferação e a diferenciação de células satélites, que estão associadas, respectivamente, a elevação na concentração de testosterona (SINHA-HIKIM *et al.*, 2003) e IGF-1 (BARCLAY *et al.*, 2019; BARTON-DAVIS; SHOTURMA; SWEENEY, 1999). Entretanto, o papel destes hormônios para o desenvolvimento da hipertrofia muscular ainda é controverso (FINK; SCHOENFELD; NAKAZATO, 2018; KRAEMER *et al.*, 2020; SCHROEDER *et al.*, 2013).

Além da tensão mecânica e do estresse metabólico, o dano muscular provocado pelo treinamento de força tem sido discutido como um possível fator associado à resposta de hipertrofia muscular (SCHOENFELD, 2012; ZANOU; GAILLY, 2013). A tensão mecânica pode provocar o rompimento de elementos estruturais da célula muscular (GIBALA *et al.*, 2000). A partir deste rompimento, neutrófilos migram para a área do trauma direcionando macrófagos para “limpeza” da região lesionada, gerando uma sinalização química que ativa a proliferação e

diferenciação de células satélites (CANTINI *et al.*, 1994). Sendo que mecanismos relacionados à hipertrofia muscular parecem ser desencadeados a partir da proliferação e diferenciação destas células (BARTON-DAVIS; SHOTURMA; SWEENEY, 1999). Entretanto, há evidência sugerindo que a hipertrofia muscular pode ocorrer sem o dano muscular (FLANN *et al.*, 2011). Adicionalmente, foi demonstrado que o aumento da AST da fibra muscular coincidiu com a atenuação do dano muscular ao longo do tempo de treinamento (DAMAS *et al.*, 2016). Os resultados dos estudos de Flann *et al.* (2011) e Damas *et al.* (2016) permitem questionar se o dano muscular representa um fator associado a hipertrofia muscular. Assim, esta é uma controvérsia que ainda necessita ser esclarecida em estudos futuros.

Apesar da compreensão sobre os mecanismos associados à hipertrofia muscular ainda ser incompleta, vários pesquisadores têm investido na busca de informações que possam fornecer um suporte para a prescrição do treinamento de força com objetivo de provocar respostas otimizadas da hipertrofia muscular (EVANS, 2019; LACERDA *et al.*, 2020; ZABALETA-KORTA; FERNÁNDEZ-PEÑA; SANTOS-CONCEJERO, 2020). Nessa perspectiva, o impacto da manipulação de diferentes variáveis relacionadas ao protocolo de treinamento na hipertrofia muscular tem sido o foco de interesse de pesquisadores (GOTO *et al.*, 2019; LONGO *et al.*, 2020; SCHWANBECK *et al.*, 2020), entre elas a “amplitude de movimento” (ADM) a ser realizada. Contudo, apesar da manipulação da variável ADM articular sinalizar uma possível influência nas respostas ao treinamento de força, pouca atenção tem sido atribuída a seu efeito na hipertrofia muscular (NEWMIRE e WILLOUGHBY, 2018; SCHOENFELD e GRGIC, 2020). A manipulação da ADM, entendida no presente estudo como ângulos percorridos em uma articulação durante a realização de um exercício, altera diretamente o comprimento muscular (distância entre a origem e a inserção muscular - HAWKINS; HULL, 1990), modificando propriedades biomecânicas (*i.e.* rigidez muscular) (CABIDO *et al.*, 2014) e o potencial em produzir torque (MCMAHON *et al.*, 2014a; THOMPSON *et al.*, 2018). Adicionalmente, quando o músculo contrai em uma ADM, em que o mesmo encontra-se “encurtado” (*i.e.* menor comprimento muscular), há um aumento na distância radial entre os filamentos proteicos de actina e miosina (*lattice space*), que pode reduzir a interação do cálcio (Ca^{2+}) com a troponina, o que minimiza a capacidade de produção de força

muscular (MACINTOSH, 2003, 2017; WILLIAMS *et al.*, 2013). Por outro lado, se a contração muscular ocorre em uma ADM, em que o comprimento do músculo está “alongado” (*i.e.* maior comprimento muscular), há uma diminuição na sobreposição dos filamentos de actina e miosina, resultando em uma capacidade de produção de força muscular reduzida (MACINTOSH, 2017; WILLIAMS *et al.*, 2013). Esta relação entre o comprimento muscular e a produção de força foi reportada por Gordon, Huxley, Julian (1966) e representada pela curva comprimento – tensão. Entretanto, durante uma contração com a UMT em um maior comprimento, a transmissão da força ao longo da UMT (da origem até a inserção) pode ser facilitada pelo aumento de sua rigidez, e a produção de força pelos elementos contrácteis é sobreposta à tensão gerada pelos elementos passivos (HOANG *et al.*, 2005; SCHACHAR; HERZOG; LEONARD, 2004). Assim, é possível que a tensão produzida pela UMT seja maior quando o músculo se contrai na condição em que o seu comprimento é maior comparado à condição que o seu comprimento é menor, em conformidade com a curva comprimento - tensão muscular (GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966).

É possível pensar que esta diferença na capacidade de produzir tensão muscular quando o músculo é contraído em maior e menor comprimento possa influenciar na magnitude do estresse mecânico e na sensibilização dos mecanosensores presentes na célula muscular, e conseqüentemente, na hipertrofia muscular. Este raciocínio encontra suporte nos achados de Russ (2008), que utilizou de ratos (*in situ*) para comparar a produção de força e ativação da Akt após as contrações em maior e menor comprimento muscular. Os comprimentos musculares interpretados como maiores e menores foram estabelecidos por meio da identificação do comprimento muscular ótimo para a produção de força. A partir dessa identificação, o músculo foi passivamente encurtado e alongado em uma mesma proporção. Em seguida, o músculo contraiu por meio de eletroestimulação nas condições de menor e maior comprimento. Os resultados mostraram que a produção de força e ativação da Akt foram maiores quando a musculatura contraiu em maior do que menor comprimento. Reforçando as evidências do estudo de Russ (2008), Rindom *et al.* (2019) verificaram que o aumento da ativação da mTOR era acompanhado pelo aumento da tensão muscular. Adicionalmente, Van Dyke, Bain e Riley (2014) demonstraram que a ativação da p70S6k foi maior após a contração isométrica em maior do que em menor comprimento muscular. Levando em

consideração os resultados dos estudos de Russ *et al.* (2008), Rindom *et al.* (2019) e Van Dyke, Bain e Riley (2014) é possível pensar que a ativação de proteínas quinases associadas à síntese proteica muscular pode ser aumentada quando o músculo contrai em maior do que em menor comprimento muscular. Além desses efeitos, a manipulação da ADM parece também modular o estresse metabólico.

Mizuno, Tokizawa e Muraoka (2010) mostraram que o nível de oxigenação do músculo vasto lateral durante as contrações isométricas a 90° de flexão de joelho (0° = joelho estendido) (maior comprimento muscular) foi menor do que o nível encontrado durante as contrações a 30° de flexão (menor comprimento muscular). Outros estudos demonstraram que o consumo de oxigênio foi menor quando as contrações ocorreram a 30° de flexão de joelho em comparação a 60° e 90° de flexão de joelho (DE RUITER *et al.*, 2006; KOOISTRA *et al.*, 2006). Adicionalmente, Kooistra *et al.* (2006) perceberam que o tempo gasto para atingir o consumo máximo de oxigênio foi maior nas contrações isométricas a 30° de flexão de joelho do que a 60° e 90°. De forma coletiva, estes resultados sugerem que uma maior produção de metabólitos pode ocorrer quando o músculo contrai em ângulos articulares associados com um maior comprimento muscular. Vale ressaltar que o acúmulo de metabólitos no músculo poderia desencadear eventos associados ao desenvolvimento da hipertrofia muscular, como o aumento no recrutamento de unidades motoras (SCHOENFELD, 2013; DANKEL *et al.*, 2017).

Adicionalmente, a alteração momentânea na dimensão do músculo (inchaço muscular), que pode ocorrer logo após ou durante o exercício de força, também tem sido interpretada como uma variável referente ao estresse metabólico (LOENNEKE *et al.*, 2012; SCHOENFELD, 2013; WILSON *et al.*, 2013). No estudo de Fouré *et al.* (2020), o inchaço muscular, mensurado pelo aumento do volume dos músculos do quadríceps femoral, foi comparado entre os membros inferiores direito e esquerdo após uma sessão de eletroestimulação. Em cada membro inferior, os músculos vasto lateral e vasto medial receberam o mesmo protocolo de eletroestimulação em duas diferentes angulações articulares: maior e menor comprimento muscular (100° e 30° de flexão de joelho, respectivamente, 0° = joelho estendido). Os resultados do estudo mostraram que o inchaço muscular foi maior quando os músculos foram eletro estimulados no ângulo de 100°. Adicionalmente, Hirono *et al.* (2020) encontraram uma correlação positiva e significativa entre o inchaço muscular do

quadríceps femoral após a primeira sessão de treinamento e a hipertrofia muscular ($r = 0,443$, $p < 0,039$). Considerando os resultados dos estudos de Fouré *et al.* (2020) e Hirono *et al.* (2020) cria-se a expectativa de que a contração em maiores comprimentos musculares represente uma condição mais favorável para a elevação do estresse metabólico e seu efeito na hipertrofia muscular do que contração em menores comprimentos musculares.

Partindo de uma análise conjunta dos resultados de estudos prévios (FOURÉ *et al.*, 2020; KOOISTRA *et al.*, 2006; RUSS, 2008; VAN DYKE; BAIN; RILEY, 2014) é razoável formular a expectativa de que a hipertrofia muscular seja potencializada pela manipulação da ADM que demande do músculo contrações em maiores do que em menores comprimentos, mantendo as demais condições equiparadas. Esse pressuposto também é reforçado pela revisão sistemática conduzida por Oranchuk *et al.* (2019), composta por estudos que compararam a hipertrofia muscular após um período de treinamento isométrico em duas condições: maior vs. menor comprimento muscular. Apesar de Oranchuk *et al.* (2019) apresentarem evidências da superioridade do treinamento isométrico em maior comprimento muscular, apenas três estudos foram utilizados na análise. Sendo que em dois estudos, o treinamento em maior comprimento muscular proporcionou o maior aumento na resposta de hipertrofia muscular (ALEGRE *et al.*, 2014; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2014) e o terceiro estudo não apresentou diferenças (KUBO *et al.*, 2006).

Além disto, um (1) dos três (3) estudos utilizados na revisão sistemática de Oranchuk *et al.* (2019) reportaram a hipertrofia muscular utilizando apenas uma região do músculo (ALEGRE *et al.*, 2014). Vale destacar que a hipertrofia pode ocorrer de forma não homogênea ao longo do músculo (EARP *et al.*, 2015; MATTA *et al.*, 2014; NARICI *et al.*, 1996). Diante disso, se neste estudo (ALEGRE *et al.*, 2014) a hipertrofia fosse analisada em mais de uma região muscular, o resultado da comparação poderiam ser diferente. Por isso, para superar esta limitação metodológica, uma recomendação é mensurar a hipertrofia em mais de uma região ao longo do músculo (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2014; DINIZ, 2016; ORANCHUK *et al.*, 2019).

Considerando os resultados da comparação da hipertrofia muscular após o treinamento de força isométrico, é possível que o treinamento dinâmico realizado em

uma faixa de ADM que os músculos encontram-se “alongados” (*i.e.* em um maior comprimento) represente uma condição mais favorável para a promoção de hipertrofia do que o treinamento dinâmico realizado em uma faixa de ADM que os músculos encontram-se em menor comprimento.

1.2 Manipulação da ADM e a resposta de hipertrofia e força muscular

No melhor do nosso conhecimento, apenas McMahon *et al.* (2014a) compararam o aumento da AST entre dois protocolos que percorreram uma mesma distância angular, mas que se diferenciavam pela faixa de ADM, em diferentes exercícios que solicitavam a ação dos músculos extensores do joelho. O primeiro protocolo foi realizado em uma ADM configurada entre 0° e 50° de flexão de joelho (menor comprimento muscular) e o outro entre 40° e 90° de flexão de joelho (maior comprimento muscular), sendo 0° correspondendo ao joelho estendido. Neste estudo, a hipertrofia foi estimada pela variação da AST do músculo vasto lateral, nas regiões musculares correspondentes a 25%, 50% e 75% do comprimento do fêmur, após oito semanas de treinamento e após quatro semanas de destreinamento. Durante o período de destreinamento, a AST foi mensurada em dois momentos (duas e quatro semanas após a última sessão de treinamento). Independente do momento analisado, o grupo que treinou em maior comprimento muscular apresentou maior hipertrofia na região distal do músculo (75% do comprimento do fêmur) do que o grupo que treinou em menor comprimento muscular. Nas outras regiões musculares houve apenas uma tendência de maior hipertrofia muscular para o protocolo realizado em maior comprimento ($p = 0,06$).

Entretanto, a configuração das faixas de ADM utilizadas no estudo de McMahon *et al.* (2014a) tem em comum os ângulos entre 40° e 50° de flexão de joelho. Considerando o fato de que o comprimento no qual o músculo contrai parece influenciar na resposta de hipertrofia muscular (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIČH, 2014) e que os grupos percorreram 20% da distância angular total em comprimento muscular semelhante, pode ser que esta condição de sobreposição de ângulos nas ADM utilizadas tenha minimizado a diferença entre os grupos nos resultados encontrados. Ainda no estudo de McMahon *et al.* (2014a), um terço (1/3) das sessões de treinamento ocorreu sem a supervisão dos pesquisadores (na casa do próprio voluntário). A supervisão dos pesquisadores certificaria que os voluntários

percorreram os ângulos definidos para cada condição. Por fim, a hipertrofia muscular foi analisada em apenas um músculo do quadríceps femoral e sabe-se que os músculos do quadríceps podem responder diferentemente a um mesmo treinamento de força (EARP *et al.*, 2015; NARICI *et al.*, 1996). Em função do exposto e da ausência de estudos complementares, ainda permanece por ser devidamente esclarecido “qual efeito a manipulação da ADM exerce na hipertrofia muscular após um período de treinamento”.

Considerando as limitações do estudo de McMahon *et al.* (2014a), seria interessante a comparação da hipertrofia muscular entre protocolos de treinamento em que a distância angular percorrida seja idêntica e passando por ângulos distintos. Estes protocolos poderiam ter faixas de ADM correspondendo à amplitude parcial inicial (API) e amplitude parcial final (APF) de um exercício, respectivamente a primeira e segunda metade de um movimento articular. Sendo que a API e APF representam condições distintas em que a musculatura contrai em maior e menor comprimento, respectivamente, tendo como referência o início da ação muscular concêntrica. Além disso, uma faixa que corresponda a amplitude de movimento completa (somatório dos ângulos percorridos nos protocolos API e APF – protocolo ACO) também poderia ser estabelecida. Estas diferentes configurações de protocolos poderiam ser realizadas no aparelho “banco extensor de joelhos”, sendo esse um exercício amplamente investigado e de estabilizações articulares facilitadas por ser monoarticular (LACERDA *et al.*, 2020; NARICI *et al.*, 1996).

Adicionalmente, uma perspectiva de prescrição do treinamento envolvendo a alternância de protocolos com diferentes faixas de ADM articular foi proposta recentemente por Schoenfeld e Grgic (2020). Contudo, o impacto da variabilidade de tais protocolos na hipertrofia muscular parece não ter sido investigada. Uma possibilidade para verificar este impacto seria a utilização de um protocolo com ADM variada (protocolo AVA). Exemplificando, em uma sessão de treinamento, a ADM utilizada seria a do protocolo API e na outra, a ADM do protocolo APF, mantendo uma alternância ao longo do período de treinamento.

Segundo Rhea e Alderman (2004), a variação no estímulo de treinamento induz o sistema neuromuscular a necessidade de adaptar-se a uma “nova” exigência, o que poderia trazer vantagens na promoção da força muscular. Embora os mecanismos que direcionam para estes aumentos e força muscular ainda não

estejam claros, esta perspectiva é corroborada pelos estudos que demonstraram que a variação no estímulo de treinamento proporcionou maiores aumentos no desempenho de força do que o treinamento configurado sem variação (CLARK *et al.*, 2011; AHMADIZAD *et al.*, 2014). Considerando esta informação, é possível que, o maior desempenho de força proporcionado pelo treinamento realizado com variação, permita que sejam realizadas maiores progressões de intensidade (peso) ao longo do período de treinamento, do que treinamentos sem variação (KRAEMER *et al.*, 2003). Neste possível contexto, maiores progressões do peso poderiam resultar em um nível de tensão mecânica no músculo mais elevado, como preconizado por Schoenfeld *et al.*, (2016).

Este possível aumento no nível de tensão mecânica proporcionado pelo treinamento na condição variada permitiria ativar um maior número de proteínas integradas a eventos fisiológicos associados à hipertrofia muscular (RINDOM *et al.*, 2019; RUSS, 2008). Além disso, em um estudo prévio foi verificado que um protocolo de treinamento proposto para variar os ângulos de uma articulação ao longo de nove (9) séries de flexão de cotovelo, apresentou a maior resposta de ativação (por análise da amplitude do sinal eletromiográfico de superfície - EMG) e inchaço muscular do que o protocolo que não variou os ângulos da articulação ao longo das séries (BARAKAT *et al.*, 2019). Diante destes resultados, é plausível hipotetizar que se a hipertrofia muscular fosse comparada após um período de treinamento com estes protocolos de Barakat *et al.* (2019), a condição que variou os ângulos articulares ao longo das séries apresentasse a maior resposta. Vale ressaltar que a alternância diária de outras variáveis como a intensidade, volume e ordem dos exercícios parece proporcionar maior aumento na hipertrofia muscular do que a ausência de alternância (SIMÃO *et al.*, 2012; SPINETI *et al.*, 2014). Assim, os resultados destes estudos fornecem subsídios para hipotetizar que a variabilidade do estímulo de treinamento utilizando protocolos com amplitudes de movimento variadas (Protocolo AVA) poderia contribuir para uma resposta de hipertrofia muscular diferente da resposta de protocolos, que não variam suas configurações de ADM ao longo do tempo.

Levando em consideração um período de treinamento, o protocolo AVA seria treinado utilizando metade do número total de sessões em uma condição supostamente mais vantajosa para a hipertrofia muscular (protocolo API - maior

comprimento muscular). O que permite a expectativa que o protocolo AVA seja superior ao protocolo APF para a promoção de hipertrofia após um período de treinamento. Ainda sobre o protocolo AVA, o possível efeito da variabilidade (BUCKNER *et al.*, 2019; SPINETI *et al.*, 2014) para a promoção da hipertrofia poderia compensar o treinamento na ADM do protocolo APF (menor comprimento muscular), que teoricamente é menos favorável para a hipertrofia. Com isso, a hipertrofia muscular poderia ser semelhante após o treinamento com os protocolos API e AVA. Apesar da falta de estudos que investigaram a resposta de hipertrofia muscular a partir de protocolos com variações na ADM, esta resposta já foi comparada entre os protocolos APF e ACO.

Os resultados da comparação da resposta de hipertrofia entre os protocolos APF e ACO são divergentes, há estudos que mostram uma superioridade do protocolo ACO em relação ao protocolo APF (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; MCMAHON *et al.*, 2014b), enquanto outros apresentam uma similaridade nesta resposta entre estes protocolos (PINTO *et al.*, 2012; VALAMATOS *et al.*, 2018). A discrepância destes resultados pode ser em virtude das diferentes metodologias utilizadas nos estudos.

Bloomquist *et al.* (2013) não equipararam o tempo sob tensão entre os protocolos investigados. Já Valamatos *et al.* (2018), apesar de terem equiparado o tempo sob tensão, o volume de treinamento (número de repetições) entre os protocolos não foi equalizado. Diante das evidências de que o tempo sob tensão e o volume de treinamento podem influenciar na resposta de hipertrofia muscular (FIGUEIREDO; DE SALLES; TRAJANO, 2018; SCHOENFELD; OGBORN; KRIEGER, 2017; TANIMOTO *et al.*, 2008), seria interessante para melhor compreensão do efeito da manipulação da ADM que estas variáveis fossem equalizadas entre os protocolos em estudos futuros.

Na pesquisa de Pinto *et al.* (2012), a hipertrofia muscular foi estimada pela análise da espessura de apenas uma região, e como já foi dito anteriormente, a hipertrofia pode ocorrer de forma não uniforme ao longo do músculo (EARP *et al.*, 2015). Nesse sentido, pode ser que outras regiões musculares apresentassem diferenças na resposta de hipertrofia após o treinamento, o que mudaria os resultados encontrados. Por fim, McMahon *et al.* (2014b) estimaram a hipertrofia muscular em apenas um músculo do quadríceps femoral (vasto lateral). Como há

estudos demonstrando que os músculos do quadríceps femoral podem hipertrofiar em magnitudes diferentes uns dos outros (EARP *et al.*, 2015; FONSECA *et al.*, 2014; NARICI *et al.*, 1996), talvez se no estudo de McMahon *et al.* (2014b) a hipertrofia de outro músculo do quadríceps femoral fosse analisada, o resultado poderia ser diferente daquele apresentado pela análise do vasto lateral.

Apesar das limitações dos estudos abordados acima (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; MCMAHON *et al.*, 2014b; PINTO *et al.*, 2013; VALAMATOS *et al.* 2018), que compararam a hipertrofia muscular entre os protocolos ACO e APF, é plausível esperar que o treinamento no aparelho banco extensor de joelho utilizando o protocolo ACO apresente maior resposta de hipertrofia do que o protocolo APF em condição equiparada (*i.e.* tempo sob tensão das ações musculares, densidade, volume e intensidade). Essa expectativa encontra suporte no fato de que um treinamento utilizando o protocolo ACO demande contrações em maior comprimento muscular na transposição dos ângulos iniciais do movimento articular (protocolo API), e o protocolo APF demanda de contrações exclusivas em menor comprimento muscular. Sendo que há indícios de que as contrações em maior comprimento muscular podem ser mais favoráveis para a promoção da hipertrofia muscular do que em menor comprimento (NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2014).

De forma adicional, o último raciocínio acima permite a suposição de que a hipertrofia muscular poderia ser semelhante entre os protocolos ACO e API, caso fosse comparada após um período de treinamento. O protocolo ACO seria configurado para percorrer os ângulos do protocolo API (além dos ângulos do protocolo APF), sem que houvesse diferenças no volume de treinamento ou no tempo sob tensão. Assim, a sobreposição da faixa de ângulos destes protocolos demandaria de contrações em comprimentos musculares alongados, o que poderia proporcionar uma resposta similar de hipertrofia muscular. Esta hipótese carece ser testada, pois parece não estar disponível um estudo que tenha comparado a resposta de hipertrofia muscular entre os protocolos ACO e API após um período de treinamento.

Além da hipertrofia muscular, outra adaptação decorrente do treinamento de força é o aumento da força máxima (ACSM, 2009). Sendo que o aumento no desempenho de força parece ser influenciado pela especificidade dos ângulos articulares treinados (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; GRAVES *et al.*, 1989; NOORKOIV;

NOSAKA; BLAZEVIČH, 2014; RHEA *et al.*, 2016). Os resultados dos estudos, que investigaram a resposta de torque máximo isométrico após o treinamento em ângulos que a musculatura encontrava-se em menor comprimento, demonstraram uma especificidade na produção de torque nos ângulos treinados ou próximos. Enquanto os treinamentos de força realizados em ângulos que a musculatura encontrava-se em maior comprimento proporcionaram um aumento no torque máximo isométrico tanto nos ângulos treinados quanto em ângulos mais distantes (KUBO *et al.*, 2006; THEPAUT-MATHIEU; VAN HOECKE; MATON, 1988). Contudo, ainda precisa ser verificado, se uma resposta similar a esta também ocorrerá para o treinamento de força dinâmico utilizando diferentes faixas de ADM. Como o desempenho esportivo e as prescrições de treinamento de força em academias e centros de reabilitação física utilizam frequentemente de exercícios envolvendo ações dinâmicas, entender o impacto da manipulação da ADM na produção de força dinâmica poderia beneficiar os profissionais que prescrevem rotinas de treinamento baseadas na resposta da produção de força dinâmica em ângulos específicos.

Poucos estudos compararam a força máxima dinâmica por meio de testes de uma repetição máxima (1RM) em grupos experimentais que treinaram com protocolos distintos em relação à ADM e também testaram o desempenho em diferentes faixas de ADM (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; KUBO; IKEBUKURO; YATA, 2019; MARTÍNEZ-CAVA *et al.*, 2019; RHEA *et al.*, 2016; WEISS *et al.*, 2000). Vale destacar que os resultados destes estudos ainda são controversos quando se analisa os desempenhos nos testes de 1RM nas ADM dos protocolos ACO e APF após o treinamento utilizando os protocolos ACO e APF. Enquanto um estudo mostra maior aumento da força dinâmica nos ângulos treinados, *i.e.* efeito ADM-específica (BLOOMQUIST *et al.*, 2013), outro estudo encontrou este efeito ADM-específica para o protocolo APF, mas não para o protocolo ACO, após um período de treinamento (RHEA *et al.*, 2016). Mas, esse efeito de não especificidade para o protocolo ACO reportado por Rhea *et al.* (2016) foi reforçado pelos dados dos estudos de Martins-Cava *et al.* (2019) e Weis *et al.* (2000).

Entretanto, os estudos apresentados (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; MARTÍNEZ-CAVA *et al.*, 2019; RHEA *et al.*, 2016; WEISS *et al.*, 2000) possuem diferenças nos delineamentos metodológicos que dificultam a compreensão do efeito da manipulação da ADM nas respostas de força máxima dinâmicas em diferentes

ADM. Contextualizando a afirmação anterior, segundo Weiss *et al.* (2000), os voluntários do grupo que treinou o protocolo APF relataram um desconforto nos ombros durante a realização do exercício agachamento e em função disso, uma parcela do número total de sessões de treinamento (para os dois grupos) ocorreu utilizando o exercício *leg press*, o que segundo os autores pode ter interferido nos resultados. No estudo de Rhea *et al.* (2016), os protocolos foram treinados por 16 semanas, configurando assim o dobro do tempo utilizado na pesquisa de Weiss *et al.* (2000). Vale ressaltar que no estudo de Rhea *et al.* (2016), após 8 semanas de treinamento não foram encontradas diferenças significativas entre os protocolos APF e ACO nos testes de 1RM correspondente as ADM dos protocolos APF e ACO. Esse resultado reforça a expectativa de que na dependência da duração do período de treinamento realizado, as respostas referentes às adaptações investigadas podem ser influenciadas e, conseqüentemente, também os resultados de comparações entre protocolos distintos. Além disso, há estudos que não equipararam o tempo sob tensão entre os protocolos (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; MARTINEZ-CAVA *et al.*, 2019) ou não apresentaram informações desta variável (RHEA, *et al.*, 2016) que pode influenciar na resposta de força (TANIMOTO *et al.*, 2008).

Os resultados contraditórios e as diferenças metodológicas entre os estudos de Rhea *et al.* (2016), Martinez-Cava *et al.* (2019), Bloomquist *et al.* (2013) e Weiss *et al.* (2000) dificultam compreender se o treinamento dinâmico manipulando a ADM pode realmente conduzir para um efeito ADM-específica (aumento no desempenho de força máxima dinâmica na faixa de ADM correspondente aos ângulos treinados) na produção de força máxima dinâmica. Além disso, dados referentes ao impacto dos protocolos API e AVA na resposta da força máxima dinâmica em diferentes ADM após um período de treinamento ainda não estão disponíveis, considerando que os estudos prévios apenas compararam o desempenho da força dinâmica em diferentes ADM com configurações próximas a dos protocolos APF e ACO. Por isso, permanece aberto o questionamento sobre como seria a resposta da força máxima dinâmica após o treinamento com os protocolos API e AVA.

De acordo com Rhea *et al.* (2016), o que determina a resposta de força ADM-específica não está diretamente relacionado com a similaridade das ADM utilizadas nos protocolos de treinamento e nos testes de força máxima dinâmica aplicados, mas sim, com a magnitude do estímulo aplicada (“sobrecarga”) nos ângulos

articulares percorridos no treinamento. Neste paradigma, o raciocínio elaborado por Narici *et al.* (1989) e corroborado por Weir *et al.* (1995) sustenta que, a sobrecarga resultaria em estresse mecânico associado à ADM-específicas, que por sua vez poderia conduzir para a hipertrofia de regiões específicas no músculo. Essas alterações estruturais dos músculos poderiam contribuir com o torque produzido nos ângulos articulares em que a sobrecarga ocorreu e, possivelmente, também resultassem em mudanças de torque em ADM-específicas. Este raciocínio apresentado é reforçado pelos resultados do estudo de Noorkoiv, Nosaka e Blazevich (2014). Esses autores investigaram o efeito do treinamento isométrico na AST em diferentes regiões dos músculos do quadríceps femoral e na produção de torque isométrico em diferentes ângulos, utilizando dois protocolos de treinamentos, sendo um realizado na condição “maior” ($87,5^{\circ} \pm 6^{\circ}$ de flexão de joelho; 0° = joelho estendido) e outro na “menor comprimento muscular” ($38,1^{\circ} \pm 3,7^{\circ}$ de flexão de joelho). Os autores encontraram que os aumentos no pico de torque isométrico de extensão de joelhos em diferentes ângulos (30° a 90°) foram correlacionados de forma significativa e positiva com os aumentos regionais da AST do quadríceps femoral em diferentes regiões musculares. Segundo os autores, estes resultados sinalizam que, possivelmente, o aumento da AST em determinadas regiões contribuíram para aumentar a produção de torque em ângulos específicos.

Adicionalmente a relevância do aumento da AST para a produção de força, outro mecanismo associado ao aumento da força muscular diz respeito às adaptações neurais (AAGAARD *et al.*, 2002; SALE, 1988). Thepaut-Mathieu; Van Hoecke; Maton (1988) constataram que a amplitude do sinal eletromiográfico após um período de treinamento isométrico aumentou mais nos ângulos articulares próximos àqueles utilizados no treinamento em comparação as respostas em ângulos articulares que não foram utilizados no treinamento. Os dados do estudo de Thepaut-Mathieu; Van Hoecke; Maton (1988) sugerem uma adaptação neuromuscular específica aos ângulos treinados, sendo que, esta adaptação parece ser estendida a outros ângulos não treinados quando o treinamento ocorre em maiores comprimentos musculares.

Tendo em vista os raciocínios acima e considerando que os protocolos API, APF, ACO e AVA estejam equiparados (*i.e.*, tempo sob tensão, volume e intensidade, densidade), se os indivíduos treinassem no aparelho banco extensor de

joelhos com esses protocolos e fossem submetidos ao teste de 1RM nas três faixas de ADM correspondentes aos protocolos API, APF, ACO, é possível esperar que, o melhor desempenho no teste de 1RM para os protocolos API e APF corresponda na faixa de ADM articular treinada. Além disso, é possível supor que, os protocolos AVA e ACO apresentem um desempenho similar nas três faixas de ADM testadas. Essa expectativa para os protocolos AVA e ACO parte do entendimento de que o treinamento nas faixas de ADM dos protocolos API e APF, possam resultar em adaptações que contribuam para a produção de força em toda a ADM do exercício, conduzindo para aumentos significativos no desempenho de força máxima dinâmica em diferentes faixas ADM.

Considerando os argumentos apresentados, uma questão que necessita de embasamento diz respeito à expectativa de aumento significativo em um teste de 1RM realizado na ADM completa para o protocolo AVA. No treinamento com o protocolo AVA, a produção de torque articular seria mais constante ao longo dos ângulos que compõem as ADM parciais em comparação ao perfil do torque articular produzido no treinamento com o protocolo ACO (considerando que a duração das ações musculares estejam equiparadas). Esta expectativa de torque mais constante ao longo dos ângulos é baseada nos estudos que verificaram que a realização de diferentes durações das ações musculares resulta em diferentes comportamentos na produção de força muscular ao longo de uma determinada ADM (BENTLEY *et al.*, 2010; SAMPSON; DONOHOE; GROELLER, 2014). Bentley *et al.* (2010) verificaram que, protocolos com durações das ações musculares concêntrica de 1s e excêntrica de 1s no exercício agachamento ocasionaram maiores picos de força nos ângulos articulares próximos a transição da ação muscular excêntrica para ação muscular concêntrica do que o protocolo com durações de 2s de concêntrica e 4s de excêntrica, que não demonstrou grandes variações na produção de força. Os resultados de Bentley *et al.* (2010) sugerem que a produção de força sofre influência da duração das ações musculares. Como a força é uma variável componente do torque, conseqüentemente, o torque articular também é influenciado pela duração das ações musculares.

Relacionando esta informação, de que a duração das ações musculares influencia a produção de torque ao longo dos ângulos, encontramos a seguinte condição: os protocolos API e APF apresentam uma menor ADM a ser percorrida se

comparados ao protocolo ACO, que deverá percorrer esta ADM em uma mesma duração da repetição devido a necessidade de equiparação do tempo sob tensão e uma menor velocidade de execução que estará presente nos protocolos parciais. Concluindo, é possível esperar que no protocolo AVA, durante a realização do treinamento nas ADM correspondentes dos protocolos APF e API, por causa da menor velocidade de execução, a geração de torque seria mais constante ao longo das respectivas ADM. Isso por sua vez, permitiria que o potencial de produzir valores de torque mais altos após um período de treinamento estivesse presente ao longo de toda ADM articular, o que poderia explicar um desempenho similar no teste de 1RM realizado na ADM completa em comparação ao desempenho nas outras ADM parciais.

Importante chamar atenção para o fato de que um protocolo de treinamento com ADM variada (protocolo AVA), o número de treinos em cada ADM parcial seria reduzido à metade em relação ao número total de treinos dos demais protocolos parciais, e que seriam necessários dois treinos seguidos pelo protocolo AVA para percorrer a ADM do protocolo ACO. Este raciocínio inviabiliza desenvolver uma expectativa de um maior desempenho de força deste protocolo quando comparado com os demais para uma mesma faixa de ADM, partindo da aceitação de que um maior volume de treinamento é relevante para as adaptações neuromusculares (força e hipertrofia muscular) (FIGUEIREDO; DE SALLES; TRAJANO, 2018; SCHOENFELD; OGBORN; KRIEGER, 2017).

Diante das informações expostas, evidencia-se a carência de estudos sobre os efeitos da manipulação da ADM em respostas específicas como a hipertrofia muscular. Além disso, os efeitos destas manipulações poderão contribuir para um melhor entendimento da resposta da força muscular em função de treinamentos em ADM-específicas. Os resultados dessa investigação podem adicionar informações baseadas em evidências experimentais e beneficiar os profissionais de Educação Física, responsáveis pela prescrição de treinamentos em diversos setores, como academias e centros esportivos.

2 OBJETIVOS

Objetivo 1 – Comparar o efeito do treinamento de força utilizando protocolos diferenciados pela amplitude de movimento [*i.e.* amplitude completa (ACO), amplitude parcial inicial (API), amplitude parcial final (APF) e amplitude variada (AVA)] na resposta relativa da área de secção transversa (AST) dos músculos reto femoral e vasto lateral.

Objetivo 2 – Comparar o efeito do treinamento de força utilizando protocolos diferenciados pela amplitude de movimento (ACO, API, APF e AVA) na resposta relativa da força máxima dinâmica, através de testes de 1RM nas mesmas ADM dos protocolos ACO, API e APF.

3 HIPÓTESES DE ESTUDO

H1 – Todos os protocolos de treinamento proporcionarão aumentos significativos na AST dos músculos reto femoral e vasto lateral quando comparados com o grupo controle, sendo que o protocolo de treinamento APF provocará um menor aumento na AST dos músculos comparado com os demais protocolos (ACO, API e AVA).

H2 – Todos os grupos de treinamento proporcionarão aumentos significativos no desempenho de força máxima dinâmica nos testes de 1RM quando comparados com o grupo controle, independente da ADM testada, sendo que o melhor desempenho entre os protocolos ocorrerá na faixa de ADM correspondente a dos seus respectivos protocolos.

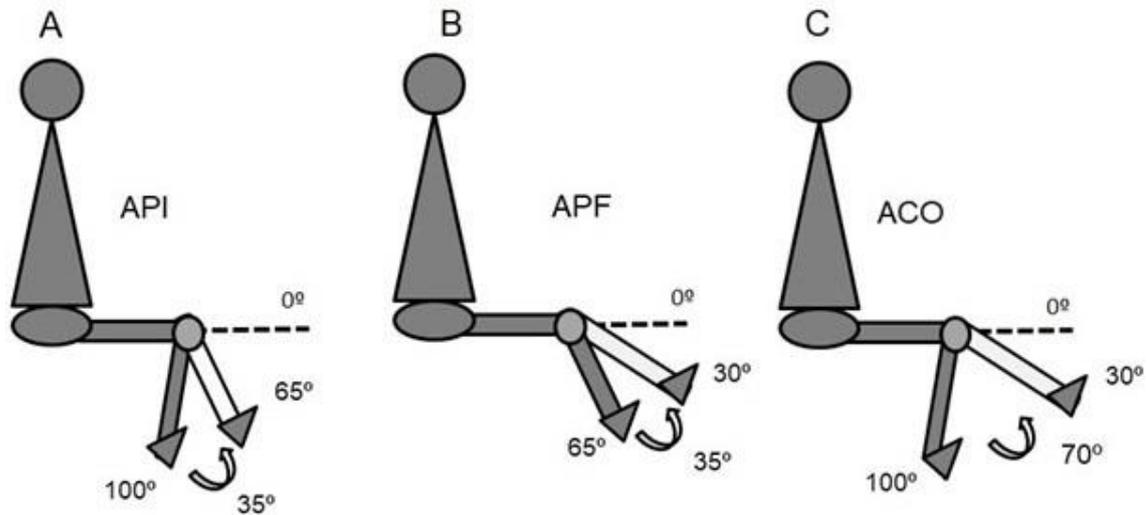
4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento do Estudo

A amostra foi dividida em quatro grupos experimentais e um grupo controle (CON) e cada grupo experimental realizou por 12 semanas um dos quatro protocolos de treinamento diferenciados pela amplitude de movimento: ACO, API, APF e AVA. Todos os grupos experimentais realizaram o treinamento no aparelho banco extensor de joelhos.

Cada grupo experimental foi submetido a três sessões de treinamento por semana, separadas por 48-72 horas. No protocolo API, as voluntárias executavam a amplitude de movimento correspondente aos ângulos entre 100° e 65° de flexão de joelho (0° = joelho estendido) (Figura 1 A). No protocolo APF foi realizada a amplitude referente aos ângulos entre 65° e 30° de flexão de joelho (Figura 1 B). No protocolo ACO, as voluntárias executaram uma amplitude de movimento correspondente aos ângulos entre 100° e 30° de flexão de joelho (Figura 1 C) e, por fim, o protocolo AVA foi caracterizado pela alternância entre sessões de treinamento nas faixas de ADM dos protocolos API e APF.

Figura 1. Caracterização dos ângulos percorridos para cada um dos protocolos de treinamento API, APF e ACO



A - Protocolo amplitude parcial inicial (API): 100° e 65° correspondem ao início e fim da ação concêntrica, respectivamente. B - Protocolo amplitude parcial final (APF): 65° e 30° correspondem ao início e fim da ação concêntrica, respectivamente. C - Protocolo amplitude completa (ACO): 100° e 30° correspondem ao início e fim da ação concêntrica, respectivamente.

Fonte: Próprio autor.

Na primeira sessão de coleta de dados pré-intervenção, todas 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 ao procedimento de registro de imagem panorâmica pelo aparelho de ultrassom (SCOTT *et al.*, 2017) para posterior mensuração da AST em quatro pontos de corte (regiões) ao longo dos músculos reto femoral e vasto lateral. Neste dia, após o registro da última imagem panorâmica, foi mensurada a espessura muscular do reto femoral. A medida da espessura desse músculo foi utilizada como critério de alocação das voluntárias nos grupos de estudo (detalhes adicionais serão fornecidos no item 3.4.2.1). Na segunda sessão de coleta de dados pré-intervenção, as voluntárias realizaram as familiarizações com os três testes de 1RM (RITTI-DIAS *et al.*, 2011) realizados nas ADM utilizadas nos protocolos API, APF e ACO. A

sequência dos testes de 1RM foi balanceada (número de vezes que um teste foi realizado em 1º, 2º e 3º) em cada grupo. Dentro do grupo a sequência de testes foi estabelecida por meio de um ordenamento (Tabela 1). As voluntárias executaram a mesma sequência de testes de 1RM nas sessões de testes pré e pós-intervenção.

Tabela 1. Ordenamento utilizando para definir a sequência dos testes de 1RM dentro de cada grupo

Ordem de chegada das voluntárias para os testes	Ordem dos testes		
	1º teste	2º teste	3º teste
1º	A	B	C
2º	B	A	C
3º	A	C	B
4º	C	A	B
5º	B	C	A
6º	C	B	A
7º	A	C	B
8º	B	A	C
9º	C	B	A
10º	A	B	C

A, B e C = testes de 1RM nas ADM dos protocolos API (100º - 65º), APF (65º - 30º) e ACO (100º - 30º), respectivamente. A definição de qual faixa de ADM representava as letras A, B e C ocorreu por sorteio em cada grupo antes de iniciar a familiarização.

Na terceira, quarta e quinta sessões de coleta de dados pré-intervenção foram executados os testes de 1RM, de tal modo que a cada dia uma das três ADM de teste foi utilizada, seguindo a sequência previamente definida na familiarização. Após a quinta sessão de coleta de dados pré-intervenção, iniciou-se o período de treinamento por 12 semanas. Após a última sessão de treinamento foi registrada novamente a AST dos músculos reto femoral e vasto lateral por meio da imagem panorâmica realizada nos mesmos quatro pontos de corte utilizados na primeira sessão de coleta de dados pré-intervenção. Posteriormente foram realizados novamente os testes de 1RM nas faixas de ADM correspondentes aos protocolos API, APF e ACO seguindo a mesma ordem realizada na terceira, quarta e quinta sessão de coleta de dados pré-intervenção. A Figura 2 ilustra o delineamento experimental.

Figura 2. Delineamento experimental do estudo

1ª sessão pré-intervenção 48-72h	Assinatura do TCLE e PAR-Q; Antropometria; Registro da AST e espessura do músculo reto femoral
2ª sessão pré-intervenção 48-72h	Familiarização aos testes de 1RM nas três ADM
3ª sessão pré-intervenção 48-72h	Teste de 1RM (ADM protocolo API ou APF ou ACO)
4ª sessão pré-intervenção 48-72h	Teste de 1RM (ADM protocolo API ou APF ou ACO)
5ª sessão pré-intervenção 48-72h	Teste de 1RM (ADM protocolo API ou APF ou ACO)
Intervenção 72-96h	12 semanas de treinamento
1ª sessão pós-intervenção 48h	Registro da AST – Teste de 1RM
2ª sessão pós-intervenção 48h	Teste de 1RM
3ª sessão pós-intervenção	Teste de 1RM

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. PAR-Q: Questionário de Prontidão para Atividade Física. AST: Área de secção transversa. ADM: Amplitude de movimento. 1RM: Uma repetição máxima.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Amostra

Foram selecionadas mulheres com idade entre 18 e 30 anos, sem experiência em treinamento de força ou que não estiveram envolvidas em treinamento de força pelo menos até seis meses antes do início do estudo. Para serem incluídas na amostra, essas mulheres não poderiam possuir histórico de lesões músculo-tendíneas nas articulações do tornozelo, joelho, coluna e quadril que pudesse comprometer a integridade física durante o treinamento ou a pesquisa. Além disso, para serem incluídas as voluntárias deveriam responder “não” a todas às questões do questionário PAR-Q e não possuírem doença endócrina ou metabólica, ou outra doença que pudesse por meio do treinamento ser ainda mais prejudicial à saúde ou interferir no resultado do estudo. As voluntárias foram orientadas a não fazerem uso de suplementos alimentares ou anabolizantes durante o período de estudo e manterem a dieta habitual. A voluntária que faltasse três sessões de treinamento sucessivas, não realizasse um número de sessões de treinamento superior a 90% do total programado, não realizasse os testes dentro dos intervalos previstos ou

iniciasse alguma atividade incompatível com a condição do treinamento foi excluída do estudo.

Para determinar o tamanho da amostra foram utilizadas as recomendações de Beck (2013) para cálculo no programa *G.Power*. Assim, o cálculo amostral foi realizado através do programa *G.Power* (versão 3.1.7) utilizando o tratamento estatístico previsto para o presente estudo (ANOVA: *Repeated measures, with-between interaction*). Além disso, foi utilizando um erro alfa de 0,05, um poder de 0,80, uma correlação entre as medidas repetidas de 0,80, uma correção de não esfericidade de 1 (um), considerando cinco (5) grupos de estudo [quatro (4) grupos experimentais e um (1) grupo controle] e duas mensurações (pré e pós treinamento). Para a variável tamanho do efeito (TE) foi utilizado o valor de 0,275, obtido através da equação para comparação par a par apresentada por Beck (2013), nos dados pré e pós-treinamento do Grupo 3-3 (3s CON e 3s EXC) do estudo de DINIZ (2016), a partir da utilização da somatória das AST nos pontos de corte axial de 30%, 50% e 70% do comprimento do fêmur, do músculo vasto lateral. Vale ressaltar que no estudo de Diniz (2016) participaram mulheres que possuíam um perfil semelhante ao proposto nesta investigação e que treinaram no aparelho banco extensor de joelhos, exatamente o mesmo aparelho do presente estudo. O registro da AST no estudo de DINIZ (2016) foi realizado por meio de imagens captadas por ressonância magnética, e existe correlação significativa e positiva entre as medidas da AST do quadríceps femoral registradas por ressonância magnética e ultrassom em imagem panorâmica ($r = 0,78$; $p < 0,0001$) (SCOTT *et al.*, 2017). Assim, o programa apresentou um tamanho de amostra de 45 indivíduos. Considerando uma perda amostral de aproximadamente 10%, o presente estudo contou com 50 mulheres (10 mulheres em cada grupo, incluindo o grupo controle).

A Tabela 2A apresenta a caracterização da amostra de cada grupo por meio de informações referentes à massa corporal, estatura, percentual de gordura (estimada por sete dobras cutâneas – JACKSON; POLLOCK, 1980), idade e espessura do reto femoral, e a Tabela 2 B apresenta o desempenho inicial dos grupos nos testes de 1RM nas três ADM. Pela análise inferencial (ANOVA *one way*), não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos nas variáveis apresentadas nas Tabelas 2A e 2B. Na comparação do desempenho inicial entre os testes de 1RM dentro de cada grupo não foram observadas diferenças entre os

testes realizados nas ADM 100°-65° e 65°-30° ($p = 0,053$) (CM 18). As informações complementares sobre os procedimentos e resultados estatísticos das comparações realizadas nas Tabelas 2A e 2B estão apresentadas no APÊNDICE II.

Tabela 2A. Caracterização da amostra por dados antropométricos

Variável	Grupo	Média ± SD	Min - Max
Idade (anos)	API	23,33 ± 2,58	20 - 27
	APF	23,00 ± 2,91	21 - 30
	ACO	23,20 ± 2,96	19 - 29
	AVA	21,89 ± 1,79	19 - 25
	CON	22,00 ± 2,67	18 - 26
Massa corporal (kg)	API	60,38 ± 10,75	42,00 - 73,90
	APF	60,28 ± 7,90	46,00 - 67,80
	ACO	59,02 ± 8,11	45,90 - 71,00
	AVA	59,16 ± 4,67	50,80 - 65,80
	CON	64,83 ± 7,64	49,00 - 76,90
Estatura (cm)	API	162,00 ± 5,00	152,00 - 172,00
	APF	160,00 ± 4,00	151,00 - 166,00
	ACO	163,00 ± 4,0	157,00 - 168,00
	AVA	163,00 ± 3,00	158,00 - 167,00
	CON	162,00 ± 5,00	157,00 - 174,00
Percentual de gordura (%)	API	23,58 ± 4,66	15,90 - 32,00
	APF	26,25 ± 4,00	17,70 - 32,60
	ACO	25,60 ± 5,53	13,40 - 32,70
	AVA	25,30 ± 4,30	19,10 - 32,50
	CON	27,46 ± 4,73	16,40 - 32,90
Espessura do reto femoral (cm)	API	1,99 ± 0,44	1,11 - 2,59
	APF	1,91 ± 0,35	1,40 - 2,54
	ACO	1,92 ± 0,36	1,21 - 2,61
	AVA	1,93 ± 0,39	1,46 - 2,54
	CON	1,91 ± 0,33	1,41 - 2,46

± SD = Desvio padrão. (Min = mínimo. Max = máximo. API = Amplitude Parcial Inicial. APF = Amplitude Parcial Final. AVA = Amplitude Variada. ACO = Amplitude Completa. 1RM = Uma repetição máxima. CON: Controle.

Tabela 2B - Caracterização da amostra pelos desempenhos nos testes de 1RM

Testes de 1RM (ADM)	Grupo	Média ± DP (kg)	Min – Max (kg)
(100°-65°)	API	41,22 ± 9,90	26,94 - 60,36
	APF	38,84 ± 8,22	27,58 - 50,10
	ACO	42,84 ± 7,11	34,42 - 55,00
	AVA	43,21 ± 9,41	26,94 - 58,80
	CON	40,44 ± 11,42	27,26 - 58,08
(65°-30°)	API	40,70 ± 8,18	25,96 - 54,72
	APF	40,05 ± 8,33	29,38 - 56,32
	ACO	43,42 ± 10,50	25,96 - 57,40
	AVA	44,64 ± 10,16	24,22 - 64,58
	CON	40,62 ± 6,23	32,80 - 49,56
(100°-30°)	API	38,22 ± 9,11	23,96 - 53,88
	APF	35,42 ± 8,10	25,98 - 50,60
	ACO	38,96 ± 7,08	27,62 - 47,66
	AVA	38,40 ± 8,98	26,98 - 59,50
	CON	35,57 ± 8,62	25,26 - 46,50

± DP = Desvio padrão. Min = mínimo. Max = máximo. API = Amplitude Parcial Inicial. APF = Amplitude Parcial Final. AVA = Amplitude Variada. ACO = Amplitude Completa. 1RM = Uma repetição máxima. CON: Controle.

As voluntárias foram recrutadas a partir de avisos fixados nos murais da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) e em outras escolas da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), assim como, por meio de contatos pessoais. Destas voluntárias, 40 se classificaram como sedentárias por não realizarem nenhuma atividade física há pelo menos um ano. Outras dez voluntárias mantinham atividades de caminhada, natação, futsal, basquetebol, *rugby* e dança. Essas atividades eram realizadas com objetivos recreacionais e frequências menores que três vezes por semana. Por fim, 10 voluntárias relataram ter praticado musculação por um período aproximado de um ano e estavam sem se exercitar em academias há mais de um (1) ano. Estas voluntárias com experiência em musculação foram alocadas por sorteio entre os grupos experimentais. Nenhuma voluntária relatou possuir histórico de atividades físicas associadas à realização de treinamento de força sistematizado nos últimos seis (6) meses.

Durante as 12 semanas de treinamento, se a voluntária não comparecesse em todas as três (3) sessões semanais, foi permitido que a reposição da sessão de

treinamento fosse realizada na semana seguinte de treinamento, adotando uma pausa de 24h entre uma sessão e outra. Houve a perda de uma voluntária em cada grupo ao longo do período de treinamento por diferentes motivos, como: falta de interesse em continuar no estudo, dores constantes no joelho, doença súbita que impediu a continuidade no treinamento, condição financeira reduzida para custeio do transporte e tempo excedido para a realização da sequência dos testes de 1RM. Todas as voluntárias que realizaram o treinamento (com exceção da perda amostral) completaram as 36 sessões de treinamentos estabelecidas, exceto por uma voluntária (integrante do grupo ACO), que realizou 35 sessões de treinamento e os dados foram aproveitados para análise.

4.3 Cuidados éticos

Este estudo respeitou as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde (Resolução 466/2012) envolvendo pesquisas com seres humanos e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (número 1758518.1.0000.5149) (ANEXO II). Toda a coleta de dados foi realizada no Laboratório de Treinamento na Musculação (LAMUSC) da UFMG. Antes de iniciarem qualquer atividade, as voluntárias receberam as informações quanto aos objetivos, processos metodológicos do estudo e possíveis riscos/benefícios de participação no estudo. Em seguida as voluntárias assinaram o TCLE aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG e estavam cientes de que a qualquer momento poderiam deixar de participar do estudo.

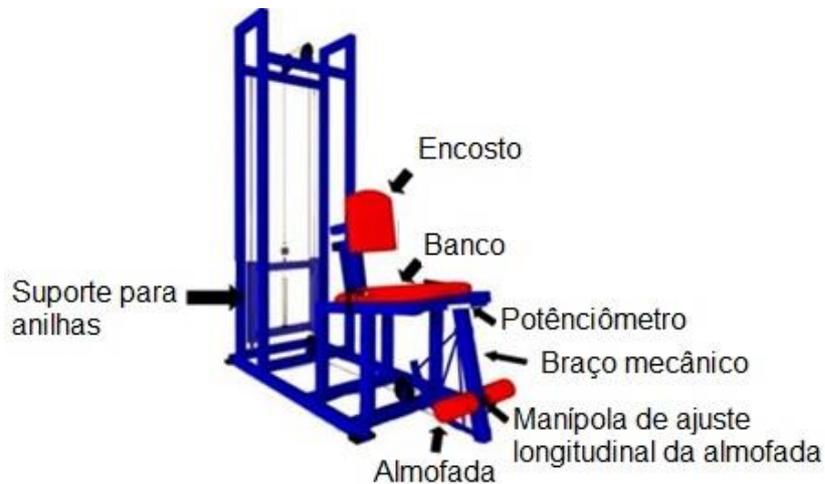
4.4 Instrumentos e Procedimentos

4.4.1 Instrumentos

4.4.1.1 Banco extensor de joelhos

Os testes e os protocolos de treinamento foram realizados no aparelho banco extensor de joelhos (Master Equipamentos®) (Figura 3).

Figura 3. Ilustração do Aparelho banco extensor de joelhos



Fonte: Arquivos do LAMUSC.

O aparelho banco extensor foi instrumentalizado para permitir o registro da amplitude de movimento no tempo. Um potenciômetro (Figura 4) linear de 10 k Ω com erro de linearidade de 2%, faixa de tensão entre +10V a -10V foi fixado ao eixo de rotação do braço mecânico do aparelho. Esse potenciômetro permitiu o monitoramento e registro das ADM realizadas durante os testes de força e ao longo de todas as sessões de treinamento. As informações referentes à análise das ADM percorridas em cada grupo ao longo do treinamento estão apresentadas no item 3.4.2.2. Estudos prévios relataram a utilização do potenciômetro no banco extensor de joelhos para mensurar o deslocamento angular durante a realização do exercício (DALLEAU *et al.*, 2010; DINIZ, 2016; LACERDA *et al.*, 2020). O potenciômetro foi calibrado durante todo o período de testes de 1RM e duas vezes por semana ao longo do tempo de treinamento. Para a calibração foi utilizado um goniômetro manual e os registros em volts que o potenciômetro informava quando o braço mecânico do banco extensor era posicionado no ângulo inicial e final da faixa máxima de ADM utilizada no estudo, confirmados pelo goniômetro manual. Em seguida, o braço era posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas.

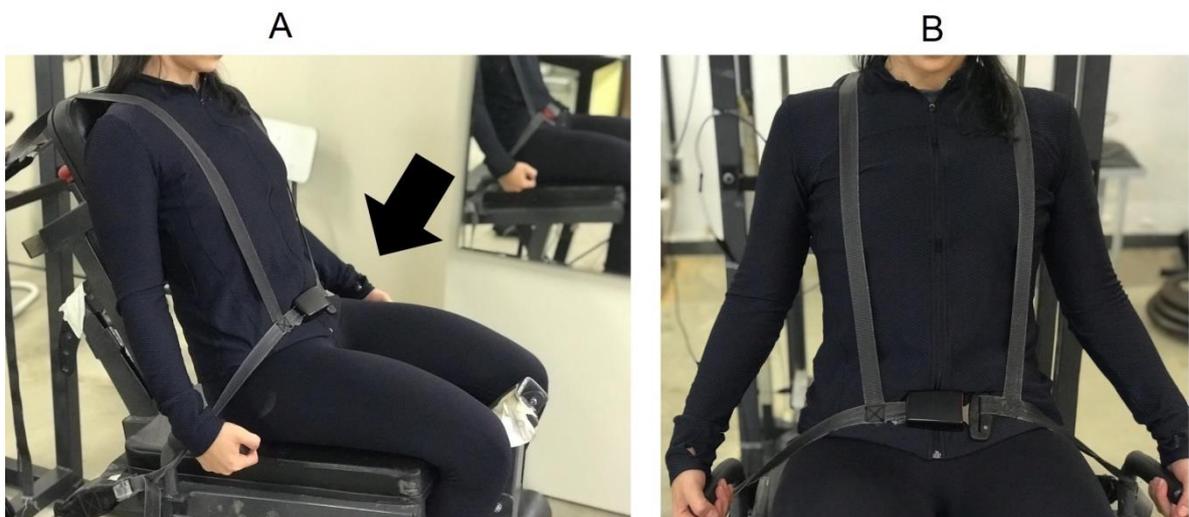
Figura 4. Potenciômetro fixo no eixo de rotação do equipamento

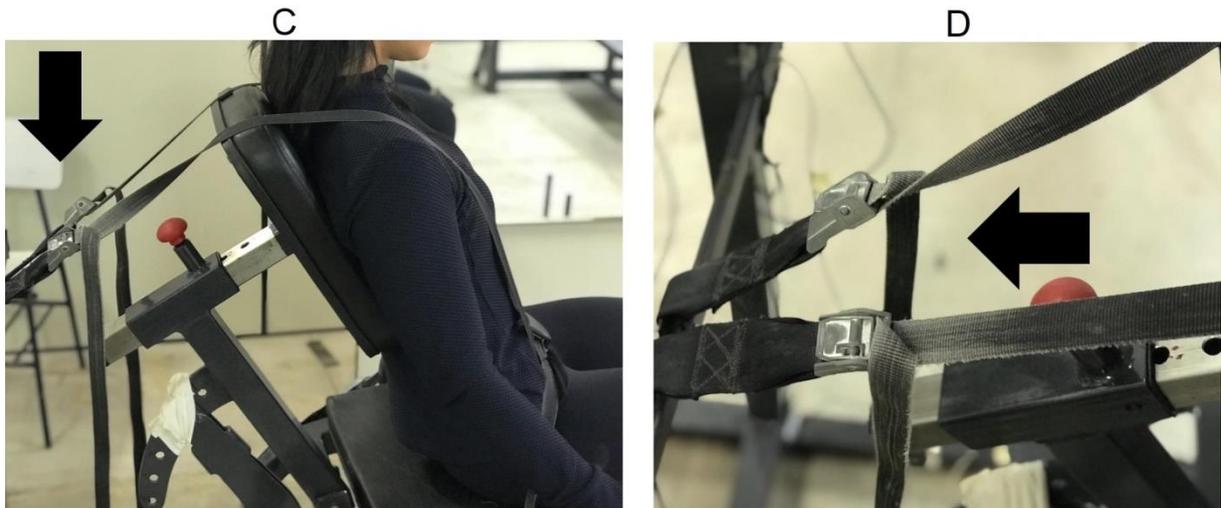


Fonte: Arquivos do LAMUSC

Além da instalação do potenciômetro, um cinto de segurança de quatro pontos (Figuras 5A e 5B) foi instalado no aparelho banco extensor de joelhos. Antes das voluntárias iniciarem os testes ou treinamentos neste aparelho, o cinto de segurança era ajustado por meio de um sistema de presilhas, de modo a minimizar movimentos acessórios (*i.e.* flexões do tronco e quadril), que poderiam influenciar nas respostas.

Figura 5. Cinto de segurança acoplado no aparelho banco extensor de joelhos





5A e 5B ilustram o acoplamento do cinto de segurança na voluntária. 5C e 5D ilustram o sistema de ajuste do cinto de segurança por meio de presilhas.

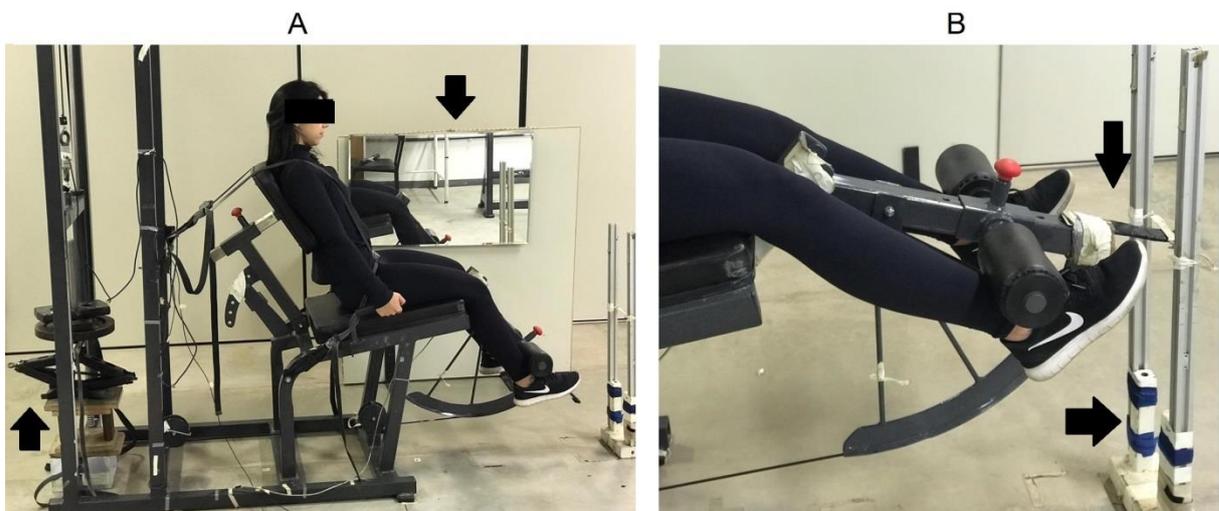
Fonte: Arquivos do LAMUSC

Para a realização do teste de 1RM e treinamento na faixa de ADM entre 65°-30° (protocolo APF) foi utilizado um sistema de levante manual (macaco hidráulico), que permitiu elevar o suporte de anilhas até a altura correspondente ao ângulo inicial desejado no aparelho (65°) (Figura 6A). Para auxiliar visualmente a voluntária na realização da extensão de joelhos dentro da ADM determinada foram construídos dois anteparos de ferro. Cada anteparo era constituído por duas hastes verticais em cima de uma base. As hastes do primeiro e segundo anteparos possuíam 80 cm e 40 cm de altura, respectivamente, e a distância de separação das hastes era de 30 cm, para os dois anteparos, sendo que uma faixa elástica unia as duas hastes. A altura desta faixa elástica era diferente entre os anteparos, pois esta faixa representava um marcador de término da ação muscular concêntrica e início da excêntrica. Deste modo, os anteparos (Figuras 6B e 6C) eram colocados em um ponto previamente determinado no chão, e, quando a voluntária realizava a extensão de joelhos, um prolongamento metálico do braço mecânico do aparelho (visível na Figura 6B), próximo às almofadas do aparelho, tocava a faixa elástica, permitindo controle visual dos limites do movimento articular a serem alcançados pela própria voluntária. No anteparo utilizado para realização do protocolo API foi fixado um pequeno sino na faixa elástica (Figura 6D), com o objetivo de criar um sinal acústico no final da ação concêntrica. Além disso, ao lado do aparelho foi

instalado um espelho permitindo que a voluntária tivesse acesso visual da ADM (Figura 6A). A necessidade de diferentes formas de gerar *feedbacks* em relação a faixa de ADM foi identificada durante um estudo piloto (ver item 3.4.2.2), pois as voluntárias relataram dificuldade em visualizar a faixa elástica do anteparo durante a execução do protocolo API ou no teste de força na faixa de ADM entre os ângulos 100°-65°.

A utilização do espelho minimizou também problemas com a questão associada ao final da ação muscular excêntrica e início da concêntrica. No chão e no cabo de aço do aparelho foram fixados marcadores com fita adesiva branca. Assim, ao longo das repetições, quando a marcação do cabo alinhava a marcação do chão, a voluntária iniciava a transição da ação muscular excêntrica para a concêntrica (Figura 6D). Além do controle da ADM por meio de sinal acústico do sino e visual pelo espelho ou direto no anteparo, o registro instantâneo da ADM gerado pelo potenciômetro na tela do *lap top* permitia o fornecimento de *feedbacks* à voluntária sobre a ADM executada a cada repetição. As informações referentes à análise do registro das durações das ações musculares percorridas em cada grupo ao longo do treinamento estão apresentadas no item 4.4.2.2 Intervenção (Tabela 5).

Figura 6. Anteparos utilizados e as marcações no cabo de aço e chão





A Figura 6A destaca o espelho e o levante manual de pesos. A Figura 6B realça o prolongamento metálico do braço mecânico e as hastes de controle da amplitude de movimento até 30° . A Figura 6C ilustra a outra haste de controle de amplitude de movimento até 65° . A Figura 6D ilustra a marcação no chão alinhada à marcação no cabo, sinalizando 100° de flexão de joelho, e o sino.

Fonte: Arquivos do LAMUSC.

Para ajudar no controle da duração das ações musculares foi utilizado um metrônomo acoplado a dois autofalantes e, adicionalmente, as voluntárias recebiam da equipe de coleta informações instantâneas da duração de cada ação muscular por meio dos registros do potenciômetro. As análises das durações das ações musculares estão disponíveis no item 3.4.2.2.

4.4.1.2 Ultrassom

Para mensuração da AST foram utilizadas imagens registradas por meio de um ultrassom (Mindray® DC-7, China) com transdutor matricial linear de frequência entre 5-10MHz (Figura 7). Ao lado do aparelho de ultrassom foi instalada uma maca, que permitiu os registros por meio deste aparelho.

Figura 7. Ultrassom e transdutor

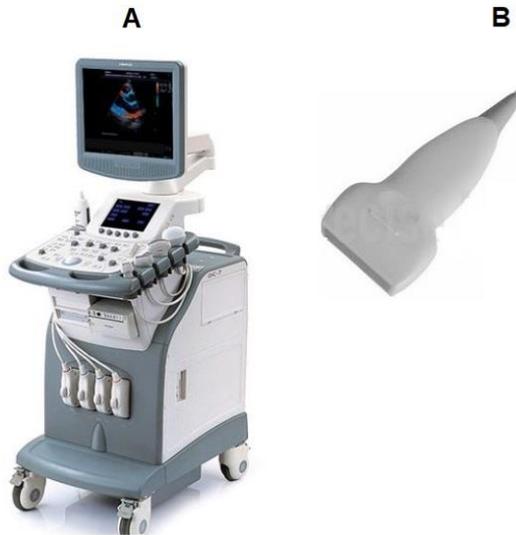


Figura 7A: Ultrassom. 7B: Transdutor Matricial.
Fonte: Arquivos do LAMUSC

4.4.2 Procedimentos

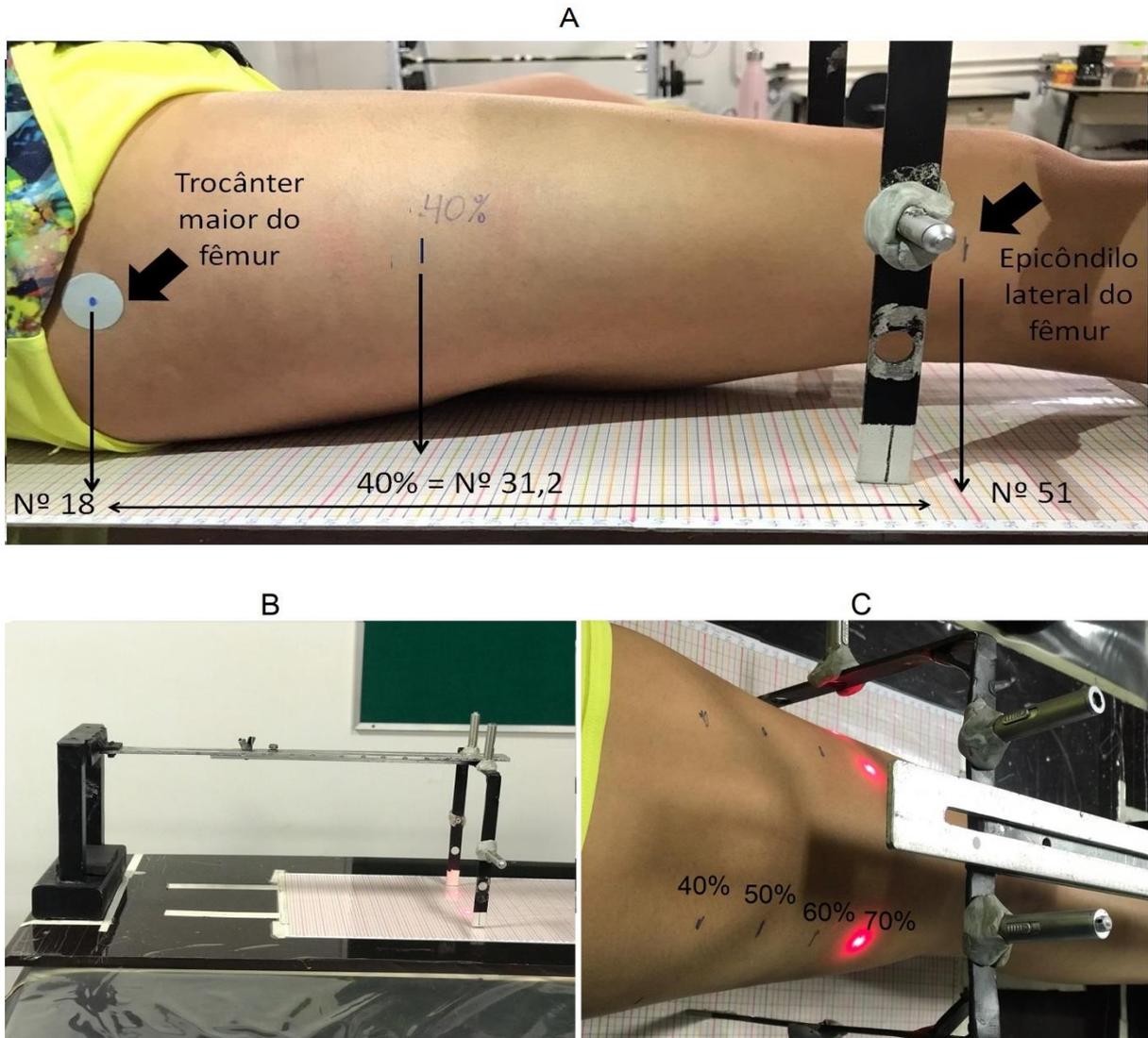
4.4.2.1 Pré-intervenção

As mensurações das AST dos músculos reto femoral e vasto lateral foram realizadas por meio de imagens panorâmicas em quatro (4) pontos de corte transversal do quadríceps femoral do membro direito da voluntária. A utilização da imagem panorâmica de ultrassom é considerada uma estratégia válida para mensurar a AST regional dos músculos do quadríceps femoral (SCOTT *et al.*, 2017; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2010). No presente estudo os pontos de corte para aquisição das imagens para posterior mensuração da AST foram de 40%, 50%, 60% e 70% da distância entre o trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral do fêmur. Em um estudo piloto foi demonstrado que pontos de cortes inferiores e superiores a 40% e 70%, respectivamente, da distância utilizada no presente estudo, não permitiram a realização do processo de mensuração da AST com a qualidade necessária, pelo ultrassom utilizado. Adicionalmente, por meio do estudo piloto realizado foi verificado que as imagens dos outros músculos do quadríceps femoral (vasto medial e vasto intermédio) a 40% e 50% não possuíam a nitidez necessária

para a interpretação dos seus limites musculares, e por isso estes músculos não foram incluídos para análise da AST.

Para aferição das imagens, a voluntária repousou por 15 minutos na maca (para acomodação de líquidos) (BERG; TEDNER; TESCH, 1993) e durante este tempo foram demarcados com caneta os pontos correspondentes ao trocânter maior do fêmur e epicôndilo lateral do fêmur. Estas marcações foram feitas em um adesivo que foi colado no short do tipo *leg* ou na pele da voluntária (Figura 8A). Estas e todas as outras marcações feitas nas voluntárias ao longo do estudo foram realizadas exclusivamente pelo pesquisador principal. Além das marcações acima, foram realizadas outras correspondentes às quatro regiões de análise (Figura 8C). Para realizar estas marcações foi desenvolvido pela equipe de coleta um conjunto de acessórios com sistema de lasers. Este conjunto de acessórios era formado por três equipamentos: uma prancha lisa de madeira (110 cm x 50 cm x 2 cm), um apoio para o calcanhar e um aparato com laser. Na face da prancha foi colada com papel adesivo tipo *contact* uma folha milimetricamente pautada (65 cm x 30 cm) e numerada manualmente de um (1) a 65 (no início e fim de cada linha/pauta) em espaçamentos correspondentes a 0,5 cm entre cada linha. Esta prancha era fixada em cima da maca em posição previamente determinada, visando posterior replicação. Assim, quando a voluntária deitava em cima desta prancha (que estava sobre a maca), o pé direito era fixado no aparato com laser (que era posicionado na borda inferior da prancha em local demarcado) (Figura 8B), e a coxa direita era centralizada sobre a folha pautada, permitindo acesso visual das pautas e seus números correspondentes, tanto da parte medial quanto lateral da coxa (Figuras 8A e 8C).

Figura 8. Prancha pautada sobre o aparato com laser



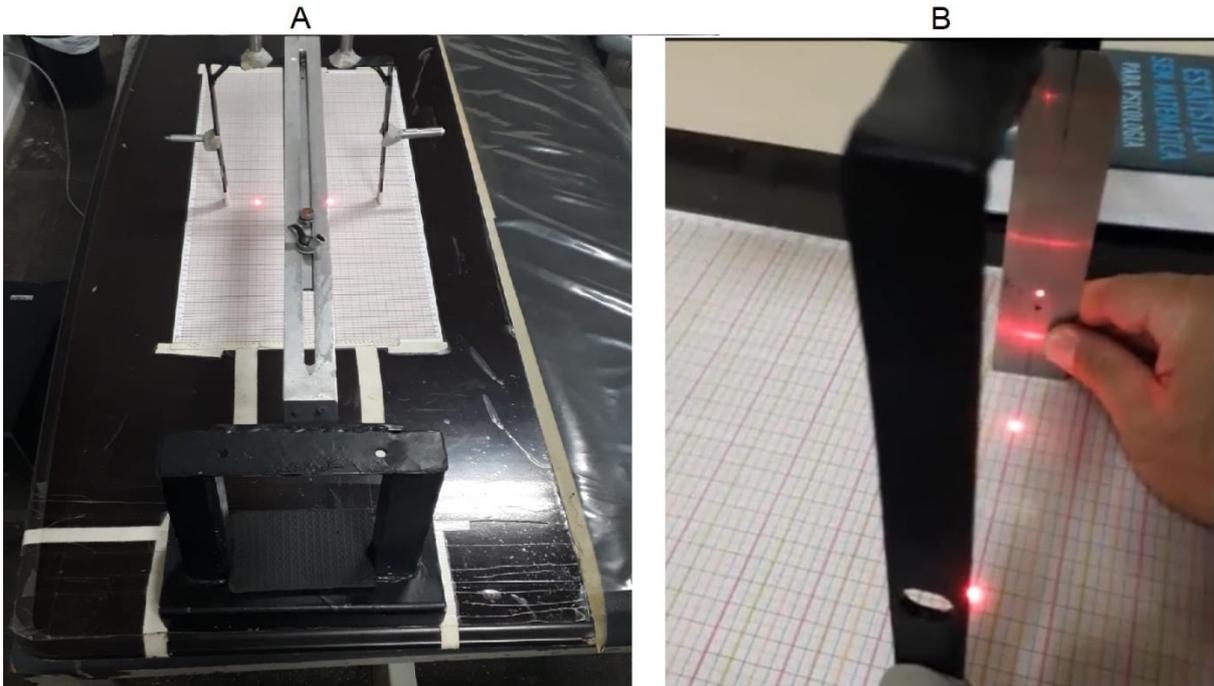
A Figura 8A apresenta o aparato com laser sobre a prancha pautada e ilustra as marcações do trocâter maior do fêmur e do epicôndilo lateral do fêmur, juntamente com os números para cálculo da região de 40% da distância entre estas marcações (adiante explicado). Em 8 B estão apresentadas as marcações na coxa nas regiões de 40%, 50%, 60% e 70%.
 Fonte: Arquivos do LAMUSC.

A partir deste momento, com a voluntária deitada e a coxa centralizada sobre a folha pautada, os números perpendicularmente correspondentes ao alinhamento da pauta e os dois pontos que demarcavam o trocâter maior do fêmur e epicôndilo lateral do fêmur eram registrados (Figura 8A). Por meio desse registro eram calculados os números na folha pautada que corresponderiam as quatro (4) regiões

analisadas (Figuras 8A e 8C). Exemplificando para o ponto de corte a 40%, caso uma voluntária ao ser posicionada na prancha apresentasse os números 18 e 51 nos alinhamentos correspondentes ao trocânter maior do fêmur e epicôndilo lateral do fêmur, respectivamente, a seguinte equação era calculada para compreensão do local na coxa que representasse, lateralmente, este ponto de corte: $(45 - 18) * 0,40 + 18$ (Figura 8A). O mesmo cálculo e procedimento foram realizados para as outras regiões substituindo o 0,40 pelos outros pontos de corte (0,50, 0,60, 0,70). Assim, por meio dos números da prancha era conhecido e marcado na pele da voluntária (com caneta semipermanente) um pequeno traço de aproximadamente 0,5 cm (transversal) na lateral coxa que correspondia às regiões propostas para análise da AST. Todos os números foram registrados em uma planilha para posterior replicação no pós-treinamento.

Em seguida, o aparato com laser era ajustado e o lasers ligados. A partir deste ponto torna-se relevante explicar a composição e funcionamento do aparato com laser. Este acessório é composto por uma base de ferro (25 cm x 7 cm x 5 cm) (Figuras 8B e 9A) que recebia e fixava o pé da voluntária em local próprio, evitando movimentos do quadril ou tornozelo. Esta base é parafusada a uma haste de alumínio (45 cm x 5 cm x 0,2 cm), que sobre ela desliza para frente e para trás uma guia metálica com as mesmas características estruturais da haste, porém, na extremidade desta guia metálica foi soldada uma chapa estreita de alumínio (45 cm x 5 cm x 0,2 cm) em sentido perpendicular a guia (em formato de T). Ao longo desta chapa estreita (T) foram abertos dois (2) buracos circulares com espaço calculado para a entrada e conexão de dois (2) lasers (do tipo ponteira), distribuídos uniformemente. Nas extremidades (direta e esquerda) desta chapa estreita de alumínio, em direção perpendicular, foram soldadas outras chapas com as mesmas características da anterior, onde outro buraco foi aberto para a entrada e conexão de mais um (1) laser (em cada lado). Os lasers foram soldados nas chapas de alumínio com adesivo termofixo do tipo epóxi (Loctite durepoxi - Henkel[®], Brasil). Todos os lasers foram alinhados e este alinhamento foi conferido todos os dias que houve registro de imagem pelo ultrassom (Figura 9B).

Figura 9. Aparato com laser



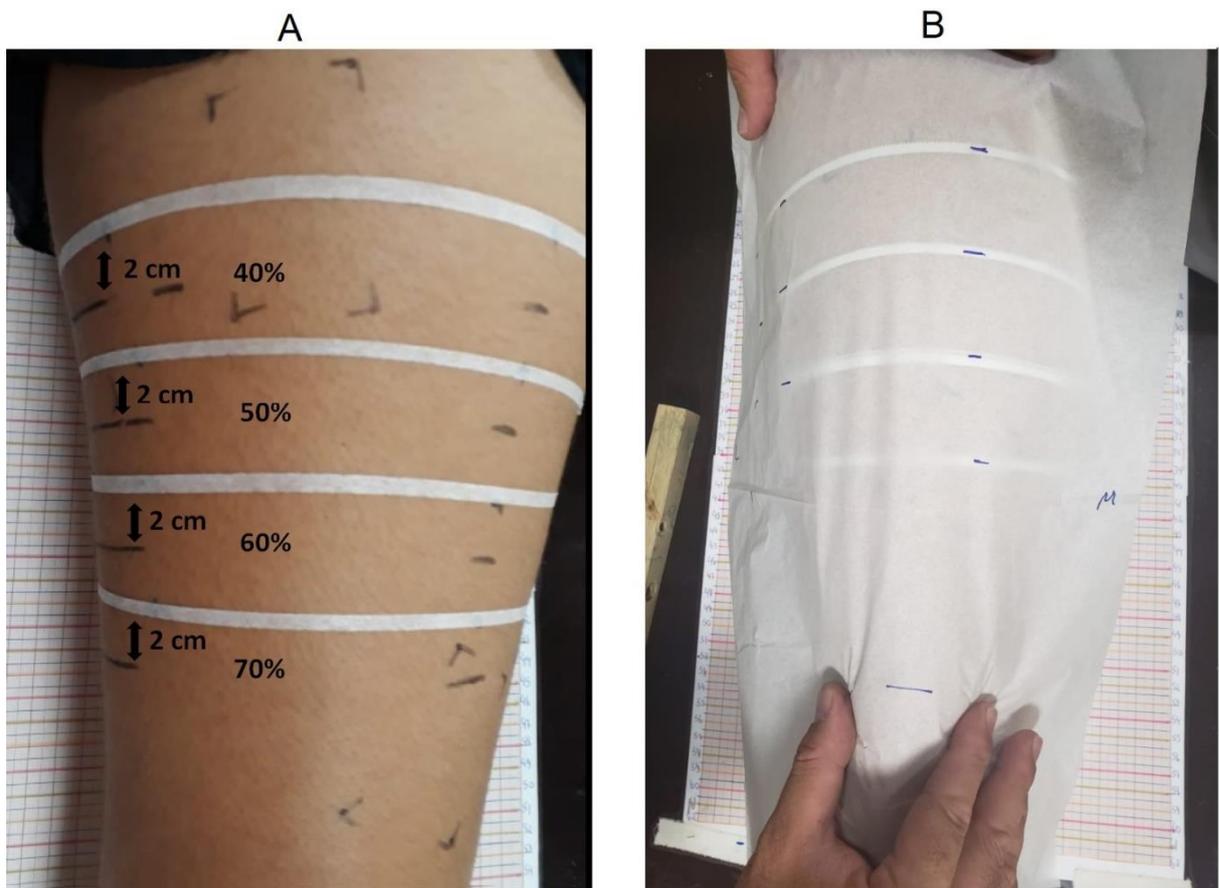
A Figura 9A ilustra o aparato com laser sobre a maca, visão superior, e Figura 9B apresenta o alinhamento dos lasers.

Fonte: Arquivos do LAMUSC.

Continuando a explicação do uso do aparato com laser, após a marcação dos quatro pontos de corte na lateral da coxa a guia metálica era deslizada a frente fazendo com que a haste em T passasse por cima da coxa da voluntária, e as hastes nas laterais tocasse a prancha próxima à parte medial e lateral da coxa. Neste momento os lasers eram ligados e o primeiro laser era posicionado de tal forma que a luz do laser deveria cobrir uma parte da marcação em traço de 0,50 cm feita na parte lateral da coxa a 40% do comprimento do fêmur (distância entre o trocânter maior do fêmur e epicôndilo lateral do fêmur). Neste momento, os outros lasers, superiores e medial, indicavam simultaneamente o local correto para as outras marcações axiais conservando o alinhamento. Como a guia em T era móvel, todas as marcações nos outros pontos de corte seguiram o mesmo procedimento. Além disso, todas as distâncias entre os cortes eram conferidos manualmente com uma régua e caso houvesse alguma distância incoerente, todo o processo era refeito.

Depois que as marcações sobre os pontos de corte eram estabelecidas, o aparato com laser era retirado e eram feitas outras marcações, também com caneta semipermanente, recuadas proximalmente 2 cm da marcação apontada pelo laser. Em cima destas novas marcações, em sentido transversal, foi colocada uma tira adesiva de micro poro ou esparadrapo com largura padronizada em 0,5 cm (Figura 10A). Esta tira serviu como referência para o percurso do transdutor. Para assegurar a reprodutibilidade das demarcações após o período de treinamento, uma folha de papel vegetal foi colocada por cima das tiras, e cada demarcação foi registrada no papel vegetal, juntamente com algumas marcações individuais na pele de cada voluntária (*i.e.* cicatriz e pintas).

Figura 10. Marcações na coxa



A Figura 10A ilustra os pontos de corte para aquisição das imagens de ultrassom. A Figura 10B apresenta as marcações realizadas na folha vegetal no pré-treinamento sendo utilizada para conferência das marcações no pós-treinamento.

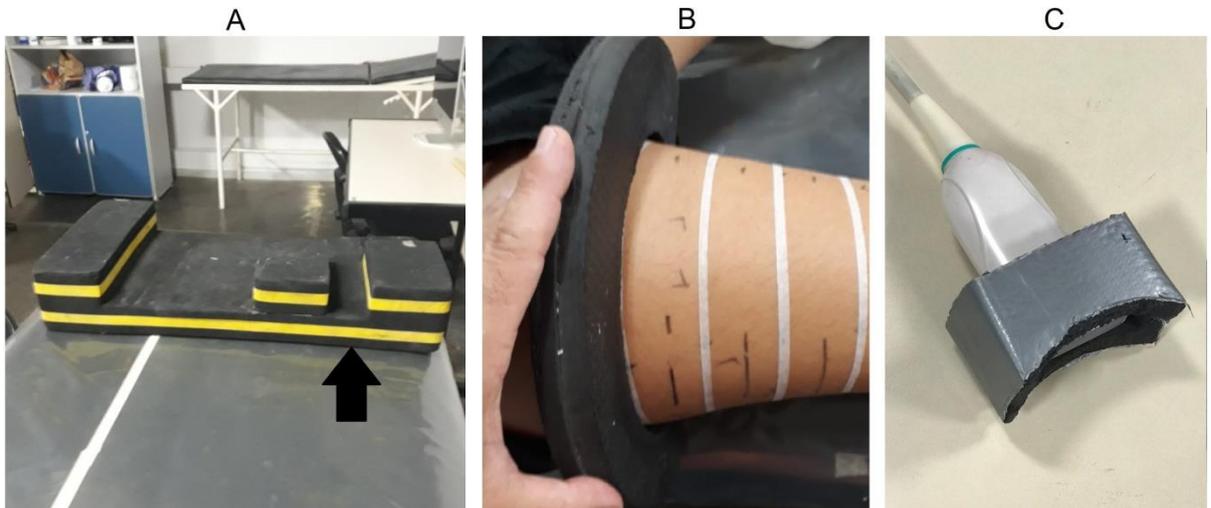
Fonte: Arquivos do LAMUSC.

A partir deste momento o calcanhar da perna direita da voluntária era posicionado sobre um apoio construído a partir de um *step* de E.V.A. (etil, vinil e acetato; 60 cm x 28 cm x 14 cm). Para melhor esclarecimento, neste *step* um corte de profundidade, comprimento e largura em torno de 7 cm, 10 cm e 5 cm, respectivamente, foi realizado para acomodação do calcanhar e redução dos movimentos do membro inferior. Este apoio era importante, pois elevava a perna da voluntária, facilitando o percurso do transdutor ao longo do corte axial na coxa (Figura 11A).

Antes de iniciar o processo de aquisição de imagens, foi colocado um artefato circular de material E.V.A., chamado de condutor E.V.A., em cima da tira de microporo ou esparadrapo, como o utilizado nos estudos de Lacerda *et al.* (2020) e Noorkoiv; Nosaka e Blazeovich (2010) (Figura 11B). O condutor E.V.A. foi confeccionado pela equipe do LAMUSC em três (3) tamanhos (pequeno, médio e grande) para atender as diferentes circunferências da coxa e tinha como objetivo ajudar a manter o transdutor em sentido perpendicular a pele e orientar o percurso transversal. Em seguida, o transdutor do ultrassom foi acoplado a um receptáculo curvilíneo de material E.V.A. de quatro (4) centímetros de largura, equivalente a distância entre uma tira de esparadrapo e outra, que facilitava a pegada e centralizava a condução do transdutor ao longo do corte axial em curva (coxa) (Figura 11C). Tanto o condutor E.V.A. e o receptáculo citados foram utilizados anteriormente no estudo de Lacerda *et al.* (2020).

Neste momento foi aplicado com abundância um gel facilitador de transmissão acústica na coxa (Ultra Gel[®], Brasil) e dentro do receptáculo de E.V.A. junto ao transdutor. Em seguida, evitando ao máximo comprimir a pele, o transdutor lentamente percorreu a coxa no sentido lateral-medial, sob a orientação do condutor de E.V.A. (Figura 11C) gerando instantaneamente imagens panorâmicas no monitor do ultrassom. Vale ressaltar que foram feitas duas (2) imagens panorâmicas para cada ponto de corte, em cada músculo. Diante disso, 16 imagens foram geradas por voluntária, oito (8) para o músculo reto femoral e oito (8) para o vasto lateral.

Figura 11. Apoio para o calcanhar, condutor E.V.A. e receptáculo



A Figura 11A apresenta o suporte utilizado para apoio dos calcanhares no local indicado pela seta. A Figura 11B ilustra o condutor E.V.A., e a Figura 11C apresenta o receptáculo que acoplava o transdutor.

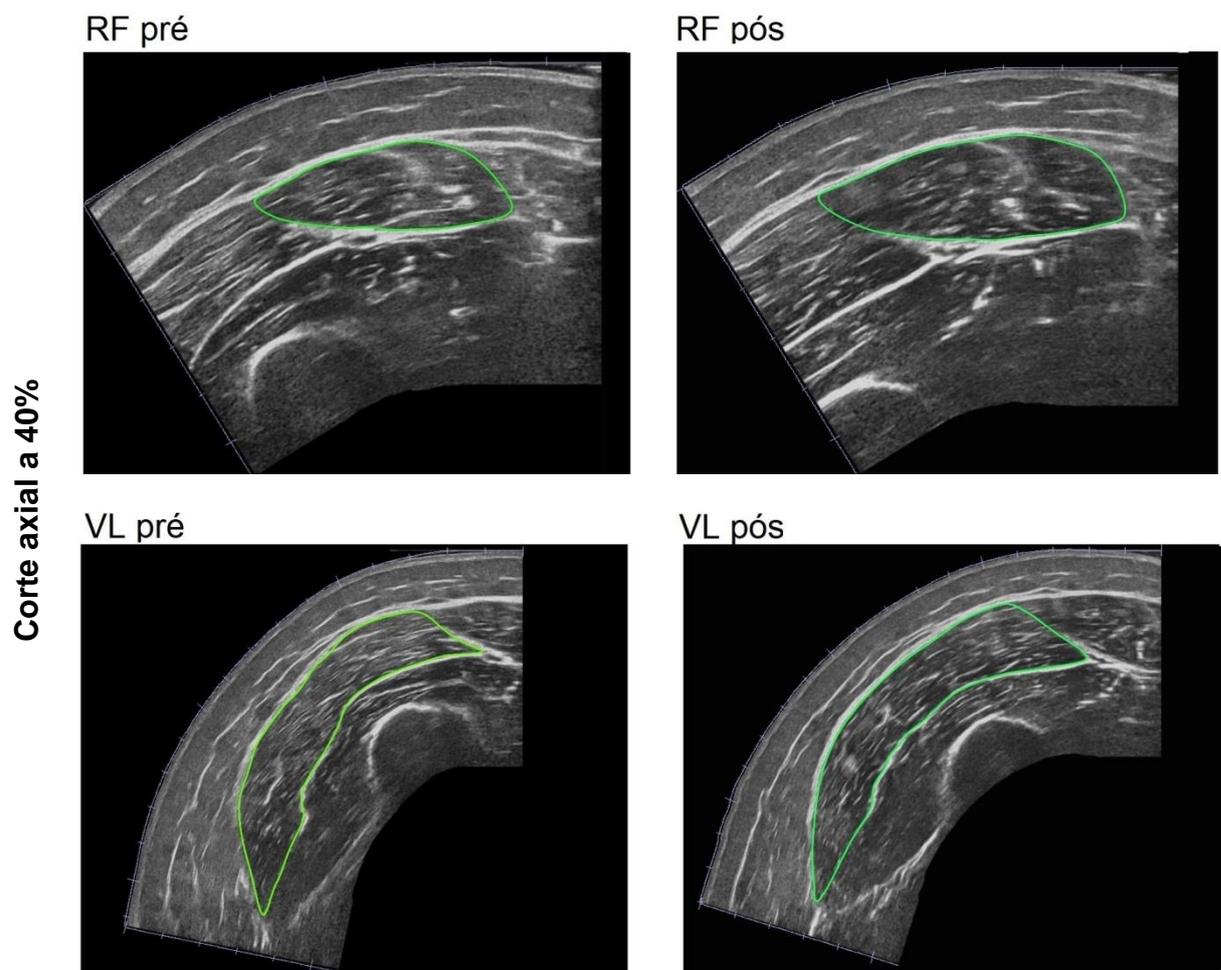
Fonte: Arquivos do LAMUSC.

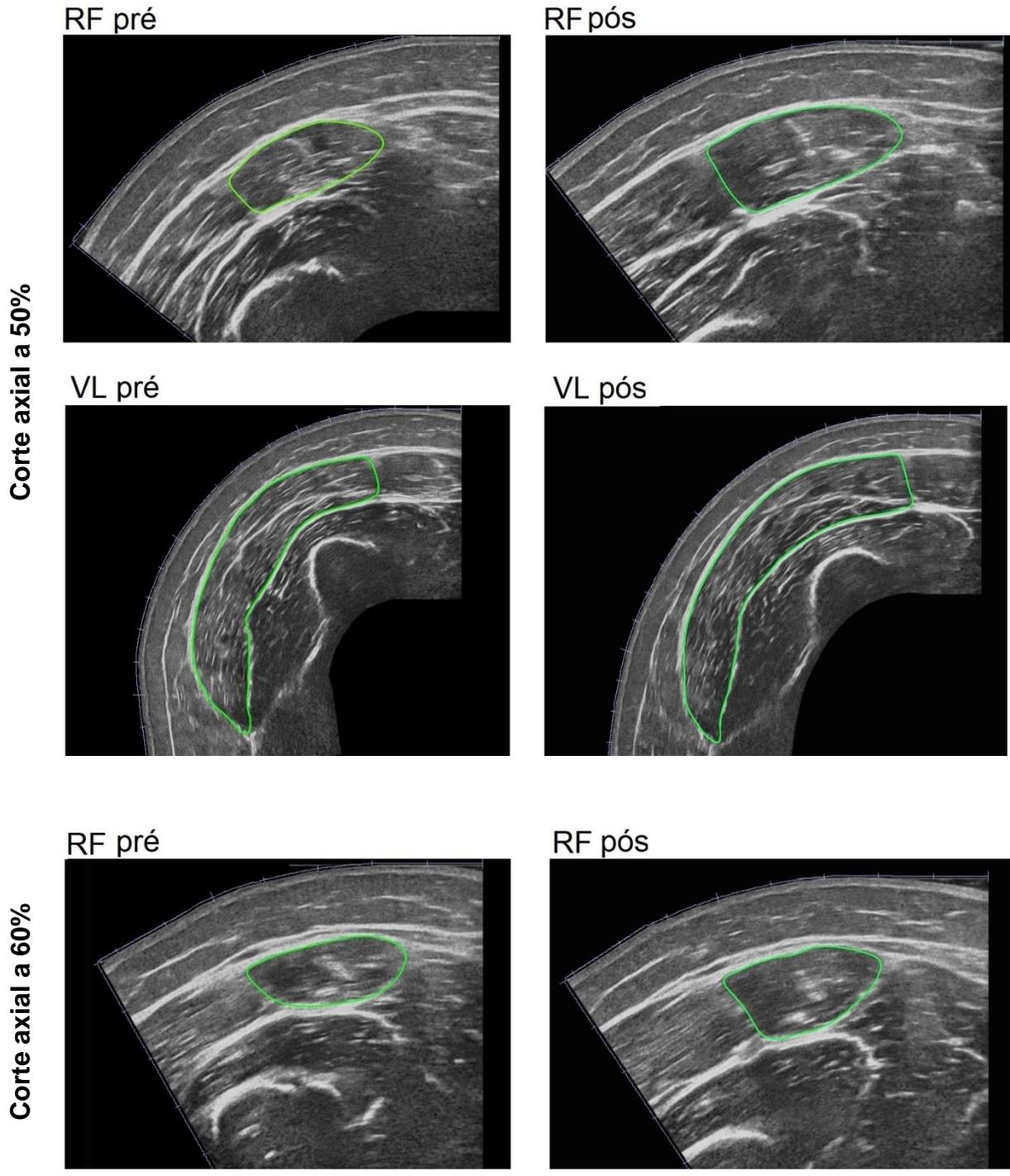
Adicionando as informações sobre o processo de aquisição de imagens, como cada músculo do quadríceps femoral e as regiões musculares apresentam arquiteturas diferentes (BLAZEVICH; GILL; ZHOU, 2006), percebeu-se durante um estudo prévio do grupo de pesquisadores do LAMUSC (LACERDA *et al.*, 2020) que a manipulação individual dos parâmetros de aquisição de imagem do Ultrassom (profundidade e brilho) poderia proporcionar maior resolução caso estes fossem ajustados para cada pessoa, músculo e ponto de corte muscular. Assim, para cada pessoa, ponto de corte e músculo foi adotado e registrado para posterior replicação, uma configuração de parâmetros de aquisição de imagem específica.

Todas as imagens foram registradas na memória do disco rígido do aparelho de ultrassom e transferidas para um disco rígido externo (*Hard Drive - HD* externo), em formato DICOM, para análise da AST muscular utilizando o programa OSIRIX 6.0, que permite delinear manualmente a AST. Em seguida, as imagens neste disco rígido foram codificadas por um indivíduo externo ao grupo de pesquisa, não permitindo que o pesquisador principal soubesse de quem era a imagem panorâmica durante o processo de delimitação da AST (sem identificação da voluntária). Ao final de cada delimitação muscular, o programa OSIRIX 6.0 quantifica instantaneamente a AST do corte muscular. Como foram feitas duas

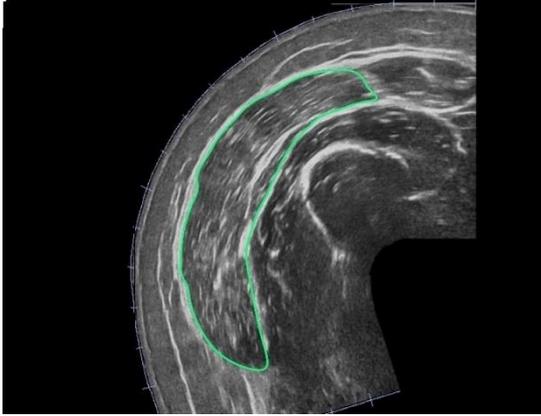
imagens por ponto de corte muscular em cada músculo, utilizou-se da média da AST destas duas imagens para determinar a AST de cada ponto de corte dos músculos analisados. No presente estudo, apenas o pesquisador principal mensurou a AST a partir do delineamento das imagens para fins de comparação intra e intergrupos. Entretanto, outra pessoa analisou as imagens para fins de se verificar a confiabilidade da medida no processo de delineamento da imagem (informações adicionais sobre este procedimento serão fornecidas no item 3.4.2.3). A Figura 12 ilustra um delineamento manual pelo OSIRIX, 6.0 nas imagens pré e pós-período de treinamento nos músculos vasto lateral e reto femoral.

Figura 12. Delineamento das imagens panorâmicas de ultrassom

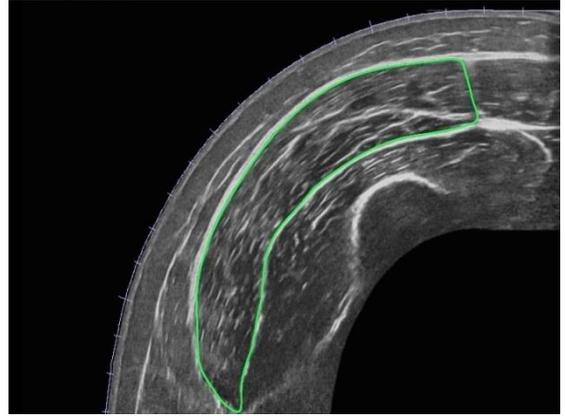




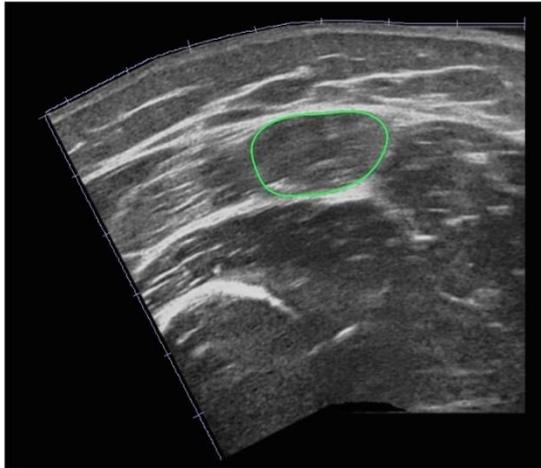
VL pré



VL pós



RF pré



RF pós

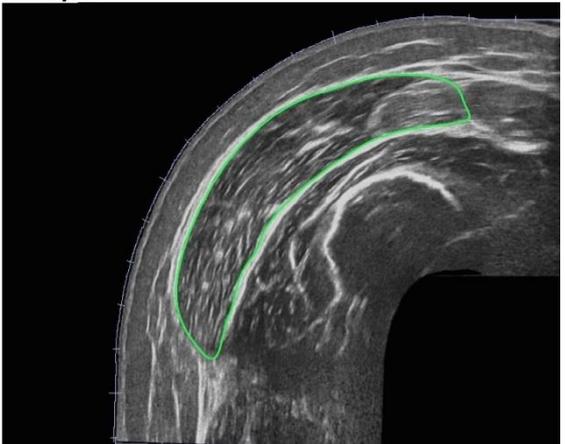


Corte axial a 70%

VL pré



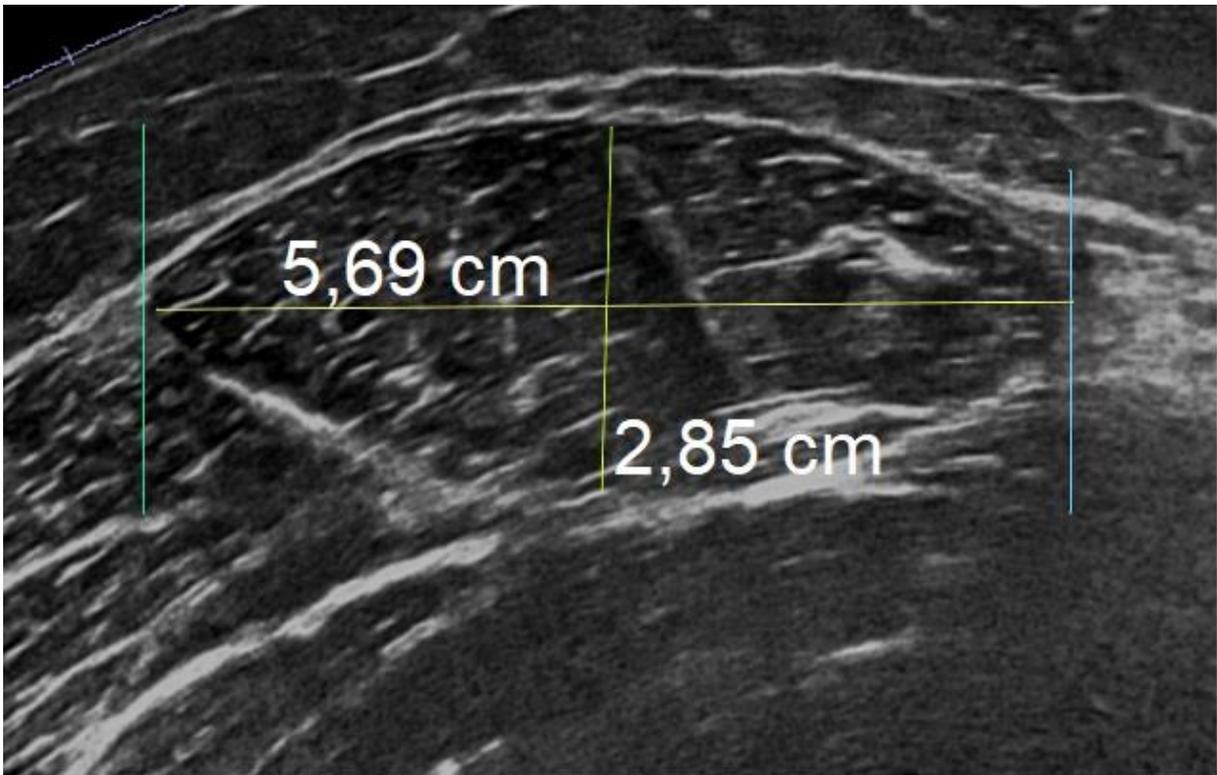
VL pós



VL: Vasto Lateral. RF: Reto femoral.
Fonte: Arquivos do LAMUSC.

Adicionalmente, foi mensurada a espessura do músculo reto femoral pela imagem panorâmica do corte de 50% para fins de critério de balanceamento das voluntárias nos grupos (Figura 13). A espessura do reto femoral foi definida pela distância entre o limite inferior da camada de gordura abaixo da pele e a parte interna da aponeurose que delimita os músculos reto femoral e vasto intermédio, e foi mensurada no próprio aparelho de ultrassom. A referência horizontal foi estabelecida como 50% da distância perpendicular entre os pontos mais mediais e laterais do músculo.

Figura 13. Registro e cálculo da espessura do músculo reto femoral



Corte axial do reto femoral a 50% da distância entre o trôcanter maior do fêmur e o epicôndilo lateral do fêmur. Os números 5,69 cm e 2,85 cm representam, respectivamente, a distância dos limites laterais da área de secção transversa muscular, e a espessura do músculo a 50% desta distância.

Fonte: Arquivos do LAMUSC.

Após a análise, a espessura do músculo reto femoral das voluntárias foi hierarquizada por tamanho, do maior para o menor. Em seguida, por meio de um sorteio entre os grupos experimentais, o grupo ACO recebeu a voluntária de maior

espessura do reto femoral, seguido pelos grupos API, APF e AVA. A voluntária com a 5ª maior espessura foi alocada no grupo AVA, e da 6ª a 9ª voluntária seguiu-se ordenamento inverso (APF, API e ACO), e assim por diante até todas as voluntárias estarem alocadas em grupos. A escolha do tamanho da espessura muscular como critério para balanceamento dos grupos partiu do entendimento de que a hipertrofia muscular é o parâmetro com maior relevância neste estudo. Embora a hipertrofia muscular tenha sido estimada pela mudança na AST, há estudos como o de Franchi *et al.* (2018) e Yi *et al.* (2012), que apresentaram correlação significativa e positiva ($r = 0,82$, $p < 0,001$ e $r = 0,72$, $p = 0,02$, respectivamente) entre as medidas da AST e espessura muscular, ambas analisadas por meio de registros de imagens de ultrassom. A opção de analisar a espessura e não diretamente a AST foi baseada na necessidade de distribuir as voluntárias de modo balanceado e o mais rápido possível para viabilizar o cronograma da pesquisa, utilizando uma variável, que sua mudança positiva é representativa de hipertrofia muscular, e é influenciada pelo treinamento de força (FRANCHI *et al.*, 2018). Vale informar que a análise da AST por imagem é um procedimento que pode levar horas, e a análise da espessura em “imagem congelada” pode ser realizada em poucos minutos. A escolha do músculo reto femoral para análise da espessura foi atribuída pelos resultados de estudos prévios que indicaram que este músculo pode ser o mais responsivo (para hipertrofia) ao treinamento no aparelho banco extensor de joelhos do que o músculo vasto lateral (DINIZ, 2016; NARICI *et al.*, 1996; WAKAHARA *et al.*, 2017). Entretanto, há estudos que não mostram esta superioridade, sinalizando que esta comparação carece de mais investigações (BARONI *et al.*, 2013; HÄKKINEN *et al.*, 2001). A escolha do ponto de corte de 50% foi baseada em autores que optaram pela análise da espessura do reto femoral neste ponto de corte quanto ao processo de hipertrofia muscular após o treinamento de força (BARONI *et al.*, 2013; MATTA *et al.*, 2015).

Na segunda sessão de coleta de dados pré-intervenção, como processo de familiarização, foram realizados três (3) testes de 1RM nas ADM correspondentes aos protocolos API, APF e ACO. Para as familiarizações aos testes de 1RM, as voluntárias foram posicionadas no banco extensor de joelhos em que o encosto do banco e o banco formavam um ângulo de 110° e o epicôndilo lateral do fêmur era alinhado com o potenciômetro (instalado no eixo de rotação do aparelho) (DINIZ,

2016; LACERDA *et al.*, 2020). A almofada que recebe o contato do membro inferior foi posicionada aproximadamente três centímetros acima do maléolo medial (ULLRICH; KLEINÖDER; BRÜGGEMANN, 2009). Os ajustes necessários para que a voluntária ficasse nesta posição foram registrados para posterior reprodução nos testes de 1RM e no treinamento. As familiarizações aos testes de 1RM seguiram as orientações: número máximo de seis (6) tentativas; pausa de cinco (5) minutos entre as tentativas e progressão gradual do peso mediante percepção das voluntárias e dos avaliadores (ajuste mínimo 1,0 kg) (DINIZ *et al.* 2016). O peso no aparelho foi progressivamente aumentado até que não fosse possível alcançar a ADM pré-determinada para a realização do exercício na ação muscular concêntrica, sendo que o valor de 1RM correspondeu ao peso levantado na tentativa anterior. Para que fossem respeitadas as ADM nos testes de 1RM durante a familiarização, foram colocados os anteparos previamente citados, juntamente com o espelho, que indicaram visualmente para as voluntárias as ADM necessárias para completarem os testes. Foi dado um intervalo de 30 minutos entre o final de um teste de familiarização em uma determinada ADM e o início do teste de familiarização em outra ADM. Este intervalo de 30 min entre os testes da familiarização foi estipulado com base no estudo piloto (amostra semelhante a do presente estudo), que utilizou este mesmo intervalo de tempo entre os testes da familiarização e apresentou um CCI $3,1 = 0,94$ entre os dados referentes aos desempenhos dos testes da familiarização e os testes realizados em dias isolados. Os valores de CCI 3,1 podem ser interpretados da seguinte forma: entre 1,0 a 0,81, a confiabilidade foi considerada excelente; de 0,80 a 0,61, muito boa; de 0,60 a 0,41, boa; de 0,40 a 0,21, razoável e, por fim, de 0,20 a 0,00, pobre (WEIR, 2005).

Na 3ª, 4ª e 5ª sessões de coleta de dados pré-intervenção foram realizados, a cada dia, o teste de 1RM para registro do desempenho, que seguiu a ordem das ADM testadas na familiarização. Segundo Levinger *et al.* (2009), protocolos de teste de 1RM que incluem uma sessão de familiarização e uma sessão de teste são capazes de mensurar de forma válida a força máxima dinâmica de indivíduos não treinados. A confiabilidade do desempenho nos testes de 1RM foi confirmada por meio da análise do coeficiente de correlação intraclassa (CCI 3,1) pelo programa SPSS (versão 22), do erro padrão de medida (EPM) [desvio padrão do teste x raiz quadrada de (1 – valor do CCI 3,1)] (WEIR, 2005) e do coeficiente de variação

médio (CV médio), utilizando os resultados dos testes realizados na familiarização e os resultados dos testes de 1RM em cada ADM (Tabela 3). Os valores máximos dos pesos levantados nas sessões de testes de 1RM foram utilizados para análise estatística e para determinação da intensidade inicial nos protocolos de treinamento.

Tabela 3. Confiabilidade dos desempenhos nos testes de 1RM

Testes	CCI 3,1	EPM (kg)	CV médio (%)
1RM (100°-65°)	0,97	1,64	3,93
1RM (65°-30°)	0,94	2,20	5,26
1RM (100°-30°)	0,96	1,70	4,53

1RM = Uma repetição máxima. CCI = Coeficiente de correlação intraclasse. EPM = Erro padrão de medida. CV = Coeficiente de variação.

4.4.2.2 Intervenção

Apenas os grupos experimentais realizaram as intervenções de acordo com a configuração de seus respectivos protocolos. O grupo CON não realizou treinamento e foi orientado a manter sua rotina de atividades habituais e realizar os testes pré e pós-intervenção. A coleta de dados do grupo CON foi organizada após a conclusão de todas as etapas dos grupos experimentais, respeitando o período de três (3) meses entre os procedimentos pré e pós-intervenção. Este fato ocorreu pela dificuldade de recrutar e testar todas as voluntárias (n = 50) do estudo em um momento único.

Antes de iniciar a primeira sessão de treinamento, cada voluntária realizou uma familiarização em seu respectivo protocolo experimental. Esta familiarização consistiu na execução de 10 repetições sem resistência adicional no aparelho banco extensor de joelhos, considerando a ADM e duração das ações musculares propostas para o protocolo. Entre 3-5 minutos após a familiarização ao protocolo iniciou-se o treinamento. As configurações iniciais de cada protocolo estão apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4. Configurações dos protocolos experimentais

Protocolo	Séries	Repetições	Intensidade (%1RM)	Pausa entre séries (s)	Duração (s)		ADM
					Con	Exc	
API	3-6	7	60%	180	2	2	100°- 65°
APF	3-6	7	60%	180	2	2	65° - 30°
ACO	3-6	7	60%	180	2	2	100°- 30°
AVA							
1º Dia	3-6	7	60%	180	2	2	100° - 65°
2º Dia	3-6	7	60%	180	2	2	65° - 30°

Con = concêntrico. Exc = excêntrico. ADM = Amplitude de movimento. Fonte: elaborado pelo autor. No protocolo AVA metade das voluntárias iniciaram o treinamento na ADM de 100° - 65° e a outra metade na ADM de 65° - 30°.

Conforme apresentado na Tabela 4, os grupos API e APF realizaram protocolos equiparados pelo volume, intensidade, pausa entre séries, distância angular percorrida em 35° e duração das ações musculares, sendo diferenciados apenas pela faixa de ADM percorrida. O grupo AVA alternou a cada sessão de treinamento os protocolos API e APF até completarem as 12 semanas de intervenção (36 sessões de treino). No presente estudo, o peso máximo levantado no teste de 1RM foi entendido como o parâmetro representativo da intensidade do treinamento (TAN, 1999).

Adicionando as informações associadas à elaboração da carga de treinamento dos protocolos experimentais, antes de iniciar o período de treinamento, dois estudos pilotos (n = 9 mulheres, em ambos) foram realizados para configurar e testar a carga de treinamento dos protocolos ACO, API e APF. No primeiro estudo, percebeu-se que as voluntárias eram incapazes de manter um número de repetições maior que 07 ao longo de 03 séries, respeitando a intensidade de 60% e 2s CON e 2s EXC nas ADM dos protocolos propostos. Diante disso, o segundo estudo piloto, com 09 voluntárias com o perfil do presente estudo, testou de forma aguda (medidas repetidas) a resposta de força por meio de testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) nos ângulos de 100° e 30° antes e após a realização dos protocolos API, ACO e APF na configuração descrita na Tabela 4. Os resultados deste estudo piloto mostraram que os protocolos foram similarmente capazes de produzir queda no desempenho de força (fadiga), sem diferenças entre os ângulos. Em função dos resultados dos dois estudos pilotos a configuração dos protocolos foi determinada como apresentada na Tabela 4.

Para manter a intensidade de 60% de 1RM, foi realizado a cada duas semanas de treinamento (sessões nº 7, 14, 21 e 28 – total 36) um teste de 1RM na ADM em que a voluntária estivesse treinando. De acordo com o estudo de Abe *et al.* (2000), iniciantes no treinamento de força podem aumentar significativamente a força em intervalos de duas semanas. No APÊNDICE III - Tabela C são apresentadas informações descritivas e inferenciais sobre o desempenho dos grupos nos testes de 1RM ao longo do treinamento para fins de manutenção da intensidade proposta. Para reduzir o efeito do teste de 1RM durante o treinamento, uma pausa de 10 minutos após o teste foi fornecida as voluntárias. Após este período de descanso, iniciava-se a sessão de treinamento. Para manter a ADM determinada em cada protocolo, foram utilizados os anteparos e o espelho empregados nos testes de 1RM pré-intervenção, de acordo com a necessidade do protocolo, além dos *feedbacks* fornecidos pela equipe de coleta providas dos dados do potenciômetro. Vale ressaltar que a ADM e a duração das ações musculares informadas pelo potenciômetro no *lap top* foram registradas para análise referente à manutenção das ADM e durações das ações musculares propostas. Para a aquisição e tratamento dos sinais do potenciômetro, foi utilizado um programa específico (DASYLAB 11.0, Irlanda) com frequência de amostragem de 2000 Hz. Os dados foram filtrados com um filtro passa-baixa de 10 Hz, 2ª ordem do tipo *Butterworth*, permitindo obter informações sobre o tempo gasto durante o deslocamento angular a cada repetição.

Com isso, optou-se analisar todas as repetições realizadas em seis (6) sessões aleatórias em três (3) intervalos, que representavam o início (1ª - 11ª sessão), o meio (12ª - 23ª sessão) e o fim (24ª - 36ª sessão) do treinamento (Tabela 5). A escolha deste procedimento ocorreu em função da análise de um banco de dados de um estudo prévio no LAMUSC (DINIZ, 2016). Diniz (2016) treinou 36 mulheres no mesmo banco extensor de joelhos do presente estudo e analisou os limites superiores e inferiores de ADM e a duração de cada repetição realizada pelas voluntárias nas 30 sessões que compunham o treinamento. Em posse destes dados, as 30 sessões foram divididas em três (3) intervalos (início: 1ª - 10ª; meio: 11ª - 20ª e fim 21ª - 30ª sessão). Na sequência, os limites superiores e inferiores de ADM e a duração de cada repetição foram analisados em duas sessões aleatórias dentro de cada intervalo. Os resultados das análises destas variáveis realizadas de forma

integral no estudo de Diniz (2016) e utilizando as seis (6) sessões aleatórias foram comparadas por ANOVA e não apresentaram diferenças estatísticas, o que respaldou a escolha dos procedimentos utilizados no presente estudo para as análises das ADM e ações musculares.

Tabela 5. Duração média e desvio padrão das ações musculares e ADM percorridas pelos grupos experimentais

		API	APF	ACO	AVAa	AVAb
Ação muscular (s)	Con	1,92 ± 0,14	1,98 ± 0,30	1,94 ± 0,37	1,93 ± 0,35	1,89 ± 0,41
	Exc	2,14 ± 0,13	2,06 ± 0,18	2,15 ± 0,24	2,10 ± 0,22	2,05 ± 0,41
ADM (º)	Início	100,13 ± 1,17	64,39 ± 1,14	101,01 ± 1,53	100,40 ± 1,02	64,17 ± 1,18
	Fim	64,11 ± 0,80	29,71 ± 1,00	29,52 ± 1,38	64,12 ± 0,80	29,75 ± 1,27

ADM = Amplitude de movimento. Con = Ação muscular concêntrica. Exc = Ação muscular excêntrica. API: Amplitude parcial inicial. APF: Amplitude parcial final. AVA: Amplitude variada. ACO: Amplitude completa. Início = começo da ação concêntrica. Fim = término da ação concêntrica.

Em relação ao número de séries realizado por sessão de treinamento, nas primeiras duas semanas, as voluntárias realizaram três séries. Na terceira, quarta e quinta semana as voluntárias executaram quatro séries. Entre a sexta e oitava semana foram realizadas cinco séries e entre a nona e décima segunda semana foram executadas seis séries na sessão de treinamento. Progressões no número de séries por sessão de treinamento ao longo das semanas já foram utilizadas previamente (COBURN *et al.*, 2006; DINIZ, 2016).

Assim como nos estudos de Peterson *et al.* (2011) e Amirthalingam *et al.* (2017), o *volume load* total (peso levantado x número de repetições x número de séries) foi calculado e comparado entre os grupos experimentais para entendimento do peso total levantado ao longo das sessões de treinamento. Como o número de séries e o peso levantado aumentaram em função da progressão do treinamento, o *volume load* foi calculado separadamente em cinco (5) momentos, tendo como referência as sessões de treinamento que ocorreram os testes de 1RM (sessões de treinamento nº 7, 14, 21 e 28). Para exemplificar, no primeiro momento foram somados os pesos levantados das seis primeiras sessões de treinamento, e no segundo momento os pesos levantados entre a sétima e décima terceira sessão de treinamento foram somados. Em seguida, o *volume load* destes cinco (5) momentos foi comparado por meio de um teste de ANOVA *two way*. De acordo com este teste,

os *volumes loads* foram similares entre os grupos API e AVA ao longo dos momentos, e estes grupos apresentaram valores maiores que os dos grupos ACO e APF (sem diferenças entre estes dois grupos). Além disso, o *volume load* dos momentos analisados foi sempre inferior ao momento seguinte em todos os grupos. As informações inferenciais e descritivas associadas ao *volume load* podem ser visualizadas no APÊNDICE III – Tabela D.

No presente estudo, os protocolos de treinamento estão em faixas de valores recomendados para o treinamento de força, objetivando hipertrofia muscular (ACSM, 2009) e a duração de 12 semanas de treinamento seguiu as sugestões de Damas, Libardi e Ugrinowitsch (2018) e Halperin *et al.* (2018).

4.4.2.3 Pós-intervenção

O primeiro dia de coleta de dados pós-intervenção ocorreu entre 72-96h após o término do período de treinamento. A dimensão deste intervalo visa reduzir a possibilidade da presença de edema muscular, o que poderia influenciar nas respostas de hipertrofia que serão analisadas (DAMAS; LIBARDI, UGRINOWITSCH, 2018). Neste dia, as voluntárias voltaram ao laboratório para registro das imagens de ultrassom na mesma quantidade e pontos de cortes musculares previamente determinados na 1ª sessão de coleta de dados pré-intervenção e posteriormente, pelo mesmo processo ocorrido anteriormente, a AST foi mensurada. No segundo, terceiro e quarto dia de coleta de dados pós-intervenção foram realizados os testes de 1RM nas ADM testadas na pré-intervenção, em horários similares aos horários dos testes na pré-intervenção, para cada voluntária (tolerância de 1 hora). Os procedimentos e ordem dos testes e mensuração das AST musculares foram os mesmos realizados no período pré-intervenção.

As medidas de AST utilizadas para comparação dos grupos foram submetidas a uma análise de confiabilidade inter e intra-indivíduo, por meio do CCI 3,1, EPM e CV médio, seguindo as instruções de Weir (2005). Para que esta análise fosse realizada, uma profissional em radiologia, externa ao grupo de pesquisa do LAMUSC, com mais de 10 anos de prática em análise de imagem pelo OSIRIX, mensurou a AST de 1/3 (um terço) de todas as imagens panorâmicas capturadas pelo ultrassom (pré e pós-intervenção). Para a realização desta tarefa, em cada

grupo de estudo foi realizado um sorteio onde as imagens panorâmicas de 03 das 09 voluntárias foram utilizadas para mensuração da AST por parte desta profissional, que fez uso dos procedimentos de delineamento manual da AST pelo OSIRIX 6.0. Assim, as AST das duas imagens por região muscular, voluntária e músculo, foram utilizadas para a análise da confiabilidade intra-avaliador (CCI 3,1) e a média da AST destas duas imagens, por região muscular, voluntária e músculo, mensuradas pelo pesquisador e pela profissional em radiologia foi utilizada para a análise da confiabilidade interavaliador (CCI 3,1). Para a análise do CCI, foi utilizado o programa SPSS (versão 22) e o resultados encontrados foram excelentes para todas as análises (Tabela 6A, B e C).

Tabela 6A. Confiabilidade intra-avaliador para o músculo reto femoral

Região muscular	Pesquisador			Profissional em radiologia		
	CCI 3,1	EPM (cm ²)	CV médio (%)	CCI 3,1	EPM (cm ²)	CV médio (%)
40%	0,99	0,24	0,02	0,99	0,25	0,04
50%	0,99	0,22	0,54	0,99	0,23	0,21
60%	0,99	0,15	0,37	0,99	0,16	0,94
70%	0,99	0,09	0,05	0,98	0,14	2,94

CCI = coeficiente de correlação intraclasse. EPM = erro padrão da medida. CV = coeficiente de variação. n = 60 por região muscular.

Tabela 6B. Confiabilidade intra-avaliador para o músculo vasto lateral

Região muscular	Pesquisador			Profissional em radiologia		
	CCI 3,1	EPM (cm ²)	CV médio (%)	CCI 3,1	EPM (cm ²)	CV médio (%)
40%	0,99	0,40	0,25	0,99	0,40	0,73
50%	0,99	0,40	0,09	0,99	0,43	0,15
60%	0,99	0,37	0,72	0,99	0,37	0,33
70%	0,99	0,26	0,95	0,99	0,22	0,95

CCI = coeficiente de correlação intraclasse. EPM = erro padrão da medida. CV = coeficiente de variação. n = 60 por região muscular.

Tabela 6C. Confiabilidade interavaliador das medidas médias de área de secção transversa

Região muscular	Reto femoral			Vasto lateral		
	CCI 3,1	EPM (cm ²)	CV médio (%)	CCI 3,1	EPM (cm ²)	CV médio (%)
40%	0,97	0,44	3,01	0,97	0,68	1,77
50%	0,99	0,23	2,25	0,95	0,90	1,91
60%	0,94	0,39	3,56	0,99	0,37	0,16
70%	0,99	0,09	0,67	0,97	0,45	1,42

CCI = coeficiente de correlação intraclasse. EPM = erro padrão da medida. CV = coeficiente de variação. n = 30 por região muscular.

4.4.3 Análise estatística

Em seguida foi realizada uma análise descritiva de todas as variáveis do estudo. Além disso, como o objetivo era verificar a modificação ocasionada pelos protocolos de treinamento com diferentes ADM, todas as variáveis foram transformadas em respostas relativas $[(\text{Pós-teste} - \text{Pré-teste})/\text{Pre-teste} * 100]$. A normalidade da distribuição e a homogeneidade das variâncias de todas as respostas relativas foram verificadas por meio dos testes Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Em seguida, foi processada a comparação das respostas de força e hipertrofia entre os grupos por meio de teste de análise de variância (ANOVA).

A resposta de hipertrofia muscular foi analisada por meio da “AST_{músculo}”. Essa variável consistiu na soma das AST dos quatro (4) pontos de corte (40% + 50% + 60% + 70%) de cada músculo. Para comparar as respostas relativas da AST_{músculo} entre os diferentes músculos (reto femoral e vasto lateral) e grupos de treinamento foi realizada uma ANOVA *two way* com medidas repetidas [Fator 1: Grupos (API, APF, ACO, AVA e CON) e Fator 2: Músculos (reto femoral e vasto lateral)].

Para proceder à comparação intra e intergrupos (grupos API, APF, ACO e CON) da resposta relativa de força máxima dinâmica mensurada por meio dos testes de 1RM em diferentes ADM foi realizada uma ANOVA *two way* com medidas repetidas [Fator 1: Grupo (API, APF, ACO, AVA e CON) e Fator 2: ADM (ADM 100°-65°, ADM 65°-30°, ADM 100°-30°)].

Nos casos em que houve presença de um valor significativo de F , foi aplicado o teste de *post hoc* Scott-Knott. Todos os testes de ANOVA foram processados no programa SISVAR 5.7, e o nível de significância adotado foi $\alpha \leq 0,05$. Adicionalmente foi calculado o tamanho do efeito para ampliar a compreensão dos efeitos das comparações dentro de cada fator da ANOVA a partir do eta-quadrado (η^2) [$\eta^2 = SQ_{\text{fator}}/SQ_{\text{total}}$. Sendo que SQ_{fator} = a soma dos quadrados do fator e SQ_{total} é a soma de todos os quadrados (fatores e erro) - FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012)], com as seguintes interpretações: pequeno $<0,06$, médio entre 0,06 e 0,14 e grande $= > 0,14$ – Cohen (1988).

5 RESULTADOS

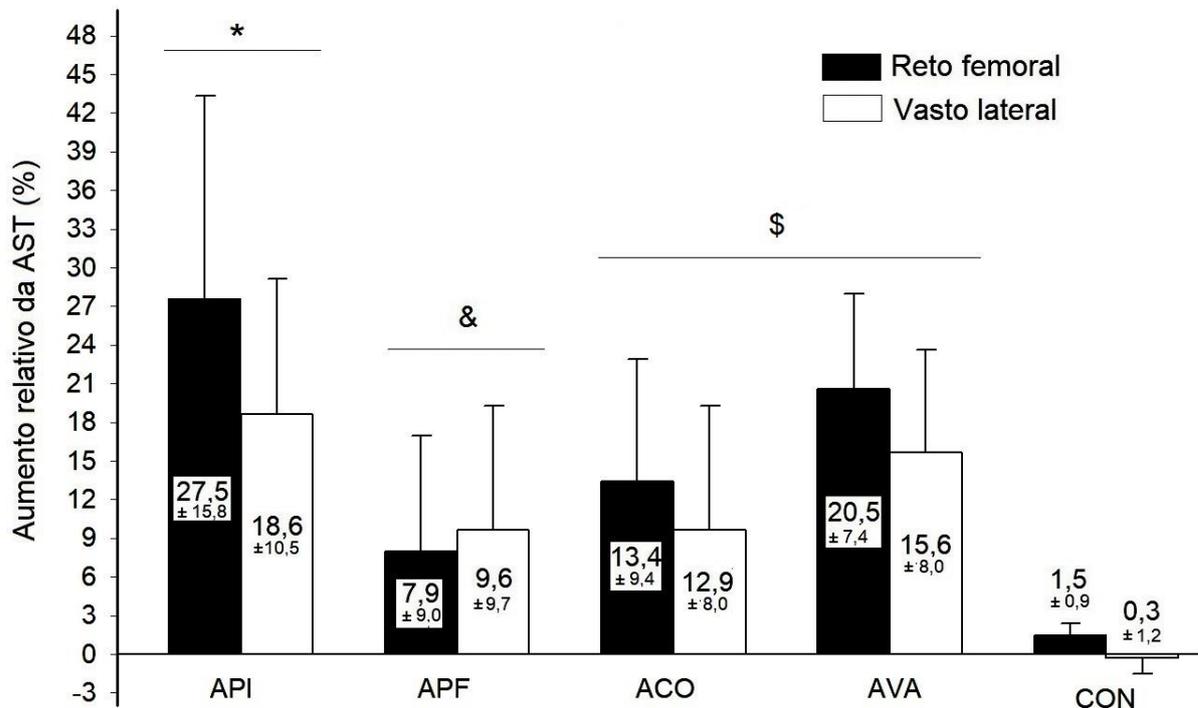
Os resultados foram analisados como resposta percentual das variáveis do pré para o pós-teste. A análise descritiva dos valores absolutos das variáveis associadas à AST, e os desempenhos de força nos diferentes testes estão apresentadas no APÊNDICE III (Tabela D e E, respectivamente). Todas as variáveis utilizadas apresentaram distribuição normal e eram homocedásticas.

5.1 Área de secção transversa

Em relação à resposta relativa da $AST_{\text{músculo}}$, a ANOVA *two way* não encontrou interação significativa entre os fatores Grupo (API, APF, ACO, AVA e CON) e Músculo (reto femoral e vasto lateral) ($F_{4,32} = 0,838$; $p = 0,5051$; $\eta^2 = 0,023$) e também não detectou efeito principal de Músculo ($F_{1,8} = 2,067$; $p = 0,1544$; $\eta^2 = 0,014$). O efeito significativo encontrado foi no fator Grupo ($F_{4,32} = 14,754$; $p < 0,0001$; $\eta^2 = 0,407$).

O teste de *post hoc* Scott-Knott indicou que todos os grupos experimentais apresentaram maiores respostas que o grupo CON. Além disso, o *post hoc* indicou que o grupo API teve a maior resposta relativa em relação a todos os outros grupos experimentais. Os grupos ACO e AVA foram similares e ambos apresentaram maiores respostas que o grupo APF. O Gráfico 1 ilustra os resultados acima.

Gráfico 1. Análise inferencial da resposta relativa da AST dos músculos reto femoral e vasto lateral



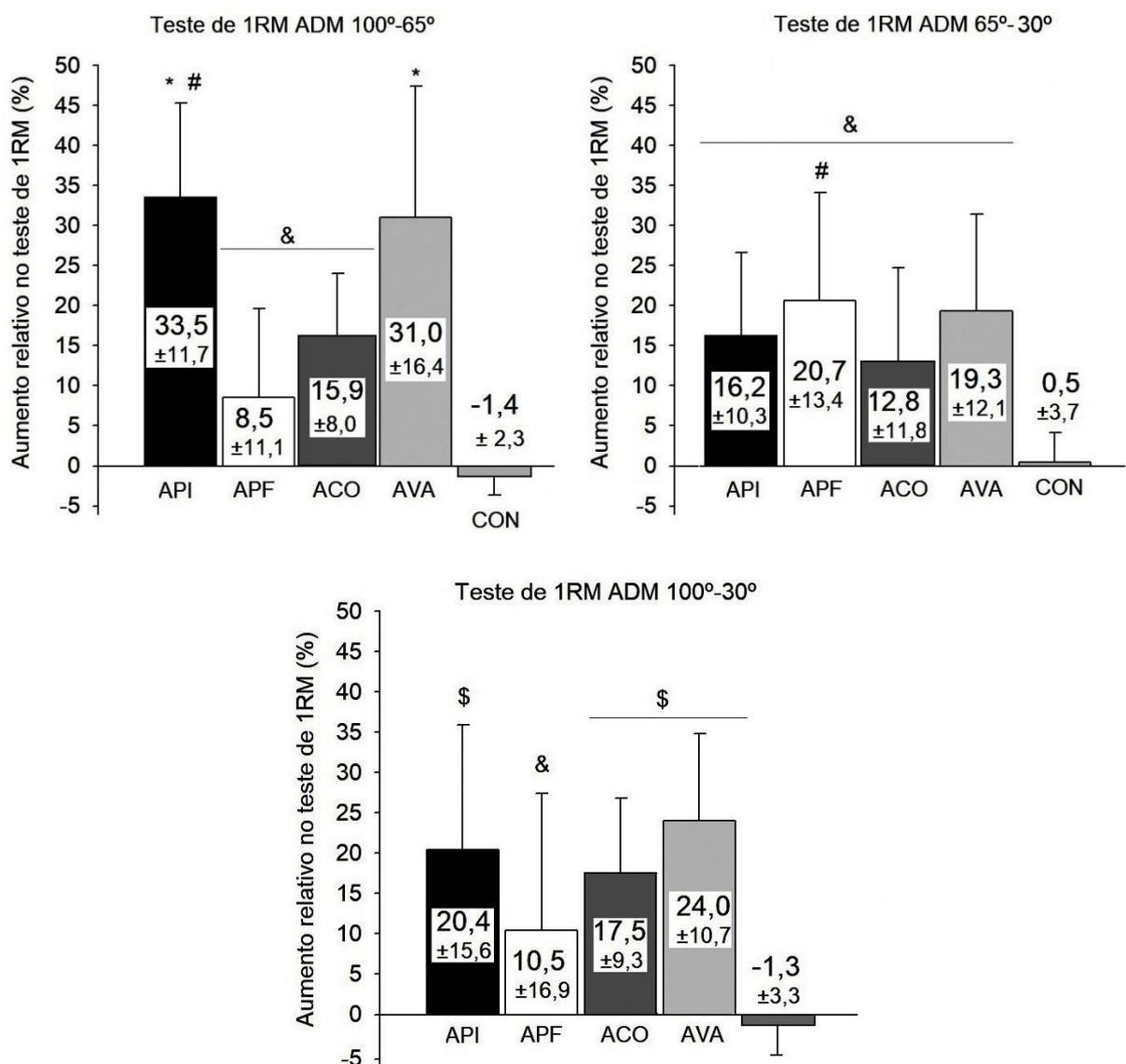
AST: Área de secção transversa. API: Amplitude parcial Inicial. APF: Amplitude parcial final. AVA: Amplitude variada. ACO: Amplitude completa. CON: Grupo controle. *: Significativamente maior que os outros grupos. \$: Significativamente maior que os grupos APF e CON. &: Significativamente maior que o grupo CON. Nível de significância ajustado em $\alpha \leq 0,05$.

5.2 Análise do desempenho de força nos testes de 1RM

Em relação à resposta relativa do desempenho de força máxima nos diferentes testes de 1RM, a ANOVA *two way* identificou uma interação significativa entre os fatores Grupo e ADM ($F_{8,64} = 2,549$; $p = 0,0134$; $\eta^2 = 0,15$) e efeito principal no fator Grupo ($F_{4,32} = 21,043$; $p < 0,0001$; $\eta^2 = 0,41$). Não foi encontrado efeito principal no fator ADM ($F_{2,16} = 1,450$; $p = 0,2387$; $\eta^2 = 0,02$). De acordo com o *post hoc* de Scott-Knott, os grupos API e AVA foram superiores a todos os outros grupos na resposta relativa no teste de 1RM na ADM 100° - 65° , sendo que os grupos ACO e APF foram similares e maiores que o grupo CON neste mesmo teste. Na resposta relativa do teste de 1RM na ADM 65° - 30° , não houve diferenças entre os grupos experimentais e todos foram superiores ao grupo CON. Na resposta relativa no teste de 1RM na ADM 100° - 30° , os grupos API, AVA e ACO não se diferenciaram e apresentaram valores maiores do que os grupos APF e CON. O grupo APF apresentou maior resposta relativa que o grupo CON. Além disso, no grupo API (que treinou na ADM

100°-65°) a maior resposta relativa foi no teste de 1RM na ADM 100°-65°. Os grupos AVA, ACO e CON apresentaram respostas relativas similares entre os testes de 1RM. O grupo APF (que treinou na ADM 65°-30°) apresentou a melhor resposta relativa no teste de 1RM na ADM 65°-30° e respostas relativas similares entre os testes de 1RM nas ADM 100°-65° e 100°-30° (Gráfico 2).

Gráfico 2. Respostas relativas médias e análise inferencial dos grupos no teste de 1RM em diferentes ADM



1RM: Teste de 01 repetição máxima. API: Amplitude Parcial Inicial. APF: Amplitude Parcial Final. AVA: Amplitude Variada. ACO: Amplitude Completa. CON: Grupo Controle. *: Significativamente maior que os outros grupos. \$: Significativamente maior que os grupos APF e CON. &: Significativamente maior que o grupo CON. #: Significativamente maior que os outros testes dentro do próprio grupo. Nível de significância ajustado em $\alpha \leq 0,05$.

6 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que as manipulações da ADM durante o treinamento no aparelho banco extensor de joelhos influenciaram nas respostas de força e hipertrofia muscular. Na resposta de hipertrofia, o grupo API apresentou os maiores percentuais de aumento da AST em comparação com os outros grupos. Os grupos ACO e AVA apresentaram percentuais de aumento semelhantes e maiores do que o grupo APF respectivamente, que apresentou por sua vez um percentual maior comparado ao grupo CON. Na resposta de força muscular, os maiores aumentos percentuais nos testes de 1RM dos grupos API e APF ocorreram na própria faixa de ADM treinada. Diferentemente dos grupos ACO e AVA, que não apresentaram diferenças significativas nos aumentos percentuais entre os testes de 1RM nas diferentes ADM. No teste de 1RM na ADM parcial inicial (100°-65° de flexão de joelho), os grupos API e AVA apresentaram os maiores aumentos percentuais em relação aos grupos restantes. No teste de 1RM na ADM parcial final (65°-30°), todos os grupos experimentais apresentaram aumentos percentuais similares e superiores ao do grupo CON. No teste de 1RM na ADM completa (100°-30°), os grupos API, ACO e AVA apresentaram aumentos relativos similares e maiores comparados aos grupos APF e CON, sendo que o percentual do grupo APF foi superior ao do grupo CON.

6.1 Alteração percentual do somatório das áreas de secção transversa musculares

A hipótese 1 do presente estudo foi confirmada, uma vez que os grupos experimentais apresentaram maiores percentuais de AST do que o grupo CON e o grupo APF o menor percentual de aumento entre os grupos experimentais. Além disso, foi esperado que os grupos API, AVA e ACO apresentassem percentuais de aumento da AST similares, o que em parte foi confirmado entre os grupos AVA e ACO, porém, estes grupos demonstraram percentuais menores em comparação ao grupo API. Os resultados indicaram que o treinamento do grupo API foi superior ao dos demais grupos de treinamento para a promoção da hipertrofia muscular. Neste sentido, percebe-se que ADM articular representa uma variável capaz de influenciar de forma distinta a resposta de hipertrofia muscular.

Segundo Fisher, Steele e Smith (2013), o treinamento com ADM parcial pode ser tão eficiente para a promoção da hipertrofia muscular quanto o treinamento com ADM completa. Os resultados do presente estudo não corroboram com esta afirmação, pois não houve equiparação nas respostas de hipertrofia muscular entre qualquer um dos grupos parciais e o grupo ACO. De fato, a hipertrofia muscular foi menor no grupo APF do que no grupo ACO e o grupo API apresentou o maior aumento percentual de AST entre todos os grupos investigados. Em se tratando de hipertrofia muscular, esse último resultado sugere que a ADM completa pode não representar a faixa de ADM mais eficaz a ser percorrida no treinamento, como já tinha sido apontado por Goto *et al.* (2019). Estes autores demonstraram que o treinamento realizado com uma ADM parcial (45° - 90° de flexão de cotovelo – 0° = cotovelo estendido) promoveu o maior aumento percentual da AST do músculo tríceps braquial em comparação a resposta após o treinamento na ADM completa (0° - 120° de flexão de cotovelo). Porém, não foram encontrados estudos que compararam a resposta de hipertrofia muscular após um período de treinamento em faixas de ADM similares as utilizadas pelos grupos ACO e API (para API deve-se considerar uma faixa de ângulos representativa da primeira metade de uma ADM completa tendo como referência o início da ação muscular concêntrica – músculo alongado). Sendo mais comum a comparação entre faixas relacionadas com os grupos ACO e APF (para APF deve-se considerar uma faixa de ângulos representativa da segunda metade de uma ADM completa tendo como referência o final da ação muscular concêntrica – músculo encurtado) (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; MCMAHON *et al.*, 2014b; PINTO *et al.*, 2012; VALAMATOS *et al.*, 2018).

No estudo de Bloomquist *et al.* (2013), a hipertrofia dos músculos da parte anterior da coxa foi comparada, após 12 semanas de treinamento no exercício agachamento livre, entre os grupos ACO (ADM entre 0° e 120° de flexão de joelhos – 0° = joelho estendido) e APF (ADM entre 0° e 60°). A hipertrofia muscular foi analisada em seis (6) regiões ao longo do comprimento do fêmur. Os resultados destas comparações mostram que o grupo ACO apresentou os maiores aumentos percentuais de AST do que o grupo APF em todas as regiões analisadas, exceto na região mais proximal da parte anterior da coxa. Com estes achados, os autores concluíram que o treinamento na ADM completa proporciona maiores respostas de hipertrofia muscular do que o treinamento na ADM parcial final. Resultados similares

à estes foram encontrados por McMahon *et al.* (2014b) e Kubo *et al.* (2019), em que os grupos que treinaram com as maiores ADM (ACO) foram superiores aos grupos que treinaram com menores faixas de ADM (APF) na resposta de hipertrofia. Os resultados destes estudos (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; MCMAHON *et al.*, 2014b; KUBO *et al.*, 2019) reforçam os achados da presente investigação, que sugere que o treinamento na ADM completa pode ser superior ao treinamento na ADM parcial final para a promoção da hipertrofia muscular.

Entretanto, esta superioridade do treinamento na ADM completa em relação à ADM parcial final não foi encontrada em Pinto *et al.* (2012) e Valamatos *et al.* (2018). No estudo de Valamatos *et al.* (2018), os grupos treinaram os extensores de joelho em aparelho isocinético (ACO: ADM entre 100° e 0°; APF: ADM entre 60° e 0° de flexão de joelho, 0° = joelho estendido) com velocidades angulares que variaram entre 60° s⁻¹ e 180° s⁻¹. O tempo sob tensão foi equalizado por meio de um aumento no número de séries e repetições a favor do grupo APF. As mudanças relativas da AST em três regiões do vasto lateral (proximal, média e distal) foram analisadas e comparadas entre os grupos. Os resultados mostraram que não houve diferenças entre os grupos nestas três regiões musculares analisadas. No presente estudo, tanto o tempo sob tensão quanto o volume foram similares entre os grupos experimentais. Vale ressaltar que o aumento do número de séries pode influenciar na resposta de hipertrofia muscular (RADAELLI *et al.*, 2015). Levando em consideração esta influencia, pode ser que a hipertrofia muscular do grupo APF de Valamatos *et al.* (2018) tenha sido favorecida pela realização de um maior número de séries durante o treinamento em comparação ao grupo ACO que treinou com um menor número de séries. Entretanto, no estudo de Valamatos *et al.* (2018), a velocidade de execução das repetições foi equiparada entre os grupos e esta variável não foi controlada no presente estudo, sendo que há evidências que esta variável pode influenciar na resposta de hipertrofia muscular (SCHUENKE *et al.*, 2012). Dessa forma, a falta de equiparação do volume no estudo de Valamatos *et al.* (2018) e a impossibilidade de equiparar a velocidade de execução das repetições mantendo a configuração das outras variáveis no presente estudo representam circunstâncias que podem ter influenciado nos resultados encontrados em ambos os estudos.

No estudo de Pinto *et al.* (2012), a hipertrofia foi analisada em apenas uma região do músculo (espessura muscular), sendo que há evidências de que análise de outras regiões poderiam evidenciar as diferenças na resposta de hipertrofia após o treinamento com distintas faixas de ADM (MCMAHON *et al.*, 2014a; BLOOMQUIST *et al.*, 2013). Além disso, Pinto *et al.* (2012) não apresentaram informações sobre a duração das ações musculares, sendo que há evidências de que a realização de diferentes durações pode influenciar na resposta de hipertrofia (TANIMOTO; ISHII, 2005). As limitações do estudo de Pinto *et al.* (2012) dificultam a comparação com os resultados do presente estudo que somou a AST de quatro pontos musculares para estimar a hipertrofia muscular e equalizou a duração das ações musculares entre os grupos experimentais.

Em relação à resposta de hipertrofia muscular do grupo API, foi encontrado apenas um estudo que comparou com a do grupo APF (MCMAHON *et al.*, 2014a). Contudo, os resultados de McMahon *et al.* (2014a) demonstraram que o grupo API foi superior ao grupo APF para o desenvolvimento da hipertrofia no vasto lateral após um período de treinamento. Este resultado corrobora com o resultado encontrado no presente estudo, tendo em vista que o grupo API apresentou aumentos percentuais de AST superiores aos do grupo APF.

Uma das novidades do presente estudo trata-se do treinamento utilizando um protocolo com ADM variada (AVA), conforme recentemente foi sugerido por Schoenfeld e Grgic (2020). Em relação aos resultados com este protocolo, o grupo AVA foi tão eficaz quanto o treinamento do grupo ACO para a promoção da hipertrofia muscular. Entretanto, a análise da hipertrofia muscular após a utilização de um protocolo com ADM variada parece ainda não ter sido explorada, o que inviabiliza a discussão com outros estudos.

Em uma análise geral, os grupos que percorreram a ADM parcial inicial durante o treinamento apresentaram as maiores respostas de hipertrofia muscular. Esta faixa de ADM (100°-65° de flexão de joelho) representa uma condição em que os músculos extensores do joelho contraíam em maior comprimento muscular durante o treinamento, em comparação a condição de treinamento do protocolo APF (ADM parcial final: 65°-30° de flexão de joelho), que exigia dos músculos contrações em menores comprimentos (HAWKINS, 1992; HAWKINS; HULL, 1990). O grupo ACO treinou em uma faixa de ADM que correspondia a soma dos ângulos da ADM

parcial inicial e final, exigindo que a musculatura contraísse em ambos os comprimentos (maior e menor) ao longo de cada repetição. O grupo AVA alternou a cada dia de treinamento os ângulos da ADM parcial inicial e final, com isto, o grupo treinou a metade do número de sessões na condição em que a musculatura encontrava-se em maior comprimento e a outra metade das sessões na condição em menor comprimento. Resumindo, os grupos API, ACO e AVA apresentaram uma característica comum durante o período de treinamento, que foi a realização de contrações musculares estando a musculatura em maior comprimento em determinado momento. Diferentemente do grupo APF, que treinou apenas em menor comprimento muscular, uma condição considerada por diversos autores menos favorável para o desenvolvimento da hipertrofia muscular (MCMAHON *et al.*, 2014a, 2014b; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVICH, 2014; ORANCHUK *et al.*, 2019; TOIGO; BOUTELLIER, 2006; WACKERHAGE *et al.*, 2019). Em estudos com modelo animal há evidências de que as contrações em maior comprimento muscular podem ativar uma maior quantidade de proteínas associadas à síntese proteica, como a Akt, mTOR e p70S6k do que as contrações em menor comprimento muscular (RUSS, 2008; VAN DYKE; BAIN; RILEY, 2014). Neste caso, um maior nível de ativação destas proteínas poderia potencializar a resposta de hipertrofia muscular (BLAAUW *et al.*, 2009; WACKERHAGE *et al.*, 2019), o que pode ter ocorrido com os grupos API, ACO e AVA. Entretanto, a ativação destas proteínas não foi mensurada no presente estudo, e assim, não é possível afirmar que houve uma maior ativação destas proteínas durante o treinamento dos grupos API, ACO e AVA em comparação ao grupo APF.

Outra perspectiva relacionada com diferenças entre os grupos investigados diz respeito ao estresse metabólico, que poderia ter sido potencializado nos grupos API, ACO e AVA devido ao treinamento em maior comprimento muscular em comparação ao treinamento realizado em menor comprimento muscular no grupo APF. Esta hipótese é baseada nas evidências de que o fluxo sanguíneo pode ser reduzido com o aumento do comprimento muscular (SUPINSKI *et al.*, 1986; WILLIAMSON; SANNI; MCCULLY, 2019). Adicionalmente há evidências de que as contrações em músculo em maior comprimento demandam mais oxigênio (KOOISTRA *et al.*, 2006; HISAEDA *et al.*, 2001) e podem ser sustentadas por menos tempo comparadas as contrações com o músculo em menor comprimento (NG *et al.*,

1994; HISAEDA *et al.*, 2001). Estas respostas permitem entender que as contrações em maior comprimento muscular podem ocasionar uma maior elevação na concentração intramuscular de metabólicos do que as contrações em menor comprimento muscular. Sendo que esta elevação é considerada uma condição favorável para o desencadeamento de mecanismos direcionados a hipertrofia muscular (BLAZON *et al.*, 2019). Entretanto, no presente estudo não houve análise de variáveis associadas ao estresse metabólico, como a restrição do fluxo sanguíneo ou o aumento na concentração intramuscular de metabólicos. A ausência desta análise permite manter apenas em nível especulativo a afirmação de que os grupos API, AVA e ACO apresentaram os maiores aumentos percentuais de AST devido ao maior estresse metabólico ocorrido no treinamento. Estudos futuros podem ter como objetivo testar esta hipótese.

Na comparação da resposta de hipertrofia entre os grupos que percorrem a ADM inicial durante o treinamento (API, ACO e AVA), o grupo API apresentou os maiores percentuais de AST e os grupos ACO e AVA apresentaram percentuais similares. Vale ressaltar que apenas o grupo API treinou exclusivamente na faixa de ADM que demandava dos músculos contração em maior comprimento muscular (ADM parcial inicial). Levando em conta que o volume e a duração das ações musculares estavam equiparados entre os grupos, é possível afirmar que o tempo em que os músculos extensores do joelho contraíram em maior comprimento tenha sido maior no grupo API em relação aos grupos ACO e AVA ao longo do período treinamento. De acordo com Crewther, Cronin e Keogh (2005), o tempo sob tensão representa uma variável a ser considerada nos protocolos de treinamento e, conseqüentemente, na resposta de hipertrofia muscular. Corroborando com este pensamento há evidências de que realização de um protocolo com maior duração nas repetições (maior tempo sob tensão) pode proporcionar uma maior resposta de hipertrofia muscular em comparação ao treinamento em menor tempo sob tensão, equiparado pelo volume (TANIMOTO; ISHII, 2005; USUI *et al.*, 2016; WATANABE *et al.*, 2013). Sendo que há uma expectativa de que o aumento do tempo sob tensão favoreça, por exemplo, a um maior número de unidades motoras recrutadas (BURD *et al.*, 2012; SUGA *et al.*, 2012; SUZUKI *et al.*, 2002), além de aumentar a resposta metabólica ao exercício (SCHOENFELD; OGBORN; KRIEGER, 2017; SUGA *et al.*, 2012). Dessa forma, o maior tempo sob tensão em maior comprimento muscular do

grupo API em relação aos grupos ACO e AVA durante o treinamento pode ter contribuído para uma maior resposta de hipertrofia muscular.

Entre os grupos ACO e AVA, os percentuais de aumento de AST foram similares e podem ser explicados por diferentes razões. Analisando o tempo sob tensão nas faixas de ADM representativas de maior (ADM parcial inicial) e menor comprimento muscular (ADM parcial final), é provável que estes dois grupos tenham realizados seus respectivos treinamentos em tempos totais similares. O grupo ACO por percorrer a cada repetição a ADM completa (100° - 30°) treinou o dobro de vezes as faixas de ADM parcial inicial e final em relação ao grupo AVA. Porém, estas mesmas faixas foram percorridas pelo grupo AVA utilizando o dobro do tempo demandado pelo grupo ACO a cada treino. Desse modo, apesar do grupo ACO ter percorrido cada uma das faixas de ADM (inicial e final) o dobro de vezes em comparação ao grupo AVA, o tempo gasto em cada repetição para percorrer estas mesmas faixas foi, teoricamente, a metade do tempo gasto pelo protocolo AVA para percorrer estas mesmas faixas a cada repetição. Nesse sentido, é esperado que o tempo sob tensão, tanto em maior quanto menor comprimento muscular tenham sido similares entre os protocolos AVA e ACO.

Entretanto, a magnitude da tensão produzida ângulo a ângulo a cada repetição pode ter sido diferente entre estes protocolos, e segundo Crewther, Cronin e Keogh (2005), esta variável pode influenciar na resposta de hipertrofia. Como o grupo ACO realizava as repetições em maior ADM para uma mesma duração de repetição em comparação aos outros grupos experimentais, é esperado que a velocidade de extensão do joelho do grupo ACO tenha sido maior do que os outros grupos experimentais durante treinamento. Esta maior velocidade pode ter ocasionado os maiores picos de força (concêntrico e excêntrico) no treinamento para o grupo ACO em relação aos outros grupos, principalmente no início e final das ações musculares concêntricas e excêntricas respectivamente (maior comprimento muscular) (BENTLEY *et al.*, 2010), o que poderia representar uma vantagem para a promoção da hipertrofia (FARTHING; CHILIBECK, 2003). Porém, o grupo AVA treinou com um *volume load* (número de repetições x número de séries x massa levantada) maior que o grupo ACO (APÊNDICE III – Tabela D). Sendo que há indicativo de que um aumento no *volume load* esteja associado a um aumento na taxa de síntese proteica (BURD *et al.*, 2010), o que corrobora com os estudos que

apresentaram as maiores respostas de hipertrofia após o treinamento realizado com os maiores *volume loads* (LONGO *et al.*, 2020; PETERSON *et al.*, 2011). Assim, o treinamento com menor *volume load* do grupo ACO em comparação ao grupo AVA, pode ter sido compensado pelos supostos maiores picos de torque ao longo das repetições, proporcionando uma resposta de hipertrofia similar entre os grupos AVA e ACO. Entretanto, o presente estudo não analisou os picos de torque para confirmar esta hipótese.

6.2 Alteração percentual no desempenho de força nos testes de 1RM

A hipótese formulada para as alterações percentuais nos testes de 1RM entre os grupos foi parcialmente aceita. Foi hipotetizado que os grupos experimentais apresentariam os maiores percentuais de aumento de desempenho nos testes de 1RM em comparação ao grupo CON, independente da ADM testada. Além disso, foi esperado que o melhor desempenho entre os grupos ocorresse na ADM correspondente àquela dos seus respectivos protocolos de treinamento. De fato, todos os grupos experimentais apresentaram percentuais maiores quando comparados ao grupo CON nos testes de 1RM. Porém, o melhor desempenho em cada teste não foi apresentado, exclusivamente, pelo grupo que treinou na ADM testada. Os maiores aumentos no desempenho no teste de 1RM na ADM parcial inicial foram alcançados pelos grupos API e AVA e não houve diferenças entre os grupos experimentais no teste de 1RM na ADM parcial final. Além disso, no teste de 1RM na ADM completa, os grupos API, ACO e AVA apresentaram percentuais similares entre si e maiores quando comparados ao grupo APF. Estes resultados sugerem que os treinamentos dos grupos API e AVA proporcionaram os maiores aumentos de desempenho de força na ADM parcial inicial e estes grupos foram similares aos grupos que apresentaram os maiores aumentos de desempenho nas outras faixas de ângulos testadas. Além disso, os resultados indicam que os treinamentos dos grupos API e APF proporcionaram um maior aumento de força na faixa de ângulos treinada, evidenciando uma resposta de força ADM-específica (maior aumento no desempenho de força na ADM treinada).

Esta resposta de aumento de força ADM-específica já foi relatada anteriormente em estudos prévios que utilizaram de protocolos de treinamento com ADM parcial final (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; KUBO; IKEBUKURO; YATA, 2019;

RHEA *et al.*, 2016; PALLARÉS *et al.*, 2020; HARTMANN *et al.*, 2012; MARTÍNEZ-CAVA *et al.*, 2019). Porém, não foram encontrados estudos que utilizaram de protocolos com ADM parcial inicial para testar a força em testes de 1RM com diferentes ADM após um período de treinamento. Apesar disso, os resultados de estudos que investigaram o efeito do treinamento com ADM parciais na resposta de força isométrica em diferentes ângulos geram indícios que a resposta de força ADM-específica possa ocorrer após o treinamento com protocolos como o do grupo API (GRAVES *et al.*, 1992;1989). Em Graves *et al.* (1989), o desempenho de força isométrica nos ângulos de 9°, 20°, 35°, 50°, 65°, 80°, 95° e 110° de flexão de joelho (0° = joelho estendido) foi comparado após 10 semanas de treinamento no banco extensor de joelhos entre os grupos API (120°-60°), APF (60°-0°), ACO (120°-0°) e CON. Os resultados deste estudo mostraram que os aumentos da força isométrica do grupo API a 9° e 20° de flexão de joelho não foram maiores que os do grupo CON. Já o grupo APF não apresentou um aumento de força maior que o grupo CON a 95° de flexão de joelho. Adicionalmente, os aumentos da força isométrica do grupo API foram superiores as do grupo APF a 80° e 95° de flexão de joelhos e que os aumentos de força deste último grupo foram maiores que os do grupo API a 20°, 35° e 50° de flexão de joelho. Estes aumentos na força isométrica dentro ou próximo a faixa de ângulos treinada em cada protocolo subsidiam a resposta de força ADM-específica após o treinamento com ADM parciais, como as dos grupos API e APF. Em outro estudo, Graves *et al.* (1992) novamente identificaram que os maiores aumentos no torque isométrico de extensão lombar dos grupos API e APF ocorreram nas faixas de ângulos treinadas. Os resultados destas investigações (GRAVES *et al.*, 1989; 1992) corroboram os dados dos grupos API e APF que apresentaram seus maiores aumentos de força nos testes de 1RM nas faixas de ângulos respectivamente treinadas.

A especificidade de aumentar a força muscular nos ângulos treinados ou próximos pode estar associada a adaptações neurais (THEPAUT-MATHIEU; VAN HOECKE; MATON, 1988), principalmente, quando o treinamento demanda do músculo contrações em menor comprimento (ALEGRE *et al.*, 2014; NOORKOIV; NOSAKA; BLAZEVIICH, 2014). No estudo de Noorkoiv *et al.* (2014), o treinamento isométrico a 38,1° ($\pm 3.7^\circ$ - menor comprimento muscular) de flexão de joelho (0° = joelho estendido) proporcionou um aumento na amplitude do sinal EMG dos

músculos vasto lateral e medial apenas nos ângulos próximos ao ângulo treinado durante os testes de CIVM nos ângulos entre 30° e 100° de flexão de joelho (com intervalos de 10° entre os ângulos). Estes aumentos na amplitude do sinal EMG ângulo-específico foram correlacionados positivamente com os aumentos de torque máximo isométrico nos ângulos próximos ao treinado apenas no grupo que treinou em menor comprimento muscular ($r = 0,84-0,88$, $p < 0,05$). A correlação entre os aumentos na amplitude do sinal EMG e os valores de torque máximo isométrico não foi apresentada para o outro grupo, que treinou isometricamente a 87,50° ($\pm 6,0$ – maior comprimento muscular). Vale dizer que o aumento na amplitude do sinal EMG pode estar associado com um aumento do número de unidades motoras recrutadas durante as ações musculares (SUZUKI *et al.*, 2002). Assim, no estudo de Noorkoiv *et al.* (2014), o treinamento em menor comprimento muscular pode ter proporcionado uma adaptação neural capaz de aumentar o recrutamento de unidades motoras apenas nos ângulos treinados ou próximos.

Reforçando os achados de Noorkoiv *et al.* (2014), outro estudo com treinamento isométrico encontrou um aumento na amplitude do sinal EMG em ângulos próximos ao treinado, mas exclusivo à condição de menor comprimento muscular (ALEGRE *et al.*, 2014). Os resultados agrupados de Noorkoiv *et al.* (2014) e Alegre *et al.* (2014) sugerem que o treinamento em menor comprimento muscular pode ocasionar uma adaptação neural específica aos ângulos treinados e proporcionar um aumento na força muscular limitado aos ângulos percorridos no treinamento ou próximos. Entretanto, as limitações do registro da amplitude do sinal EMG de superfície podem não corresponder ao aumento do recrutamento de unidades motoras, mas, por exemplo, a um aumento no sincronismo muscular (VIGOTSKY *et al.*, 2017), o que dificulta estabelecer que o aumento de força ângulo-específico possa ter sido em função de um aumento no recrutamento muscular restrito a ângulos-específicos. Como no presente estudo não foi analisada a atividade elétrica dos músculos vasto lateral e reto femoral, não é possível confirmar se ocorreu ou não um aumento na amplitude do sinal EMG apenas nos ângulos treinados ou próximos.

A resposta de força ADM-específica encontrada no grupo API no presente estudo pode estar associada a uma combinação das adaptações neurais e morfológicas. No estudo de Noorkoiv *et al.* (2014), o grupo que treinou em maior

comprimento muscular ($87,50^\circ \pm 6,0^\circ$) apresentou um aumento na amplitude do sinal EMG do músculo vasto lateral ao longo de todos os ângulos analisados (30° - 100° , com intervalos de 10°) após as três (3) primeiras semanas de treinamento. Adicionalmente, o músculo reto femoral apresentou um aumento na amplitude do sinal EMG nos ângulos 50° , 60° , 70° e 80° de flexão de joelho após seis (6) semanas de treinamento. Além disso, este grupo hipertrofiou determinadas regiões musculares que foram correlacionadas de forma positiva e significativa com o aumento do torque isométrico em posições angulares de maior comprimento muscular. Para exemplificar, os aumentos de torque isométrico nos ângulos de 60° , 70° , 80° e 90° de flexão de joelho foram correlacionados com os aumentos na AST a 60% do comprimento do vasto lateral ($r = 0,79 - 0,86$, $p = 0,02 - 0,01$). Além disso, o aumento do torque em outros ângulos articulares de menor comprimento muscular também apresentou correlação positiva e significativa com o aumento da AST, como por exemplo, o aumento do torque a 30° e 40° de flexão de joelho foi positivamente correlacionado com o aumento da AST do vasto lateral a 80% de seu comprimento ($r = 0,85$; $r = 0,80$, respectivamente; $p = 0,02$). Diante da expectativa de que o aumento da AST influencie positivamente na produção de força (TREZISE; COLLIER; BLAZEVIK, 2016), pode ser que a hipertrofia em determinadas regiões musculares contribua para aumentar o torque em posições articulares específicas (NARICI *et al.*, 1989; WEIR *et al.*, 1995).

Os resultados de Noorkoiv *et al.* (2014) sinalizam que o treinamento em maior comprimento muscular pode proporcionar adaptações neurais em ângulos treinados e em ângulos mais distantes, como foi observado previamente (THEPAUT-MATHIEU; VAN HOECKE; MATON, 1988). Além disso, os dados de Noorkoiv *et al.* (2014) permitem supor que a hipertrofia de regiões musculares específicas poderiam contribuir para o aumento do torque em ângulos treinados e não treinados. Estas informações ajudam a explicar porque o grupo API apresentou o seu melhor desempenho de força na faixa de ângulos treinada, e como este grupo obteve os aumentos percentuais nas outras ADM testadas de forma tão eficiente quanto aos grupos que apresentaram os maiores aumentos de força nos outros testes. No entanto, o presente estudo não analisou a correlação entre a mudança na AST muscular regional e o desempenho de força nos testes de 1RM após o treinamento com os grupos investigados.

Em relação aos resultados dos grupos ACO e AVA, os aumentos percentuais de desempenho foram similares entre os testes. Resultado semelhante já foi encontrado para o grupo ACO em estudos prévios que analisaram o desempenho nos testes de 1RM nas ADM completa e final após um período de treinamento (MARTÍNEZ-CAVA *et al.*, 2019; PALLARÉS *et al.*, 2020; WEISS *et al.*, 2000). De acordo com Rhea *et al.* (2016), o aumento da força muscular ao longo dos ângulos parece ocorrer quando a musculatura é sobrecarregada suficientemente ao longo dos ângulos percorridos durante o treinamento. Sendo que a variação desta sobrecarga estaria relacionada, por exemplo, a variação do torque de resistência ao longo dos ângulos (FOLLAND; MORRIS, 2008) e a capacidade de produção de força muscular ângulo a ângulo (MACINTOSH, 2017; RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999). Em relação ao torque de resistência, aparelhos de diferentes marcas tem apresentado diferentes valores de torque para um mesmo ângulo articular (FOLLAND; MORRIS, 2008). Esta variação pode modificar a sobrecarga imposta na musculatura ao longo dos ângulos e impactar na resposta de força muscular (STANISZEWSKI; MASTALERZ; URBANIK, 2020). Por isto é sugerido que as informações mecânicas dos aparelhos utilizados nos estudos sejam reportados para melhor entendimento da respostas ao treinamento (DALLEAU *et al.*, 2010).

O aparelho utilizado no presente estudo foi construído com um sistema de transmissão e modulação do torque de resistência produzido pela plataforma de peso (sistema camus – DALLEU *et al.*, 2010). De forma geral, um sistema camus pode alterar instantaneamente um torque de resistência em função das suas características, como o local do seu eixo de rotação e a distância do último ponto de contato do cabo de aço até este eixo. Devido ao formato do camus utilizado no presente estudo (U invertido), o torque de resistência produzido pela plataforma de peso se alterava em aproximadamente 5% ao longo de uma ADM completa, conforme previamente identificado (DINIZ, 2016). Além deste torque, a massa móvel do aparelho (braço mecânico e seus componentes – Figura 3) gerava um outro torque de resistência que aumentava na medida que o joelho se estendia. Esta resistência foi mensurada por Diniz (2016) e entre o início (90°) e o final de uma extensão completa de joelho (0°) há uma diferença de aproximadamente 80 N (desconsiderando a massa da perna). Com isto, o torque de resistência (resultante) do aparelho era maior nos ângulos finais de extensão de joelho do que no início.

Com estas características mecânicas, o treinamento do grupo ACO pode ter sobrecarregado a musculatura suficientemente em todos os ângulos percorridos (100°-30°) ao longo das repetições. Sendo que a variação da sobrecarga na musculatura ao longo dos ângulos não foi suficiente para proporcionar uma adaptação ângulo-específica que resultasse em um maior aumento da força muscular em alguma das faixas de ângulos testadas. Estes resultados reforçam as evidências de que o treinamento com um grupo ACO foi capaz de aumentar similarmente a força isométrica (GRAVES *et al.*, 1989; 1992; MCMAHON *et al.* 2014b) e dinâmica (PALLARÉS *et al.*, 2020; BAZYLER *et al.* 2014; WEISS *et al.*, 2000) em todos os ângulos ou faixas de ângulos, respectivamente, percorridos no treinamento.

Assim como o grupo ACO, o grupo AVA melhorou similarmente o desempenho de força nas três ADM testadas. Sendo que o grupo AVA foi o único grupo que apresentou um aumento de força equiparado ao grupo API no teste de 1RM na ADM treinada pelo grupo API. Estes resultados sugerem que as adaptações capazes de influenciar para a produção de força ângulo-específica, decorrentes do treinamento exclusivo em faixas de ADM (BLOOMQUIST *et al.*, 2013; HARTMANN *et al.*, 2012; PALLARÉS *et al.*, 2020), possam ter ocorrido simultaneamente no grupo AVA em função do treinamento variado. Este raciocínio é evidenciado pelos aumentos percentuais de peso levantado nos testes de 1RM para ajuste de intensidade ao longo do treinamento (APÊNDICE III – Tabela C). Os aumentos percentuais do grupo AVA nestes testes de 1RM para ajuste de intensidade nas ADM parciais treinadas são similares aos dos grupos que treinaram exclusivamente nestas faixas. A diferença é que os grupos API e APF treinaram o dobro do número de vezes que o grupo AVA em cada respectiva faixa de ADM, sem que isso impactasse no desempenho de força, independente da faixa de ADM testada.

Outra informação que ajuda a explicar os resultados do grupo AVA é o *volume load* treinado. Através de uma análise de regressão linear múltipla, Peterson *et al.* (2011) verificaram uma forte associação entre o *volume load* e o desempenho no teste de 1RM em homens ($\beta = 0,66$; $p < 0,01$) e mulheres ($\beta = 0,26$; $p = 0,02$) e afirmaram que as adaptações que conduzem ao aumento da força podem ser influenciadas pelo *volume load* treinado. Os achados do presente estudo corroboram com a afirmação de Peterson *et al.* (2011), pois o treinamento dos grupos API e AVA

foram realizados com os maiores *volume loads* do que os outros grupos experimentais, sendo que estes dois grupos apresentaram os melhores desempenhos no teste de 1RM na ADM parcial inicial quando comparados com os outros grupos, e nos outros testes de 1RM (ADM parcial final e completa) os desempenhos de força foram similares aos melhores grupos em cada teste. A diferença entre os grupos API e AVA é que este último grupo não apresentou um efeito de força ADM-específico como o grupo API, ou seja, o desempenho de força do grupo AVA foi constante em todas as faixas de ângulos testadas. Este resultado é interessante, pois há modalidades esportivas que requerem alta produção de força ao longo de uma ampla faixa de ângulos, como por exemplo o judô.

Entretanto, não foram encontrados estudos que utilizaram de protocolos com as manipulações de ADM de forma similar ao realizado com o grupo AVA no presente estudo para estabelecer as comparações. O estudo mais próximo encontrado foi de Esmaeeldokht (2019), que comparou o desempenho no teste de 1RM na ADM completa entre os grupos ACO e AVA após oito (8) semanas de treinamento com os seguintes exercícios: mesa flexora, agachamento, levantamento terra e *leg press*. Após o período de treinamento, os grupos aumentaram percentualmente o desempenho nos testes de 1RM na ADM completa em todos os exercícios de forma similar. Estes resultados corroboram os dados do presente estudo, em que o grupo AVA foi tão eficiente quanto o grupo ACO no aumento da força muscular no teste de 1RM na ADM completa. Porém, o estudo de Esmaeeldokht (2019) não informa as faixas de ângulos treinadas em cada exercício, nem apresenta informações complementares sobre o treinamento como o número de séries e repetições, pausa e se a variação do treinamento do grupo AVA era diária, entre as séries ou em outra possibilidade. Por fim, este estudo não realizou testes de 1RM em outras faixas de ADM, como a inicial e final, sendo então necessários estudos complementares para confirmar ou refutar os resultados de força a partir do treinamento em uma condição variada.

7 CONCLUSÃO

A manipulação da ADM articular do joelho em protocolos equiparados pela intensidade, volume e tempo sob tensão das ações musculares ocasionou respostas diferenciadas de aumento de força máxima dinâmica em diferentes ADM e no somatório de AST dos músculos reto femoral e vasto lateral. Foi observada uma maior resposta de hipertrofia para o grupo que treinou utilizando a ADM parcial inicial de extensão de joelho em comparação aos demais grupos. Além disso, foi detectado um aumento na capacidade de produção de força ângulo-específica após o treinamento nas ADM parciais. Porém, o treinamento de força na ADM parcial inicial permitiu o aumento na produção de força em outras faixas de ângulos em uma magnitude similar aos grupos que apresentaram os melhores desempenhos em cada faixa de ADM testada. Por fim, foi observado que o treinamento do grupo AVA proporcionou um aumento similar na produção de força ao longo das faixas de ângulos sem que outro grupo apresentasse uma resposta de força maior em qualquer ADM testada.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. *et al.* Neural adaptation to resistance training: Changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 6, p. 2309–2318, 2002.
- ABE, T. *et al.* Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 81, n. 3, p. 174–180, 2000.
- ACSM. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, 2009.
- AHMADIZAD, S. *et al.* Effects of short-term nonperiodized, linear periodized and daily undulating periodized resistance training on plasma adiponectin, leptin and insulin resistance. **Clinical Biochemistry**, v. 47, n. 6, p. 417–422, 2014.
- ALEGRE, L. M. *et al.* Effects of isometric training on the knee extensor moment–angle relationship and vastus lateralis muscle architecture. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 11, p. 2437–2446, 2014.
- AMIRTHALINGAM, T. *et al.* 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.
- ASCENZI, F. *et al.* Effects of IGF-1 isoforms on muscle growth and sarcopenia. **Aging Cell**, v. 18, n. 3, p. 1–11, 2019.
- BARCLAY, R. D. *et al.* The role of the igf-1 signaling cascade in muscle protein synthesis and anabolic resistance in aging skeletal muscle. **Frontiers in Nutrition**, v. 6, n. September, p. 1–9, 2019.
- BARONI, B. *et al.* Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis. **Muscle & Nerve**, v. 48, n. 4, p. 2385–2989, 2013.
- BARTON-DAVIS, E. R.; SHOTURMA, D. I.; SWEENEY, H. L. Contribution of satellite cells to IGF-I induced hypertrophy of skeletal muscle. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 167, n. 4, p. 301–305, 1999.
- BATTERHAM, A. M.; HOPKINS, W.G. Making Meaningful Inferences: About Magnitudes. *Int J Sports Physiol Perform.* 2006;1(1):50–7.
- BECK, T. W. The importance of a priori sample size estimation in strength and conditioning research. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 8, p. 2323–2337, 2013.
- BENTLEY, J. R. *et al.* Effects of different lifting cadences on ground reaction forces during the squat exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 5, p. 1414–1420, 2010.
- BERG, H. E.; TEDNER, B.; TESCH, P. A. Changes in lower limb muscle cross-sectional area and tissue fluid volume after transition from standing to supine.

Acta Physiologica Scandinavica, v. 148, n. 4, p. 379–385, 1993.

BLAZON, T. M. P. C. *et al.* The association between muscle deoxygenation and muscle hypertrophy to blood flow restricted training performed at high and low loads. **Frontiers in Physiology**, v. 10, p. 1–12, 2019.

BLAAUW, B. *et al.* Inducible activation of Akt increases skeletal muscle mass and force without satellite cell activation. **The FASEB Journal**, v. 23, n. 11, p. 3896–3905, 2009.

BLAZEVIČH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, n. 3, p. 289–310, 2006.

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

BUCKNER, S. L. *et al.* The basics of training for muscle size and strength: A brief review on the theory. **Medicine and Science in Sport Exercise**, v. 52, n. 6, p. 645–653, 2019.

BURD, N. A. *et al.* Low-load high volume resistance exercise stimulates muscle protein synthesis more than high-load low volume resistance exercise in young men. **Plos One**, v.5, n. 8, 2010.

BURD, N. A. *et al.* Muscle time under tension during resistance exercise stimulates differential muscle protein sub-fractional synthetic responses in men. **The Journal of Physiology**, v. 590, n. 2, p. 351–362, 2012.

CABIDO, C. *et al.* Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 4, p. 1050–1057, 2014.

CANTINI, M. *et al.* Macrophages regulate proliferation and differentiation of satellite cells. **Biochemical and Biophysical Research Communications**, v. 202, n. 3, p. 1688–1696, 1994.

CLARK, R. *et al.* The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 3, p. 704–711, 2011.

COBURN, J. *et al.* Effects of leucine and whey protein supplementation during eight weeks of unilateral resistance training. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 2, p. 284–291, 2006.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2^o ed. Hillsdale: Associates, Erlbaum, 1988.

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

CROWLEY, M. A. Hormonal regulation of skeletal muscle hypertrophy in rats: The testosterone to cortisol ratio. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 73, n. 1–2, p. 66–72, 1996.

DALLEAU, G. et al. The influence of variable resistance moment arm on knee extensor performance. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 6, p. 657–665, 2010.

DAMAS, F. et al. Muscle protein synthesis, hypertrophy, and muscle damage in humans. **The Journal of physiology**, v. 594, n. 18, p. 5209–22, 2016.

DAMAS, F.; LIBARDI, C. A.; UGRINOWITSCH, C. The development of skeletal muscle hypertrophy through resistance training: the role of muscle damage and muscle protein synthesis. **European Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 3, p. 485–500, 2018.

DANKEL, S. J. et al. Do metabolites that are produced during resistance exercise enhance muscle hypertrophy? **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 11, p. 2125–2135, 2017.

DE RUITER, C. J. et al. Fast unilateral isometric knee extension torque development and bilateral jump height. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 38, n. 10, p. 1843–1852, 2006.

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**. Orientador: Mauro Heleno Chagas. 2016. 85 f. Tese (Ciências do Esporte) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

EARP, J. E. et al. Inhomogeneous quadriceps femoris hypertrophy in response to strength and power training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 47, n. 11, p. 2389–2397, 2015.

ERSKINE, R. M. et al. Do PTK2 gene polymorphisms contribute to the interindividual variability in muscle strength and the response to resistance training? A preliminary report. **Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 8, p. 1329–1334, 2012.

ESMAEELDOKHT, R. The influence of variable range of motion training on hormonal responses and muscle strength. **Journal of Physical Activity and Hormones**, v. 3, n. 2, p. 69–84, 2019.

EVANS, J. W. Periodized resistance training for enhancing skeletal muscle hypertrophy and strength: A mini-review. **Frontiers in Physiology**, v. 10, n.13, p. 1–7, 2019.

FARTHING, J. P.; CHILIBECK, P. D. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 6, p. 578–586, 2003.

FIGUEIREDO, V. C.; DE SALLES, B. F.; TRAJANO, G. S. Volume for muscle hypertrophy and health outcomes: the most effective variable in resistance training. **Sports Medicine**, v. 48, n. 3, p. 499–505, 2018.

- FINK, J.; SCHOENFELD, B. J.; NAKAZATO, K. The role of hormones in muscle hypertrophy. **Physician and Sports Mmedicine**, v. 46, n. 1, p. 129–134, 2018.
- FISHER, J.; STEELE, J.; SMITH, D. Evidence based resistance training. **Medicina Sportiva**, v. 17, n. 4, p. 217–235, 2013.
- FLANN, K. L. *et al.* Muscle damage and muscle remodeling: No pain, no gain? **Journal of Experimental Biology**, v. 214, n. 4, p. 674–679, 2011.
- FONSECA, R. M. *et al.* Changes in exercises are more effective than in loading schemes to improve muscle strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 11, p. 3085–3092, 2014.
- FOURÉ, A. *et al.* Muscle alterations induced by electrostimulation are lower at short quadriceps femoris length. **European Journal of Applied Physiology**, v. 120, n. 2, p. 325–335, 2020.
- FOLLAND, J.; MORRIS, B. Variable-cam resistance training machines: Do they match the angle - Torque relationship in humans? **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n. 2, p. 163–169, 2008
- FRANCHI, M. V. *et al.* Regional regulation of focal adhesion kinase after concentric and eccentric loading is related to remodelling of human skeletal muscle. **Acta Physiologica**, v. 223, n. 3, p. 0–3, 2018.
- FREITAS, M. C. *et al.* Role of metabolic stress for enhancing muscle adaptations: Practical applications. **World Journal of Methodology**, v. 7, n. 2, p. 46–54, 2017.
- FRITZ, C. O.; MORRIS, P. E.; RICHLER, J. J. Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. **Journal of Experimental Psychology: General**, v. 141, n. 1, p. 2–18, 2012.
- GIBALA, M. J. *et al.* Myofibrillar disruption following acute concentric and eccentric resistance exercise in strength-trained men. **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v. 78, n. 8, p. 656–661, 2000.
- GOODMAN, C. A. The role of mTORC1 in regulating protein synthesis and skeletal muscle mass in response to various mechanical stimuli. **Review in physiological Biochemistry Pharmacology**, v. 166, p. 43–95, 2014.
- GORDON, A.; HUXLEY, A.; JULIAN, F. The variation in isometric tension with sarcomere. **The Journal of Physiology**, v. 184, n. 1, p. 170–192, 1966.
- GOTO, K. *et al.* The impact of metabolic stress on hormonal responses and muscular adaptations. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 6, p. 955–963, 2005.
- GOTO, K. *et al.* Hormonal and metabolic responses to slow movement resistance exercise with different durations of concentric and eccentric actions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 5, p. 731–739, 2009.
- GOTO, M. *et al.* Partial range of motion exercise is effective for facilitating muscle hypertrophy and function through sustained intramuscular hypoxia in young trained men. **Journal of Strength Conditioning Research**, v. 33, n. 5, 2019.

GRAHAM, Z. A.; GALLAGHER, P. M.; CARDOZO, C. P. Focal adhesion kinase and its role in skeletal muscle. **Journal of Muscle Research and Cell Motility**, v. 36, n. 4–5, p. 305–315, 2015.

GRAVES, J. *et al.* Limited range-of-motion lumbar extension strength training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 24, n. 1, p. 128–133, 1992

GRAVES, J. E. *et al.* Specificity of limited range of motion variable resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 21, n. 1, p. 84–89, 1989.

HÄKKINEN, K. *et al.* Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. **Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 2, p. 569–580, 2001.

HALPERIN, I. *et al.* Strengthening the practice of exercise and sport-science research. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 13, n. 2, p. 127–134, 2018.

HARTMANN, H. *et al.* Influence of squatting depth on jumping performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 12, p. 3243–3261, 2012.

HAWKINS, D.; HULL, M. L. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 487–494, 1990.

HAWKINS, D.; HULL, M. L. A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 487–494, 1990.

HIRONO, T. *et al.* Relationship between muscle swelling and hypertrophy induced by resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2020. No Prelo.

HISAEDA, H. O. *et al.* Effect of local blood circulation and absolute torque on muscle endurance at two different knee-joint angles in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 86, n. 1, p. 17–23, 2001.

HOANG, P. D. *et al.* A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 6, p. 1333–1341, 2005.

JACKSON, A. S.; POLLOCK, M. L. Generalized equations for predicting body density of women. **British Journal of Nutrition**, v. 12, n. 3, p. 175–181, 1980.

KATHAGE, B. *et al.* The cochaperone BAG3 coordinates protein synthesis and autophagy under mechanical strain through spatial regulation of mTORC1. **Biochimica et Biophysica Acta - Molecular Cell Research**, v. 1864, n. 1, p. 62–75, 2017.

KJÆR, M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. **Physiological Reviews**, v. 84, n. 2, p. 649–698, 2004.

KOOISTRA, R. D. *et al.* Knee extensor muscle oxygen consumption in relation to muscle activation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 98, n. 6, p. 535–

545, 2006.

KRAEMER, W. J. *et al.* Physiological Changes with Periodized Tennis Players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 11, p. 157–168, 2003.

KRAEMER, W. J. *et al.* Growth Hormone(s), Testosterone, Insulin-Like Growth Factors, and Cortisol: Roles and Integration for Cellular Development and Growth With Exercise. **Frontiers in Endocrinology**, v. 11, n. 33, p. 1–25, 2020.

KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. **Sports Medicine**, v. 35, n. 4, p. 339–361, 2005.

KUBO, K. *et al.* Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 16, n. 3, p. 159–167, 2006.

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

LACERDA, L. T. *et al.* Variations in repetition duration and repetition numbers influence muscular activation and blood lactate response in protocols equalized by time under tension. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 1, p. 251–258, 2016.

LACERDA, L. T. *et al.* Is performing repetitions to failure less important than volume for muscle hypertrophy and strength? **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 34, n. 5, p. 1237–1248, 2020.

LEVINGER, I. *et al.* The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 12, n. 2, p. 310–316, 2009.

LOENNEKE, J. P. *et al.* The anabolic benefits of venous blood flow restriction training may be induced by muscle cell swelling. **Medical Hypotheses**, v. 78, n. 1, p. 151–154, 2012.

LONGO, A. R. *et al.* volume load rather than resting interval influences muscle hypertrophy during high- intensity resistance training. **Journal of Strength & Conditioning Research**. 2020. No Prelo.

MACINTOSH, B. R. Role of Calcium Sensitivity Modulation in Skeletal Muscle Performance. **News in Physiological Sciences**, v. 18, n. 6, p. 222–225, 2003.

MACINTOSH, B. R. Recent developments in understanding the length dependence of contractile response of skeletal muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 6, p. 1059–1071, 2017.

MARTÍNEZ-CAVA, A. *et al.* Bench Press at Full Range of Motion Produces Greater Neuromuscular Adaptations Than Partial Executions After Prolonged Resistance Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2019. No Prelo.

MATTA, T. T. *et al.* Heterogeneity of rectus femoris muscle architectural adaptations after two different 14-week resistance training programmes. **Clinical Physiology**

and Functional Imaging, v. 35, n. 3, p. 210–215, 2015.

MCMAHON, G. et al. Muscular adaptations and insulin-like growth factor-1 responses to resistance training are stretch-mediated. **Muscle and Nerve**, v. 49, n. 1, p. 108–119, 2014a.

MCMAHON, G. E. et al. 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, 2014b.

MIZUNO, M.; TOKIZAWA, K.; MURAOKA, I. Changes in perfusion related to muscle length affect the pressor response to isometric muscle contraction. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, v. 662, p. 371–377, 2010.

NARICI, N. et al. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 157, n. 2, p. 175–186, 1996.

NARICI, M. V. et al. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 59, n. 4, p. 310–319, 1989.

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

NG, A. V. et al. Influence of muscle length and force on endurance and pressor responses to isometric exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 76, n. 6, p. 2561–2569, 1994.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIČH, A. J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **European Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 4, p. 631–639, 2010.

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. 1525–1537, 2014.

OGASAWARA, R. et al. Resistance Exercise-Induced Hypertrophy: A Potential Role for Rapamycin-Insensitive mTOR. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 47, n. 3, p. 188–194, 2019.

OLSEN, L. A.; NICOLL, J. X.; FRY, A. C. The skeletal muscle fiber: a mechanically sensitive cell. **European Journal of Applied Physiology**, v. 119, n. 2, p. 333–349, 2019.

ORANCHUK, D. J. et al. Isometric training and long-term adaptations: Effects of muscle length, intensity, and intent: A systematic review. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 29, n. 4, p. 484–503, 2019.

OZAKI, H. et al. Physiological stimuli necessary for muscle hypertrophy. **The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine**, v. 4, n. 1, p. 43–51, 2015.

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

PETERSON, M. D. *et al.* Progression of volume load and muscular adaptation during resistance exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 6, p. 1063–1071, 2011.

PINTO, R. *et al.* Effect of range of motion on muscle strength and thickness. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 8, p. 2140–2145, 2012.

POPE, Z. K. *et al.* Action potential amplitude as a noninvasive indicator of motor unit-specific hypertrophy. **Journal of Neurophysiology**, v. 115, n. 5, p. 2608–2614, 2016.

RADAELLI, R. *et al.* Dose-response of 1, 3, and 5 sets of resistance exercise on strength, local muscular endurance, and hypertrophy. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 29, n. 5, p. 1349–1358, 2015.

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

RHEA, M. R. *et al.* Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes. **Human Movement**, v. 17, n. 1, p. 43–49, 2016.

RHEA, M. R.; ALDERMAN, B. L. A meta-analysis of periodized versus nonperiodized strength and power training programs. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 75, n. 4, p. 413–422, 2004.

RINDOM, E. *et al.* Activation of mTORC1 signalling in rat skeletal muscle is independent of the EC-coupling sequence but dependent on tension per se in a dose-response relationship. **Acta Physiologica**, v. 227, n. 3, p. 1–12, 2019.

RITTI-DIAS, R. M. *et al.* Influence of previous experience on resistance training on reliability of one-repetition maximum test. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 5, p. 1418–1422, 2011.

RUSS, D. W. Active and passive tension interact to promote akt signaling with muscle contraction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 1, p. 88–95, 2008.

SALE, D. G. Neural adaptation to resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 20, n. 5, p. 135–145, 1988.

SAMPSON, J. A.; DONOHOE, A.; GROELLER, H. Effect of concentric and eccentric velocity during heavy-load non-ballistic elbow flexion resistance exercise. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 17, n. 3, p. 306–311, 2014.

SCHACHAR, R.; HERZOG, W.; LEONARD, T. R. The effects of muscle stretching and shortening on isometric forces on the descending limb of the force-length relationship. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 6, p. 917–926, 2004.

SCHOENFELD, B. J. Does exercise-induced muscle damage play a role in skeletal muscle hypertrophy? **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 5, p. 1441–1453, 2012.

SCHOENFELD, B. J. Potential mechanisms for a role of metabolic stress in hypertrophic adaptations to resistance training. **Sports Medicine**, v. 43, n. 3, p. 179–194, 2013.

SCHOENFELD, B. J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J. W. Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 11, p. 1073–1082, 2017.

SCHOENFELD, B. J. *et al.* A comparison of increases in volume load over 8 weeks of low-versus high-load resistance training. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 7, n. 2, 2016.

SCHOENFELD, B. J.; GRGIC, J. Effects of range of motion on muscle development during resistance training interventions: A systematic review. **SAGE Open Medicine**, v. 8, p. e29247, 2020.

SCHOENFELD, B. J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J. W. Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Sports Sciences**, v. 35, n. 11, p. 1073–1082, 2017.

SCHROEDER, E. T. *et al.* Are acute post-resistance exercise increases in testosterone, growth hormone, and IGF-1 necessary to stimulate skeletal muscle anabolism and hypertrophy? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 11, p. 2044–2051, 2013.

SCHWANBECK, S. R. *et al.* Effects of training with free weights versus machines on muscle mass, strength, free testosterone, and free cortisol levels. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 34, n. 7, p. 1851–1859, 2020.

SCHUENKE, M. D. *et al.* Early-phase muscular adaptations in response to slow-speed versus traditional resistance-training regimens. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 10, p. 3585–3595, 2012.

SCOTT, J. M. *et al.* Panoramic ultrasound: a novel and valid tool for monitoring change in muscle mass. **Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle**, v. 8, n. 3, p. 475–481, 2017.

SIMÃO, R. *et al.* Comparison between nonlinear and linear periodized resistance training: hypertrophic and strength effects. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 5, p. 1389–1395, 2012.

SINHA-HIKIM, I. *et al.* Testosterone-induced muscle hypertrophy is associated with an increase in satellite cell number in healthy, young men. **American Journal of Physiology - Endocrinology and Metabolism**, v. 285, n. 1 48-1, 2003.

SPINETI, J. *et al.* The effects of exercise order and periodized resistance training on maximum strength and muscle thickness. **International SportMed Journal**, v. 15, n.

4, p. 374–390, 2014.

STANISZEWSKI, M.; MASTALERZ, A.; URBANIK, C. Effect of a strength or hypertrophy training protocol, each performed using two different modes of resistance, on biomechanical, biochemical and anthropometric parameters. **Biology of Sport**, v. 37, n. 1, p. 85–91, 2020.

SUGA, T. *et al.* Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 4, p. 1119–1124, 2009.

SUGA, T. *et al.* Effect of multiple set on intramuscular metabolic stress during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 11, p. 3915–3920, 2012.

SUNDBERG, C. W. *et al.* Effects of elevated H^+ and P_i on the contractile mechanics of skeletal muscle fibres from young and old men: implications for muscle fatigue in humans. **Journal of Physiology**, v. 596, n. 17, p. 3993–4015, 2018.

SUPINSKI, G. S. *et al.* Effect of alterations in muscle fiber length on diaphragm blood flow. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 5, p. 1789–1796, 1986.

SUZUKI, H. *et al.* Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 9, p. 1509–1517, 2002

TAN, B. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: A review. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 13, n. 3, p. 289–304, 1999.

TANIMOTO, M.; ISHII, N. Effects of low-intensity resistance exercise with slow movement and tonic force generation on muscular function in young men. **Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 4, p. 1150–1157, 2005.

TANIMOTO, M. *et al.* Effects of whole-body low-intensity resistance training with slow movement and tonic force generation on muscular size and strength in young men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 6, p. 1926–1938, 2008.

THEPAUT-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.

TOIGO, M.; BOUTELLIER, U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 6, p. 643–663, 2006.

THOMPSON, B. J. *et al.* The Influence of Age, Joint Angle, and Muscle Group on Strength Production Characteristics at the Knee Joint. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 73, n. 5, p. 603–607, 2018.

TREZISE, J.; COLLIER, N.; BLAZEVICH, A. J. Anatomical and neuromuscular

variables strongly predict maximum knee extension torque in healthy men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 6, p. 1159–1177, 2016.

ULLRICH, B.; KLEINÖDER, H.; BRÜGGEMANN, G. Moment-angle relations after specific exercise. **International Journal of Sports Medicine**, v. 30, n. 4, p. 293–391, 2009.

USUI, S. et al. Low-load slow movement squat training increases muscle size and strength but not power. **International Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 4, p. 305–312, 2016.

VALAMATOS, M. J. et al. Influence of full range of motion vs. equalized partial range of motion training on muscle architecture and mechanical properties. **European Journal of Applied Physiology**, v. 118, n. 9, p. 1969–1983, 2018.

VAN DYKE, J. M.; BAIN, J. L. W.; RILEY, D. A. Stretch-activated signaling is modulated by stretch magnitude and contraction. **Muscle and Nerve**, v. 49, n. 1, p. 98–107, 2014.

VIGOTSKY, A. D. et al. Greater electromyographic responses do not imply greater motor unit recruitment and ‘hypertrophic potential’ cannot be inferred. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 1, p. e1–e4, 2017.

WACKERHAGE, H. et al. Stimuli and sensors that initiate skeletal muscle hypertrophy following resistance exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 126, n. 1, p. 30–43, 2019.

WAKAHARA, T. et al. Inter- and intramuscular differences in training-induced hypertrophy of the quadriceps femoris: association with muscle activation during the first training session. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 37, n. 4, p. 405–412, 2017.

WATANABE, Y. et al. Increased muscle size and strength from slow-movement, low-intensity resistance exercise and tonic force generation. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 21, n. 1, p. 71–84, 2013.

WEIR, J. P. et al. Effects of unilateral isometric strength training on joint angle specificity and cross-training. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 70, n. 4, p. 337–343, 1995.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 231–240, 2005.

WEISS, L. W. et al. Comparative effects of deep versus shallow squat and leg-press training on vertical jumping ability and related factors. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 14, n. 3, p. 241–247, 2000.

WILLIAMS, C. D. et al. The length-tension curve in muscle depends on lattice spacing. **Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences**, v. 280, n. 1766, 2013.

WILLIAMSON, S.; SANNI, A. A.; MCCULLY, K. K. The influence of muscle length on

gastrocnemius and vastus lateralis muscle oxygen saturation and endurance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 49, n. July, p. 1–5, 2019.

WILSON, J. M. *et al.* Practical blood flow restriction training increases acute determinants of hypertrophy without increasing indices of muscle damage. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 11, p. 3068–3075, 2013.

YI, T. I. *et al.* Reliability of the supraspinatus muscle thickness measurement by ultrasonography. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v. 36, n. 4, p. 488–495, 2012.

ZABALETA-KORTA, A.; FERNÁNDEZ-PEÑA, E.; SANTOS-CONCEJERO, J. Regional hypertrophy, the inhomogeneous muscle growth. **Strength and Conditioning Journal**. 2020. No Prelo.

ZANOU, N.; GAILLY, P. Skeletal muscle hypertrophy and regeneration: Interplay between the myogenic regulatory factors (MRFs) and insulin-like growth factors (IGFs) pathways. **Cellular and Molecular Life Sciences**, v. 70, n. 21, p. 4117–4130, 2013.

APÊNDICE I -Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Venho, por meio deste, convidá-la a participar da pesquisa intitulada "Diferentes manipulações na amplitude de movimento podem resultar em distintas respostas de força e hipertrofia muscular no treinamento de força?" 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 Gustavo Ferreira Pedrosa (Doutorando). 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 14 semanas. O objetivo da pesquisa é investigar as respostas de hipertrofia e força muscular decorrentes dos treinamentos dos protocolos deste estudo. Para isso, antes e após o período de treinamento, serão realizados diferentes procedimentos de coleta. O primeiro procedimento é o registro por imagem panorâmica de Ultrassom (Dc 7, MindRay® - China) da área de secção transversa do quadríceps femoral em quatro locais, 40%, 50% e 60% e 70% do comprimento do fêmur, estabelecidos pela distância entre o trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral do fêmur. Adicionalmente, todas serão submetidas a testes de força dinâmica antes e após o período de treinamento. Os testes de força máxima dinâmica ocorrerão em três amplitudes de movimento distintas, e serão realizadas no aparelho banco extensor de joelhos, separadas por no mínimo 48 horas entre os testes.

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 hipertrofia muscular 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 ainda 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 “Diferentes manipulações na amplitude de movimento podem resultar em distintas respostas de força e hipertrofia muscular no treinamento de força?”, 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 2019

Assinatura da voluntária:

APÊNDICE II - Análise estatística de variáveis pré-treinamento

A comparação entre os grupos para cada variável antropométrica apresentada na Tabela II A foi processada por um teste de ANOVA *one way* (Fator 1 = Grupo) utilizando o programa estatístico SISVAR 5,7 (*Statistical Analysis Computer Program*). Os resultados dos testes de ANOVA estão apresentados na Tabela A pelos valores de F (Ficher-Snedecor), significância e Tamanho do Efeito [eta-quadrado (η^2)].

Tabela A. Resultados da ANOVA *one way* na comparação das variáveis antropométricas entre os grupos

Variável	F	Significância (p)	Tamanho do Efeito (η^2)
Idade (anos)	4,40 = 0,657	0,6257	0,061
Massa corporal (kg)	4,40 = 0,969	0,4353	0,088
Estatura (cm)	4,40 = 1,000	0,4190	0,010
Percentual de Gordura (%)	4,40 = 0,176	0,9495	0,017
Espessura do reto femoral (cm)	4,40 = 0,014	0,9996	0,001

A comparação do desempenho inicial intra e intergrupos entre os testes de 1RM nas três ADM, e informadas na Tabela II B, foi processada no programa estatístico SISVAR 5,7 por meio de um teste de ANOVA *two way* (fator 1 = Grupo, fator 2 = Testes). Os resultados da ANOVA são apresentados abaixo pelos valores da variância, significância e η^2 (Tabela B).

Tabela B. Resultados da ANOVA *two way* na comparação entre grupos e testes de 1RM nas diferentes amplitudes de movimento

Fator	F	Significância (p)	Tamanho do Efeito (η^2)
Grupo	4,120 = 0,800	0,5277	0,025
Testes	2,120 = 3,003	0,0534	0,046
Grupo x Testes	8,120 = 0,067	0,9998	0,004

APÊNDICE III - Dados descritivos

Massas levantadas nos testes de 1RM ao longo do treinamento

Os valores percentuais de mudança no peso levantado nos quatro (4) testes de 1RM para ajuste da intensidade foram comparados por meio de um teste de ANOVA two way (Fator 1 = Grupo; Fator 2 = Tempo), utilizando o programa estatístico SISVAR 5,7 (*Statistical Analysis Computer Program*). O grupo AVA possui informações nos testes de 1RM nas ADM parcial inicial e final, sendo estas informações tratadas como se fossem dois grupos (AVAa e AVAb, respectivamente). Apesar de não ter sido encontrada uma interação entre os fatores ($F_{12,179} = 0,546$; $p = 0,8816$; $\eta^2 = 0,031$), foi encontrado efeito principal no Fator Grupo ($F_{4,179} = 5,106$; $p = 0,0007$; $\eta^2 = 0,099$) e Tempo ($F_{3,179} = 6,359$; $p = 0,0004$; $\eta^2 = 0,093$). Os resultados mostram que os grupos AVAa (ADM parcial inicial) e API apresentaram os maiores percentuais de aumento em relação aos outros grupos e que não houve diferenças nos percentuais entre o 1º e 2º ajustes e ambos foram menores que o 3º e 4º ajuste (Tabela C).

Tabela C. Médias (kg), desvios padrão e aumentos relativos (%) das massas levantadas por grupo durante os quatro (4) testes de 1RM para ajuste da intensidade em suas respectivas ADM ao longo das sessões de treinamento

	Início		1º Ajuste		2º Ajuste		3º Ajuste #		4º Ajuste #	
	1ª sessão		7ª sessão		14ª sessão		21ª sessão		28ª sessão	
	1RM	1RM	%	1RM	%	1RM	%	1RM	%	
API*	41,22 ± 9,90	46,11 ± 10,72	12,49 ± 8,18	47,32 ± 10,67	15,77 ± 10,54	50,41 ± 10,24	24,27 ± 15,82	51,34 ± 11,43	27,33 ± 22,38	
APF	40,05 ± 8,33	44,52 ± 8,63	11,72 ± 8,63	44,70 ± 8,17	12,39 ± 9,55	47,62 ± 8,37	19,99 ± 8,55	45,99 ± 7,94	15,95 ± 11,84	
ACO	38,96 ± 7,08	41,09 ± 7,79	5,77 ± 8,28	42,40 ± 7,40	9,25 ± 5,90	43,88 ± 9,19	12,53 ± 10,00	43,34 ± 7,66	11,78 ± 8,44	
AVAa*	43,21 ± 9,4	47,55 ± 11,11	10,05 ± 7,74	51,39 ± 11,53	19,52 ± 11,00	52,82 ± 9,31	23,70 ± 9,33	54,98 ± 11,50	25,70 ± 10,12	
AVAb	44,64 ± 10,16	49,22 ± 11,27	10,59 ± 6,52	51,36 ± 11,60	13,97 ± 9,88	50,20 ± 9,56	13,97 ± 9,73	50,54 ± 9,30	15,18 ± 11,38	

API: Amplitude Parcial Inicial. APF: Amplitude Parcial Final. ACO: Amplitude Completa. AVAa: Amplitude Variada na ADM (100º-65º). AVAb: Amplitude Variada na ADM (65º-30º). * = maior que os outros grupos. #: maior que o 2º e 3º ajuste. Os cálculos de todos os percentuais levaram em consideração o valor de 1RM da 1ª sessão. Nível de significância ajustado em $\alpha \leq 0,05$.

Volume load

O *volume load* de cinco (5) momentos foi comparado por meio de um teste de ANOVA *two way* (Fator 1 = Grupo, Fator 2 = Momento) utilizando o programa estatístico SISVAR 5,7, com o *post hoc* de Scott-knott sendo utilizado, quando necessário. Apesar de não ter sido encontrada interação entre os fatores ($F_{12,160} = 0,415$; $p = 0,9561$; $\eta^2 = 0,031$), houve efeito principal de Grupo ($F_{3,160} = 5,008$; $p = 0,0024$; $\eta^2 = 0,002$) e Momento ($F_{4,160} = 135,162$; $p < 0,0001$; $\eta^2 = 0,75$).

Tabela D. Médias e desvios padrão do *volume load* [somatórias (Σ) das massa (kg) levantadas nas séries] por grupo em cinco (5) momentos ao longo de treinamento

Grupos/Sessão	Sessões de treinamento				
	Início	1º ajuste*	2º ajuste*	3º ajuste*	4º ajuste*
	$\Sigma 1^a-6^a$	$\Sigma 7^a-13^a$	$\Sigma 14^a-20^a$	$\Sigma 21^a-27^a$	$\Sigma 28^a-36^a$
API#	3.099,77 ± 761,72	5.423,06 ± 1.336,60	6.558,94 ± 1.158,11	8.044,90 ± 1.734,19	11.643,16 ± 2.749,05
APF	3.027,70 ± 667,81	5.236,07 ± 1.076,35	6.195,11 ± 1.201,52	7.600,51 ± 1.416,55	10.430,78 ± 1.910,01
ACO	2.945,38 ± 567,48	4.832,31 ± 971,87	5.877,26 ± 1.087,44	7.003,60 ± 1.555,02	9.829,01 ± 1.841,94
AVA ADM inicial	1.665,30 ± 417,25	2.934,00 ± 983,28	3.548,87 ± 1.297,12	4.111,01 ± 1.343,63	5.796,14 ± 1.768,46
AVA ADM final	1655,14 ± 368,51	2827,18 ± 515,29	3531,90 ± 749,83	4.004,19 ± 483,38	6.108,59 ± 1243,03
ΣAVA#	3.320,44 ± 737,51	5.761,21 ± 1.243,38	7.080,77 ± 1.599,67	8115,19 ± 1.534,86	11.904,73 ± 2.434,80

API: Amplitude Parcial Inicial. APF: Amplitude Parcial Final. ACO: Amplitude Completa. AVA: Amplitude Variada. *: Maior que o ajuste anterior. #: Maior que os grupos APF e ACO. Nível de significância ajustado em $\alpha \leq 0,05$.

Valores absolutos de área de secção transversa muscular

Tabela E. Valores médios e desvios padrões da AST dos músculos referentes às condições pré e pós-período de treinamento

AST		API	APF	ACO	AVA	CON
AST_{músculo} RF (cm²)	Pré	18,08 ± 6,21	19,02 ± 7,37	18,64 ± 5,35	20,18 ± 6,72	16,03 ± 3,82
	Pós	22,5 ± 6,36	20,75 ± 9,03	21,10 ± 6,39	24,11 ± 7,26	16,27 ± 3,90
d de Cohen		0,70	0,21	0,42	0,56	0,06
AST_{músculo} VL (cm²)	Pré	53,56 ± 14,00	55,10 ± 13,51	49,93 ± 11,22	57,23 ± 10,83	51,82 ± 10
	Pós	62,71 ± 13,99	59,53 ± 11,30	56,12 ± 11,77	65,83 ± 11,00	51,74 ± 10,30
d de Cohen		0,65	0,60	0,54	0,79	-0,01

RF: reto femoral. VL: vasto lateral. AST: Área de secção transversa. AST total: Somatória das AST dos músculos reto femoral e vasto lateral. API: Amplitude parcial inicial. APF: Amplitude parcial final. AVA: Amplitude variada. ACO: Amplitude completa. CON: Grupo Controle. Nível de significância ajustado em $\alpha \leq 0,05$. Tamanho do efeito calculado pelo d de Cohen (média de valores pré – pós/[média dos desvios padrão pré e pós]/2) com a seguinte interpretação: - trivial: < 0,20; pequeno: 0,20 to 0,60; moderado: 0,61 to 1,20; grande: 1,21 to 2,0; muito large: >2,0 - BATTERHAM e HOPKINS, 2006)

Valores absolutos de desempenho de força nos testes de 1RM

Tabela F. Dados descritivos dos desempenhos nos testes de força por grupo

	1RM ADM 100° - 65° (kg)			1RM ADM 65° - 30° (kg)			1RM ADM 100° - 30° (kg)		
	Pré	Pós	d de Cohen	Pré	Pós	d de Cohen	Pré	Pós	d de Cohen
API	41,22 ± 9,90	54,58 ± 11,97	1,22	40,70 ± 8,18	46,86 ± 9,89	0,68	38,22 ± 9,11	45,22 ± 9,05	0,77
APF	38,84 ± 8,22	41,61 ± 7,24	0,36	40,05 ± 8,33	47,83 ± 8,32	0,93	35,42 ± 8,10	38,16 ± 5,64	0,40
ACO	42,84 ± 7,11	49,42 ± 7,17	0,92	43,42 ± 10,50	48,44 ± 10,48	0,48	38,96 ± 7,08	45,73 ± 6,95	0,97
AVA	43,21 ± 9,41	56,35 ± 13,06	1,17	44,64 ± 10,16	52,52 ± 10,13	0,78	38,40 ± 8,98	47,56 ± 10,83	0,92
CON	40,44 ± 11,42	40,14 ± 11,35	-0,03	40,62 ± 6,23	40,47 ± 6,75	-0,02	35,57 ± 8,62	35,24 ± 8,20	-0,04

1RM: Teste de 01 repetição máxima. API: Amplitude Parcial Inicial. APF: Amplitude Parcial Final. AVA: Amplitude Variada. ACO: Amplitude Completa. COM Grupo Controle. TE = tamanho do efeito. *: Diferente do valor pré dentro do mesmo grupo experimental. p = nível de significância ajustado em $\alpha \leq 0,05$. Tamanho do efeito calculado pelo d de Cohen (média de valores pré – pós/[média dos desvios padrão pré e pós]/2) com a seguinte interpretação: - trivial: < 0,20; pequeno: 0,20 a 0,60; moderado: 0,61 a 1,20; grande: 1,21 a 2,0; muito grande: >2,0 - BATTERHAM e HOPKINS, 2006).

ANEXO I - Questionário de Prontidão para Atividade Física

Este Questionário tem por objetivo identificar a necessidade de avaliação por um médico antes do início ou do aumento de nível da atividade física. Por favor, assinale "sim" ou "não" às seguintes perguntas:

1) Algum médico já disse que você possui algum problema de coração ou pressão arterial, e que somente deveria realizar atividade física supervisionado por profissionais de saúde?

Sim Não

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

Sim Não

3) No último mês, você sentiu dores no peito ao praticar atividade física?

Sim Não

4) Você apresenta algum desequilíbrio devido à tontura e/ou perda momentânea da consciência?

Sim Não

5) Você possui algum problema ósseo ou articular, que pode ser afetado ou agravado pela atividade física?

Sim Não

6) Você toma atualmente algum tipo de medicação de uso contínuo?

Sim Não

7) Você realiza algum tipo de tratamento médico para pressão arterial ou problemas cardíacos?

Sim Não

8) Você realiza algum tratamento médico contínuo, que possa ser afetado ou prejudicado com a atividade física?

Sim Não

9) Você já se submeteu a algum tipo de cirurgia, que comprometa de alguma forma a atividade física?

Sim Não

10) Sabe de alguma outra razão pela qual a atividade física possa eventualmente comprometer sua saúde?

Sim Não

Belo Horizonte _____ de _____ de 2019

Assinatura da voluntária:

ANEXO II - Aprovação do estudo pelo 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

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 3.006.474

Esta informações estão contidas no TCLE.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa com potencial interesse evidenciado na carência de estudos sobre os efeitos da manipulação da ADM em respostas específicas como a hipertrofia muscular. Apresenta metodologia bem construída com cálculo amostral e determinação de grupos bem direcionados. Utilizarão somente protocolos e métodos já validados. Os resultados dessa investigação podem adicionar informações baseadas em evidências experimentais e beneficiar os profissionais de Educação Física, responsáveis pela prescrição de treinamentos em diversos setores e praticantes de atividades ficar de forma geral.

A Pesquisa é pertinente e tem uma função social importante. Está bem estruturada e apresenta a documentação exigida.

O número de indivíduos que serão abordados estão descritos em calculo amostral.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentos apresentados: Folha de Rosto;TCLE ; PROJETO DE PESQUISA; PARECER DO DEPARTAMENTO; apresenta orçamento de R\$ 70600,00 que será custeado pelo laboratório na UFMG, mas apresenta informações de financiamento próprio no preenchimento da plataforma. Relata que os materiais para a realização já foram adquiridos. Apresenta um cronograma de pesquisa que encontra - se descrito no preenchimento da plataforma, mas não no projeto detalhado.

Recomendações:

Descrever a origem financeira da compra dos materiais pelo laboratório, financiamento próprio ou institucional.

Incluir cronograma em projeto detalhado

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Parecer favorável pela aprovação do projeto "Diferentes manipulações na amplitude de movimento podem resultar em distintas respostas de força e hipertrofia muscular no treinamento de força? " do pesquisador Mauro Heleno Chagas. recomendamos somente adequar as informações solicitadas.

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

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 3.006.474

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1221761.pdf	15/10/2018 19:24:44		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Detalhado.docx	15/10/2018 19:23:51	Mauro Heleno Chagas	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	15/10/2018 15:18:26	Mauro Heleno Chagas	Aceito
Parecer Anterior	Parecer_anterior.pdf	15/10/2018 15:18:16	Mauro Heleno Chagas	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	15/10/2018 15:18:04	Mauro Heleno Chagas	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 07 de Novembro de 2018

Assinado por:
Eliane Cristina de Freitas Rocha
(Coordenador(a))

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