

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS – FAEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO-SENSU EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

MARCIO LUIS DE LACIO

**EFEITO DO TREINAMENTO RESISTIDO COM DIFERENTES CARGAS E
POSICIONAMENTOS DE SEGMENTOS CORPORAIS NA FORÇA,
HIPERTROFIA, POTÊNCIA E RESISTÊNCIA MUSCULAR E SINAL
ELETROMIOGRÁFICO EM HOMENS TREINADOS**

JUIZ DE FORA - MG
2021

MARCIO LUIS DE LACIO

**EFEITO DO TREINAMENTO RESISTIDO COM DIFERENTES CARGAS E
POSICIONAMENTOS DE SEGMENTOS CORPORAIS NA FORÇA,
HIPERTROFIA, POTÊNCIA E RESISTÊNCIA MUSCULAR E SINAL
ELETROMIOGRÁFICO EM HOMENS TREINADOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, área de concentração Exercício e Esporte, da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Dr. Jeferson Macedo Vianna

JUIZ DE FORA - MG
2021

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

LACIO, MARCIO LUIS DE.

Efeito do treinamento resistido com diferentes cargas e posicionamentos de segmentos corporais na força, hipertrofia, potência e resistência muscular e sinal eletromiográfico em homens treinados / MARCIO LUIS DE LACIO. -- 2021.
102 f.

Orientador: Jeferson Macedo Vianna
Tese (doutorado) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Universidade Federal de Viçosa, Faculdade de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2021.

1. Treinamento resistido. 2. Carga de treino. 3. EMG. 4. Amplitude de movimento. . I. Vianna, Jeferson Macedo , orient. II. Título.

MARCIO LUIS DE LACIO

**EFEITO DO TREINAMENTO RESISTIDO COM DIFERENTES CARGAS E
POSICIONAMENTOS DE SEGMENTOS CORPORAIS NA FORÇA,
HIPERTROFIA, POTÊNCIA E RESISTÊNCIA MUSCULAR E SINAL
ELETROMIOGRÁFICO EM HOMENS TREINADOS**

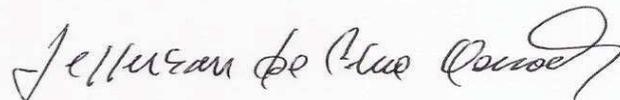
Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Educação Física da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Educação Física. Área de concentração: Exercício e Esporte

Aprovada em 26 de março de 2021

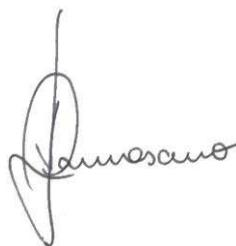
BANCA EXAMINADORA



Dr. Jeferson Macedo Vianna - Orientador
Universidade Federal de Juiz de Fora



Dr. Jefferson da Silva Novaes
Universidade Federal do Rio de Janeiro



Dr. Vinícius de Oliveira Damasceno
Universidade Federal de Pernambuco



Dr. Luis Filipe Moutinho Leitão
Escola Superior de Educação do Instituto Politecnico de Setuba



Dr. Mauro Lúcio Mazini Filho
Faculdade Sudamérica

Dedico este trabalho a todas as pessoas que cruzaram meu caminho e me transformaram em um homem melhor e meu mundo um lugar mais especial.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo dom da vida. Por me dar muito mais do que eu preciso, e por me abençoares muito mais do que eu mereço! Obrigado por me proporcionar este paraíso na Terra todos os dias!

Agradeço a Flávia Helena da Costa, minha Anjinha, por todos os momentos da minha vida. Por acreditar em mim muito mais do que eu mesmo. Por me acompanhar e entender minhas ausências durante o período do doutorado. Você é minha fortaleza!!! Te amo muito +QD+!!!

Agradeço aos meus filhos Pablo, Rafaella e Isabella por entenderem que o papai tem que trabalhar em casa e não dá para jogar bola, brincar de *Barbie*, imprimir desenhos para colorir todos os dias. Papai ama muiiiitoooo!!!

Agradeço aos meus pais e irmãos que, mesmo à distância, sempre me deram todo o apoio para prosseguir no meu caminho. Valeu Popozão, Cris, Gordin, Ká, Predrinho, Nate, Miguel, Nanda e Téo com os respectivos cônjuges e filhos. Amo vocês!!!

Agradeço a minha nova família, Luca, Tia Rita, Sandra, Ronaldo, Yuri, Duda, André e Natália que sempre me trataram com carinho e respeito. Vocês moram no meu coração!!!

Agradeço a todos os meus amigos, principalmente Vinny Damasceno, Wellington Segheto, Heder Barra, Francisco Zacaron, Dilson Borges, André Calil, Yuri Campos por todo o apoio dado durante este trabalho.

Agradeço aos meus “filhos adotivos”, Derick Santana, Jonathan Dias Teixeira, João Guilherme Vieira, Rhuan Marquesine, Victor Souza, Thiago Alvim e Guilherme Nascimento pela dedicação, disposição, ajuda e companheirismo.

Agradeço ao meu orientador prof. Dr. Jeferson Macedo Vianna. Na verdade ele é muito mais que meu orientador. Ele é meu professor, orientador, patrão, amigo, irmão!!! Obrigado pela oportunidade de trabalhar mais uma vez com você. Sei que deixei a desejar em muitos momentos. Espero que possamos trabalhar em novos projetos. Gratidão eterna!!! Valeu Mestre!!! Por tudo!!!

Agradeço ao prof. Dr. Jefferson da Silva Novaes, que além de um grande amigo de longa data, sempre me tratou como um filho. Dando carinho e puxando a orelha quando precisava. Praticamente meu co-orientador. Obrigado pelo apoio, sempre!!!!

Agradeço Professores da banca por aceitarem o convite e contribuírem de forma providencial na melhoria deste trabalho com suas sugestões e críticas. Jefferson Novaes,

Vinícius Damasceno, Mauro Mazini, Luis Leitão, Jorge Perrout, Daniel Godoy, Marcelo Ricardo e Antônio Paulo Castro, muito obrigado por tudo!!

Agradeço aos indivíduos que fizeram parte da amostra e tornaram possível a concretização deste sonho!

Agradeço aos professores e funcionários da Universo e Granbery pelos momentos de apoio, carinho, compreensão, ajuda, dedicação... enfim, por tudo!

Agradeço aos TAEs da Faefid, principalmente Pajé, Rogério e Roberto pela presteza na resolução dos problemas e ajuda durante todo o período do programa.

Agradeço a todos os professores e companheiros do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Juiz de Fora que, de alguma forma, contribuíram para o sucesso deste processo. Professores Luciano Miranda, Jeferson Verbena, Mateus Laterza, Daniel Godoy, Jorge Perrout, Paulo Ferreira, Maurício Bara, Heglisson Toledo, Ludmila Mourão muito obrigado pelos ensinamentos!

Gratidão eterna a todos vocês!!!

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais
voltará ao seu tamanho original.”

Albert Einstein

RESUMO

Para que um programa de treinamento resistido (TR) promova as adaptações desejadas é necessária uma complexa interação das diferentes variáveis de manipulação do treinamento. A correta manipulação das variáveis podem contribuir para aumentar as chances de um programa de treinamento surtir os efeitos desejados. Sendo assim, é importante compreender a influência destas variáveis sobre as adaptações no sistema muscular. Considerando que existe uma necessidade de se conhecer os efeitos das variáveis de treinamento, o objetivo geral deste estudo foi analisar efeito do TR com diferentes cargas e posicionamentos de segmentos corporais na força, potência, hipertrofia muscular e resistência muscular e no sinal eletromiográfico em homens treinados. Para atender ao objetivo geral, foram estabelecidos objetivos específicos na realização de três estudos: 1) Efeitos do TR realizado com diferentes cargas na força e hipertrofia muscular: uma revisão sistemática; 2) Efeitos do TR periodizado com cargas altas e cargas baixas sobre a força, potência e resistência muscular e sinal eletromiográfico; 3) Ativação eletromiográfica do peitoral maior e tríceps braquial durante o *dumbbell pullover* realizado com carga alta em diferentes posições dos cotovelos. Os resultados encontrados no estudo 1, mostra que ganhos robustos na força muscular máxima foram mais pronunciados com cargas altas do que com cargas moderadas e baixas. No entanto, para hipertrofia muscular, os estudos indicam que um amplo espectro de carga levantada (ou seja, 30 a 90% de 1RM) pode ser usado para indivíduos não treinados ou treinados. No estudo 2, não foi encontrado efeito de interação entre os carga alta e carga baixa, ou seja, não foram observadas diferenças significativas quando comparados os dois grupos. Os dois tipos de treinamento, quando verificado o efeito medida, apresentaram aumento significativo após a intervenção. Independentemente do tipo de treinamento realizado, as variáveis 1RM de Supino Reto ($p = 0,015$), 1RM de *Leg Press* 45° ($p = 0,008$), 12 RM de Supino Reto ($p = 0,010$), potência no Supino Reto ($p = 0,021$), potência no *Leg Press* 45° ($p = 0,009$) e EMG do músculo vasto lateral no *Leg Press* 45° ($p = 0,048$) tiveram melhoras estatisticamente significativas. No estudo 3, os resultados mostram que em ambas as posições dos cotovelos executado com alta carga (estendido e fletido), a ativação eletromiográfica do tríceps braquial foi maior que a do peitoral maior (porção clavicular) ($p < 0.05$). Porém, em relação ao peitoral maior (porção esternal), o tríceps braquial apresentou maior ativação com cotovelos fletidos ($p = 0.002$) e não com cotovelos estendidos ($p = 0.283$). Foi encontrado maior ativação no peitoral maior esternal em comparação ao clavicular realizado com os cotovelos estendidos ($p = 0.039$). Como conclusão, em relação aos três estudos apresentados, percebe-se que cargas acima de 30% 1RM são

suficientes para o aumento da hipertrofia muscular. Todavia, para a força muscular, parece que cargas mais elevadas são necessárias. Além disso, mudanças nos segmentos corporais apresentam respostas diferentes no sinal eletromiográfico.

Palavras-chave: Treinamento resistido, Carga de treino, Eletromiografia, Amplitude de movimento.

ABSTRACT

For a resistance training program to promote the desired adaptations, a complex interaction of the different training manipulation variables is necessary. The correct manipulation of the variables can contribute to increase the chances of a training program having the desired effects. Therefore, it is important to understand the influence of these variables on adaptations in the muscular system. Considering that there is a need to know the effects of training variables, the general objective of this study was to analyze the effect of resistance training with different loads and positions of body segments on strength, power and muscular resistance and on the electromyographic signal in trained men. To meet the general objective, specific objectives were established in the conduct of three studies: 1) Effects of resistance training performed with different loads on muscle strength and hypertrophy: a systematic review; 2) Effects of periodized resistance training with high or low loads on muscle strength, power and endurance and electromyographic signal; 3) Electromyographic activation of the pectoralis major and triceps brachii during the dumbbell pullover performed with high load in different positions of the elbows. The results found in study 1, show that robust gains in maximum muscle strength were more pronounced with high loads than with moderate and low loads. However, for muscle hypertrophy, studies indicate that a broad spectrum of lifted load (ie, 30 to 90% of 1RM) can be used for untrained or trained individuals. In study 2, no interaction effect was found between the high and low loads, that is, no significant differences were observed when comparing the two groups. Both types of training, when the measured effect was verified, showed a significant increase after the intervention. Regardless of the type of training performed, the variables 1RM of Bench Press ($p = 0.015$), 1RM of Leg Press 45° ($p = 0.008$), 12 RM of Bench Press ($p = 0.010$), power in the Bench Press ($p = 0.021$), power in the Leg Press 45° ($p = 0.009$) and EMG of the vastus lateralis muscle in the Leg Press 45° ($p = 0.048$) had statistically significant improvements. In study 3, the results show that in both positions of the elbows performed with a high load (extended and flexed), the electromyographic activation of the triceps brachii was greater than that of the pectoralis major (clavicular portion) ($p < 0.05$). However, in relation to the pectoralis major (sternal portion), the triceps brachii showed greater activation with flexed elbows ($p = 0.002$) and not with extended elbows ($p = 0.283$). Greater activation was found in the sternal pectoralis major compared to the clavicular performed with the elbows extended ($p = 0.039$). As a conclusion, in view of the proposal presented, it is clear that loads above 30% 1RM are sufficient to increase muscle hypertrophy. However, for muscle strength, it seems that

higher loads are needed. In addition, changes in the body segments present different responses in the electromyographic signal.

Keywords: Resistance training. Training load. Electromyography, Range of motion

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%G	Percentual de gordura
ACSM	<i>American College of Sports Medicine</i>
AgCl	Cloreto de prata
EMG	Eletromiografia de superfície
GCA	Grupo carga alta
GCB	Grupo carga baixa
Hz	Hertz
NSCA	<i>National Strength and Conditioning Association</i>
PAR-Q	<i>Physical Activity Readiness Questionnaire</i>
REPS	Repetições
RM	Repetição máxima
RMS	<i>Root mean square</i> (raiz quadrada da média)
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the non-invasive assessment of muscles</i>
TR	TR
UM	Unidade motora
US	Ultrassom
VL	Músculo vasto lateral
VM	Músculo vasto medial
Vs	Versus
W	Watts

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	MAGNITUDE DA CARGA.....	19
1.2	VOLUME E PERIODIZAÇÃO NO TREINAMENTO RESISTIDO.....	20
1.3	SELEÇÃO DE EXERCÍCIOS E ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	22
1.4	OBJETIVO GERAL.....	25
1.5	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	25
2	EFEITOS DO TREINAMENTO RESISTIDO REALIZADO COM DIFERENTES CARGAS NA FORÇA E HIPERTROFIA MUSCULAR: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.....	27
3	EFEITOS DO TREINAMENTO RESISTIDO PERIODIZADO COM CARGAS ALTAS OU CARGAS BAIXAS SOBRE A FORÇA MUSCULAR, RESISTÊNCIA MUSCULAR, POTÊNCIA MUSCULAR E SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM HOMENS TREINADOS.....	62
4	ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO PEITORAL MAIOR E TRÍCEPS BRAQUIAL DURANTE O <i>DUMBBELL PULLOVER</i> REALIZADO COM CARGA ALTA E DIFERENTES POSIÇÕES DOS COTOVELO.....	75
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	87
	REFERÊNCIAS.....	89
	APÊNDICE A – Ficha de Coleta de Dados.....	95
	ANEXO A – Parecer substanciado do comitê de ética e pesquisa.....	97

1 INTRODUÇÃO

A atividade física regular e os exercícios estruturados estão associados a inúmeros benefícios para a saúde física e mental (RIEBE *et al.*, 2015) e para o tratamento não medicamentoso de diversas doenças (ACSM, 2009a; 2009b; 2011). O treinamento resistido (TR), também conhecido como treinamento de força é, sem dúvidas, uma das estratégias mais populares de atividade física (BIRD, TARPENNING e MARINO, 2005). Por se tratar de um eficiente método para a melhora da capacidade neuromuscular (LOPES *et al.*, 2012), tem sido recomendado por organizações internacionais de medicina e saúde, como o *American College of Sports Medicine e American Heart Association*, com o objetivo de melhorar os níveis de força muscular, potência e velocidade, hipertrofia, resistência muscular localizada, desempenho motor, equilíbrio e coordenação (KRAEMER e RATAMESS, 2004; ELLWANGER, BRENTANO, KRUEL, 2007), sendo considerado uma estratégia segura e eficaz na promoção e manutenção da saúde (CECCATO *et al.* 2013).

Para que um programa de TR promova as adaptações desejadas é necessária uma complexa interação das diferentes variáveis de manipulação do treinamento, tais como magnitude da carga, número de séries e repetições, tipo e ordem dos exercícios, intervalos de recuperação, frequência e velocidade de execução (ACSM, 2009a; SÁNCHEZ-MEDINA e GONZÁLEZ-BADILLO, 2011). Diversos estudos investigaram a influência da manipulação das variáveis do TR na resposta do sistema muscular e relatam que a correta manipulação das variáveis podem contribuir para aumentar as chances de um programa de treinamento surtir os efeitos desejados (IDE *et al.*, 2011; LOPES *et al.*, 2012; 2014).

Contudo, a manipulação de todas as variáveis de treinamento não é algo simples. As variáveis se interrelacionam e dependendo do seu arranjo pode ocasionar em respostas muito diferentes. Uma das primeiras variáveis normalmente manipuladas pelos profissionais que trabalham com TR é a frequência de treino. A frequência de treino se refere ao número de sessões de treinamento semanais e depende de vários fatores, como volume, intensidade, seleção de exercícios, nível de condicionamento, capacidade de recuperação e número de grupos musculares treinados por sessão (ACSM, 2009a). A frequência também pode se referir ao número de vezes que um grupo de músculos específico é treinado durante um determinado período de tempo (SCHOENFELD *et al.*, 2016a). Na revisão sistemática com meta análise realizada por Schoenfeld *et al.*(2016a), os autores mostraram que os resultados dos estudos são muito conflitantes e que os pequenos tamanhos amostrais tornam difícil fazer inferências práticas. Logo, segundo o estudo, treinar uma musculatura 2 vezes por semana leva a um ganho

hipertrófico superior a treinar uma vez por semana e portanto, pode-se inferir que os principais grupos musculares devem ser treinados pelo menos duas vezes por semana para maximizar o crescimento muscular. Ainda, devido à ausência de dados suficientes, não fica claro se treinar 3 ou mais vezes por semana traria resultados hipertróficos mais robustos. Em um estudo conduzido por Tavares *et al.* (2017), 33 indivíduos, afastados do TR há, pelo menos, 6 meses, treinaram (3-4 séries de 6-12 RM) os exercícios meio agachamento no *smith machine* e cadeira extensora por 8 semanas (2 vezes por semana nas 4 primeiras semanas e 3 vezes nas 4 semanas seguintes). Depois das 8 semanas iniciais, os indivíduos treinaram por mais 8 semanas. O indivíduos foram então divididos em 3 grupos: reduzido para 1 vez por semana (RST1, treinando 4 séries de 6-8 RM); reduzido para 2 vezes por semana (RST2, treinando 2 séries de 6-8 RM) e; grupo sem treinamento (CT). Os resultados indicam que os 3 grupos tiveram melhora em força e hipertrofia nas 8 primeiras semanas. Com a introdução da redução do treino, entre a 9ª e 16ª semana, os grupos RST1 e RST2 não apresentaram melhora na força e hipertrofia, enquanto o grupo CT apresentou redução significativa. Logo, apontam os autores, a redução na frequência semanal, pode reter as adaptações funcionais e morfológicas obtidas após um programa regular em homens não treinados comparados com um grupo sem treinamento. Todavia, diferenças interindividuais na responsividade a distintas frequências podem acarretar em respostas funcionais e morfológicas diferentes no indivíduos. Damas *et al.* (2019) em seu estudo com 20 homens observaram que diante do mesmo estímulo, realizado 5 ou 2-3 vezes por semana, os indivíduos apresentaram respostas muito diferentes. Alguns indivíduos obtiveram maiores aumentos em força e hipertrofia utilizando maior frequência de treino enquanto outros utilizando menor frequência. E ainda aqueles que não tiveram diferença entre a frequência alta ou baixa.

A velocidade de execução, também conhecida como ritmo ou cadência (HEADLEY *et al.*, 2011), é comumente descrita como o tempo necessário para executar as ações musculares concêntricas e excêntricas (DAVIES, 2017). É frequentemente expressa em um arranjo de três dígitos, onde o primeiro número é o tempo (em segundos) da ação concêntrica, o segundo número é o tempo de transição entre ações concêntricas e excêntricas (isometria) e o terceiro número é o tempo para concluir a ação excêntrica (ex.: 1-0-2, ou seja, 1 segundo na fase concêntrica, 0 segundo de transição entre as fases concêntrica e excêntrica, 2 segundos na fase excêntrica (SCHOENFELD, OGBORN, KRIEGER, 2015). O TR geralmente envolve movimentos lentos e repetitivos com cargas altas (CLAFLIN, 2011). Tradicionalmente, a realização dos exercícios no TR com o uso de velocidades mais rápidas estão associados ao treinamento de potência, enquanto que para indivíduos objetivando melhoras na força dinâmica

e na hipertrofia, são encorajados a desempenhar velocidades de execução mais lentas (SCOTT *et al.*, 2016; DAVIES *et al.*, 2017). O tempo ideal de cada repetição no TR ainda é inconclusivo na literatura. Schoenfeld, Ogborn e Krieger (2015) encontraram em sua revisão, autores recomendando durações de repetições (até a falha concêntrica, ou seja, incapacidade de manter uma técnica adequada ou realizar o próximo movimento concêntrico na amplitude padronizada) de 0,5 a 8 segundos para aumento da massa muscular em indivíduos não treinados. Entretanto, alguns estudos vêm apontando uma relação entre a velocidade de execução e a carga erguida (JOVANOVIĆ, M; FLANAGAN, 2014; CORRADI *et al.*; 2020). Martínez-Cava *et al.* (2018) em estudo investigando a execução de diferentes tipos de agachamento com diferentes velocidades de execução, demonstraram uma relação direta entre a velocidade de execução e o percentual da carga levantada. Um fator importante nas investigações sobre a velocidade de execução dos exercícios no TR é a grande variedade de desenhos metodológicos, métodos de avaliação e características amostrais que dificultam muito uma interpretação concisa dos resultados (SCHOENFELD *et al.*, 2015; SCOTT *et al.*, 2016; DAVIES *et al.*, 2017). Dessa forma, qualquer conclusão em relação ao efeito da velocidade na melhoria da funcionalidade e morfologia muscular no TR ainda é prematura.

Outra variável de controle na prescrição de TR é o intervalo de recuperação entre as séries. Realizar o intervalo é vital para garantir a qualidade das repetições executadas em um *set* além de possibilitar a preservação da intensidade de treinamento adequada (ACSM, 2009a). O tempo de duração dos intervalos pode variar de acordo com o objetivo do programa. Uma revisão sistemática conduzida por Grgic *et al.* (2017a) concluiu que intervalos de, no mínimo, 2 minutos são necessários para otimizar os ganhos de força em indivíduos treinados e para indivíduos não treinados, 1 a 2 minutos. Schoenfeld *et al.* (2016b) submeteram 23 jovens com experiência em treinamento a uma rotina de 3 séries de 8-12 reps em 7 exercícios, 3 vezes por semana, durante 8 semanas. A carga utilizada foi ajustada para cada exercício para garantir que os sujeitos atingissem a falha na faixa de repetição alvo. O grupo foi dividido em grupo *short* (1 minuto de intervalo entre as séries) e *long* (3 minutos de intervalo entre as séries). Os dados apresentaram diferença significativa, com vantagem no aumento da força máxima e hipertrofia, para o intervalo longo (3 minutos) comparado com curto (1 minuto). Fink *et al.* (2016) estudaram o efeito de um treinamento com 20 RM e 30 segundos de intervalo (grupo SL) e 8 RM com 3 minutos de intervalo (grupo LH). Utilizaram 20 ginastas experientes, afastados do TR por 2 anos, no mínimo. Os indivíduos treinaram 3 vezes por semana, durante 8 semanas. Os autores encontraram aumento na área de secção transversa (soma das áreas em corte transversal medindo a área perpendicular na direção das fibras), porém sem diferença

significativa. Entretanto, a força aumentou somente no grupo LH. A conclusão a que chegaram é de que intervalos curtos combinados, com o treinamento de baixa carga, podem induzir uma grande quantidade de estresse metabólico, levando a uma melhor hipertrofia muscular. E que os intervalos longos combinados com o treinamento de alta carga podem levar a aumentos de força superiores.

1.1 MAGNITUDE DA CARGA

A carga de treinamento, em uma visão mais simples, refere-se à quantidade de peso externo utilizada em uma ou mais séries de um determinado exercício (HAFF; TRIPLETT, 2016). Contudo, pode-se levar em consideração que a carga de trabalho pode ser considerada o produto do volume e da intensidade do exercício (SCOTT *et al.* 2016), onde o volume pode ser entendido como o número de repetições e a intensidade, por sua vez, é comumente referida como a carga levantada. Fisher, Steele e Smith (2013) argumentam que a definição mais verdadeira de intensidade no TR está relacionada ao nível de esforço aplicado, independentemente do peso levantado. Portanto, um indivíduo levantando uma carga até a falha concêntrica realizará o exercício na intensidade máxima, independente da carga ser de 30% 1RM ou 80% 1RM.

A intensidade do exercício, segundo González-Badillo e Sánchez-Medina (2010), é geralmente reconhecida como o mais importante estímulo relacionado às mudanças nos níveis de força muscular. A manipulação da magnitude da carga (quantidade de carga utilizada) tem importante papel nas respostas agudas e crônicas da força muscular, afetando as respostas neurais, hipertróficas e metabólicas no TR (KRAEMER; RATAMES, 2004). A literatura cita que treinamentos com alta intensidade (~80% 1RM) são mais utilizadas para hipertrofia e aumento da força muscular, enquanto intensidades menores que 65% de 1RM são consideradas menos efetivas (ACSM, 2009a). Tanimoto e Ishii (2006) acrescentam que cargas acima de 65% 1RM representam grande estresse mecânico e podem ser essenciais para ganhos de força e hipertrofia. Os mesmos autores demonstram que treinamentos de baixa carga (50-60% 1RM) têm causado aumentos significativos em hipertrofia e força muscular, assim como os treinamentos de alta carga (80-90% 1RM). Mitchell *et al.* (2012), compararam o exercício de extensão de perna realizado a baixa carga (30% de 1RM, com e sem falha concêntrica) e alta carga (80% de 1RM) e verificaram hipertrofia semelhante do músculo quadríceps entre os grupos de alta carga e baixa carga (até a falha muscular concêntrica). O treinamento de alta carga contudo, resultou em ganhos de força superiores em comparação com exercícios de baixa intensidade. Ogasawara *et al.* (2013) também verificaram aumento similar em hipertrofia em 9

homens destreinados que treinaram por 6 semanas com carga alta e, depois de 12 meses de destreino, treinaram por mais 6 semanas com carga baixa até a falha concêntrica. Da mesma forma que o estudo citado anteriormente, o grupo que treinou com cargas altas teve melhora significativa em força muscular, comparado com o grupo que utilizou cargas baixas. O trabalho conduzido por Lasevicius *et al.* (2018) utilizou 30 homens sem experiência em TR. O treinamento foi equalizado a partir do volume total de treino com a realização de 3 séries com 20% de 1RM (até falha muscular momentânea). O volume total ($VT = \text{séries} \times \text{repetição} \times \text{carga}$) foi então registrado e usado para corresponder ao VT para a condição de maior intensidade no membro contralateral (ou seja, 40%, 60% e 80% de 1 RM). Os autores, após 12 semanas de intervenção, não encontraram aumento significativo na força dos flexores do cotovelo e no vasto lateral. Schoenfeld *et al.* (2017) através de uma revisão sistemática e meta-análise demonstraram que a utilização de cargas baixas versus cargas altas sobre a força muscular são muito conflitantes na literatura. Os autores ressaltam que a utilização de cargas baixas ou altas podem promover aumento da hipertrofia muscular. Porém, parece existir uma vantagem no aumento da força muscular com a utilização de cargas altas, principalmente em sujeitos destreinados.

1.2 VOLUME E PERIODIZAÇÃO NO TREINAMENTO RESISTIDO

Teoriza-se que o volume de treinamento, uma importante variável da carga de treinamento, que é caracterizado pelo produto das repetições, séries e peso levantado ($\text{reps} \times \text{séries} \times \text{peso}$) (SCOTT *et al.*, 2016; FIGUEIREDO *et al.*, 2017), também pode desempenhar um papel significativo nas adaptações musculares, como tamanho e força muscular. Schoenfeld *et al.* (2018) sugerem que maiores volumes de treinamento são necessários para maximizar a força e hipertrofia muscular. Outros estudos advertem que a utilização, ou não, de repetições até a falha concêntrica apresentam resultados conflitantes na literatura, principalmente no aumento da força muscular (TAN, 1999; DRINKWATER *et al.*, 2005). Davies *et al.* (2015) sugerem que aumentos semelhantes na força muscular podem ser alcançados com treinamento com falha ou sem a falha concêntrica, e acrescentam que o treinamento realizado até a falha deve ser utilizado com moderação para limitar os riscos de lesões e *overtraining*. Portanto, ainda não está claro se treinar até a falha muscular momentânea é imperativo para o aumento da força e hipertrofia muscular, mesmo que alguns autores afirmem que, treinando até a falha, garantiria o recrutamento do maior número possível de unidades motoras e fibras musculares (FISHER *et al.*, 2011).

Sabe-se que existe uma relação inversa entre repetições e carga (HOEGGER *et al.*, 1990), ou seja, quanto maior a carga menor o número de repetições que podem ser realizadas, o número de séries utilizadas pode ser uma importante variável no TR. Como o número de séries executadas tem relação com o volume total de treinamento, verificar a importância do número de séries realizadas é de extrema importância. Uma meta-análise conduzida por Krieger (2010) sugere que múltiplas séries estão associadas a aumentos significativos na hipertrofia muscular, quando comparados a séries únicas. Radaelli *et al.* (2015) em estudo com 48 homens experientes em TR, divididos em 3 grupos, comparando a utilização de 1, 3 ou 5 séries durante 6 meses, com 3 sessões semanais, mostraram ganhos superiores em resistência, força e hipertrofia muscular nos grupos que realizaram 3 ou 5 séries. Schoenfeld *et al.* (2018) perceberam diferenças significativas na força e na resistência muscular de homens treinados utilizando 1, 3 e 5 séries, em 8 semanas, sem diferença entre os grupos. Porém, o grupo que realizou 5 séries obteve maior hipertrofia para os flexores do cotovelo, meio da coxa e lateral da coxa.

Embora a manipulação das variáveis de treinamento possa parecer simples à primeira vista, a complexidade surge pois, a mudança em uma variável pode resultar em uma alteração inadvertida subsequente de outras variáveis (MARTORELLI *et al.*, 2021). A manipulação de todas as variáveis metodológicas do treinamento físico, divididas em fases lógicas, que tem como objetivo realizar ajustes específicos para o aumento do desempenho físico e prevenir o excesso de treinamento, pode ser chamada de periodização (SPINETTI *et al.*, 2013). De acordo com Haff e Triplett (NSCA, 2016), a periodização permite a programação sistemática, sequencial e integrativa de sessões de treinamento para maximizar adaptações fisiológicas específicas que sustentam os resultados de desempenho. Portanto é um componente importante no TR pois tem influência no sucesso de atletas, na realização das atividades diárias e em setores que utilizam o treinamento na promoção da saúde e do bem-estar (MINOZZO *et al.*, 2008). Além de melhorar a aderência ao regime de treinamento, a periodização permite progressão constante, ajuda a evitar platôs e reduz a ocorrência e gravidade das lesões (GRGIC *et al.* 2017b). O ACSM (2009) recomenda que indivíduos, de nível intermediário a avançado, façam uso da periodização para otimização dos resultados. Porém, Afonso *et al.* (2019) acrescentam que embora a periodização implique variação, a variação não implica periodização. Parece que a maioria dos programas de TR utiliza alguma forma de periodização, mas sua eficácia ainda não está clara.

Minozzo (2008) distinguem três modelos de periodização para o treinamento de força: o modelo não-periodizado (sem variação de intensidade e volume); o modelo de periodização

linear (com diminuição progressiva do volume e com aumento concomitante de intensidade); o modelo de periodização ondulatória (utiliza alterações flutuantes de volume e intensidade). Vários estudos sobre a periodização no treinamento de força comparam o modelo não-periodizado aos modelos periodizados (linear e/ou ondulatório), para verificar se os modelos periodizados são superiores. Alguns estudos (DEBELISO *et al.*, 2005; DE SOUZA *et al.*, 2018) apontam que não existem diferenças significativas entre os dois modelos. Outros mostram que o treinamento periodizado apresenta melhores resultados (FLECK, 1999; MARX, 2001; ACSM, 2009a). Em uma meta-análise realizada por Grgic *et al.* (2017b) não foram observadas diferenças significativas entre modelos lineares e ondulatórios e os autores deixam claro que ainda há muita escassez de evidências sobre as diferentes estratégias de periodização. Uma revisão sistemática e meta-análise sobre a periodização linear e ondulatória no TR, proposta por Harries, Lubans & Callister (2015), não encontrou diferenças significativas entre modelos lineares e modelos de periodização ondulante no aumento da força muscular. Entretanto, o estudo não analisou os efeitos dos dois tipos de periodização sobre a hipertrofia muscular. Os autores concluem que a variação no TR é importante para estimular o desenvolvimento da força muscular. Afonso *et al.* (2019) entendem que a maioria dos professores/treinadores que utilizam programas de treinamento periodizados reconhecem a necessidade de operar mudanças dependendo de como está a evolução do treinamento. No entanto, o entendimento atual da variação inter e intra-individual em resposta ao treinamento é surpreendentemente limitado, e isso deve alertar sobre as limitações de prever a dinâmica da carga com antecedência.

1.3 SELEÇÃO DE EXERCÍCIOS E ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A eficácia de um programa de TR depende, além de outras variáveis, da seleção dos exercícios (TREBS; BRANDENBURG; PITNEY, 2010). Uma das maneiras de selecionar os exercícios é através do número de articulações envolvidas no exercício. Normalmente, a literatura classifica os exercícios em multiarticulares ou monoarticulares (KRAEMER; RATAMESS, 2004). Os exercícios multiarticulares envolvem o uso de mais de uma articulação durante a execução, enquanto os monoarticulares envolvem apenas uma articulação durante a execução (SCHOENFELD *et al.*, 2019). Os exercícios multiarticulares têm sido tradicionalmente vistos como mais eficazes do que os exercícios uniarticulares para aumentar a força e potência muscular (ACSM, 2009a; CKILIBECK *et al.*, 1997). Contudo, embora pareça claro que a hipertrofia pode ser alcançada apenas pela realização de exercícios multiarticulares, ainda permanece ambíguo se benefícios adicionais podem ser derivados dos exercícios uniarticulares (SCHOENFELD *et al.*, 2019). Stien *et al.* (2020) conduziram

experimento com 53 mulheres fisicamente ativas divididas em grupo multiarticular (*leg press*), grupo monoarticular (extensão de quadril + cadeira extensora) e grupo controle. Os dois grupos, multi e monoarticular, produziram melhorias na força dinâmica nos 3 exercícios. Logo, os indivíduos podem basear a seleção de exercícios nas preferências pessoais e na disponibilidade de equipamentos. Os autores acrescentam, porém, que a especificidade do exercício também deve ser levada em consideração ao planejar programas de treinamento. Outra maneira de selecionar os exercícios é com relação à ordem de execução dos exercícios, ou seja, a ordem em que os exercícios serão colocados no programa de treinamento. Em dois estudos, Figueiredo *et al.* (2011) com mulheres experientes em TR e Moraes *et al.* (2016) com adolescentes, verificaram que a sequência dos exercícios pode influenciar nas respostas musculares, pois ocorre uma diminuição do desempenho do exercício realizados ao final devido à fadiga. Portanto, parece interessante que os exercícios sejam ordenados baseados nas prioridades do treinamento, independentemente de o exercício envolver uma musculatura maior ou menor, multi ou monoarticulares (NAZARI, AZARBAYJANI, AZIZBEIGI, 2016; SIMÃO *et al.*, 2012; SFORZO, TOUEY, 1996). Além disso, quando a ordem dos exercícios atende as preferências do aluno, pode promover melhor aderência ao treinamento (TOMELERI *et al.*, 2020).

Além de determinar os músculos usados, a seleção de exercícios também influencia a extensão em que esses músculos são ativados, ou seja, as diferentes variações de um exercício podem afetar a eficácia com que um músculo ou grupamento muscular é estimulado (TREBS, BRANDENBURG, PITNEY, 2010). Diversos estudos relatam que mudanças de posicionamento dos membros em um exercício podem afetar a atividade muscular. Schoenfeld *et al.* (2013) verificaram em 19 homens experientes em TR que o grau de rotação da articulação glenoumeral (empunhadura pronada ou neutra) afetava a atividade do músculo deltoide posterior no movimento de abdução horizontal, realizado até a falha muscular momentânea, com carga de, aproximadamente, 75% do peso corporal. Lee *et al.* (2013) também verificaram mudanças significativas na atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores do ombro de 20 jovens saudáveis nos exercícios de *push up* realizados com as mãos em posição neutra, com rotação interna ou externa dos braços. Batbayar *et al.* (2015) em estudo com diferentes distâncias entre as mãos no *push up* encontraram diferenças significativas na atividade dos músculos serrátil anterior e grande dorsal de 9 homens saudáveis. Contudo, o estudo de Dickie *et al.* (2017) não encontrou diferenças significativas na ativação dos músculos grande dorsal, peitoral maior, deltoide medial, infra espinhoso, trapézio III, bíceps braquial e braquial em 4 variações do exercício de puxada alta (*pull up*). Em um estudo de membros inferiores, Contreras

et al. (2016) também não encontraram diferenças significativas no pico do sinal eletromiográfico entre 3 tipos de agachamento (frontal, completo e 90°). Além do posicionamento dos membros, o tipo de empunhadura (pegada) pode alterar a resposta ao exercício. Pratt *et al.* (2020) verificaram a importância da empunhadura da barra no *deadlift* utilizando 29 indivíduos experientes em TR (15 homens e 14 mulheres) realizando o *deadlift* com 3 empunhaduras (alternada, pronada e *hook*). Os resultados mostram que a pegada *hook* induziu a menor atividade para os músculos braquiorradial e flexor ulnar do carpo para homens e mulheres, embora tenha sido como a pegada mais fácil. Portanto, a identificação do grau de ativação de um músculo, ou grupamento muscular, em um exercício é um elemento chave para o desenvolvimento de força e hipertrofia (TREBS, BRANDENBURG, PITNEY, 2010).

A eletromiografia de superfície (EMGs) é uma técnica tem sido muito utilizada para observar, de forma não invasiva, a atividade muscular através da medida do sinal elétrico emanado do músculo, fornecendo informações sobre a contribuição da força de músculos ou grupamentos musculares (DE LUCA, 1997). É uma ferramenta que permite analisar um movimento e monitorar a eficácia do TR (BARBERO, MERLETTI, RAINOLDI, 2012). Diversos estudos utilizando eletromiografia de superfície (EMGs) têm sido propostos para verificar diferenças na atividade muscular durante exercícios com cargas altas e baixas, bem como para identificar os músculos atuantes em movimentos com variação de posicionamento corporal, mudança de empunhadura ou ângulo de trabalho. Campos *et al.* (2020) compararam, em 13 homens experientes em TR, a atividade das três porções do deltoide (anterior, medial e posterior) em 4 exercícios (supino, crucifixo, desenvolvimento e elevação lateral). A maior atividade registrada na porção anterior do músculo deltoide foi no exercício desenvolvimento, com diferença significativa para os outros exercícios. Na porção medial do deltoide os exercícios elevação lateral e desenvolvimento tiveram diferença estatística para o supino e crucifixo. E na porção posterior do deltoide, o exercício de elevação lateral teve a maior atividade registrada. Outro estudo, realizado por Muyor *et al.* (2019) examinaram a atividade eletromiográfica (3 porções do peitoral maior, deltoide anterior, cabeça medial do tríceps braquial, flexores do punho, reto abdominal, oblíquo externo e reto femural) no exercício supino em duas situações: com os pés no solo e com flexão ativa do quadril e joelho em 20 homens experientes em TR. O exercício com os quadris e joelhos flexionados a 90° apresentou ativação muscular significativamente maior de todos os músculos avaliados, mostrando que a mudança de posicionamento corporal pode afetar as respostas agudas e, conseqüentemente, as adaptações crônicas ao treinamento. Signorile, Zink e Szwed (2002) investigaram o efeito de 4 posições de mão (neutra, supinada, aberta frontal e aberta dorsal) sobre a atividade dos

músculos deltoide posterior, grande dorsal, peitoral maior e cabeça longa do tríceps braquial durante a execução do exercício puxada (*lat pulldown*). Dez homens experientes em TR realizaram 10 RM para cada uma das empunhaduras e os resultados indicam que estas mudanças afetaram a atividade dos músculos estudados. O grande dorsal e o tríceps braquial tiveram sua maior atividade no exercício com puxada pela frente e pegada aberta e pronada. Por outro lado, os músculos peitoral maior e deltoide posterior tiveram sua maior ativação com a pegada fechada e neutra. Saeterbakken e Fimland (2013) fizeram um estudo com 15 homens treinados para verificar a diferença de ativação dos músculos deltoide (porções anterior, medial e posterior), bíceps braquial e tríceps braquial, com a utilização de barra ou halteres, sentado ou em pé, no exercício desenvolvimento. A conclusão a que chegaram foi que a maior atividade neuromuscular dos deltoides ocorreu quando o exercício exigiu maior estabilidade (em pé, com halteres), mesmo que este exercício tenha sido o que tenha atingido menor carga máxima.

Considerando que o TR depende da interação de diversas variáveis torna-se necessário maior entendimento sobre estas interações para a otimização dos programas de treinamento. Desta forma, com o intuito de auxiliar treinadores e pesquisadores a melhor entender os caminhos que envolvem a dinâmica da prescrição de exercícios no TR através da utilização modelos periodizados, do uso de cargas baixas ou cargas altas levando as repetições até a falha momentânea ou não, além de verificar os efeitos neuromusculares com a mudança de posição de segmentos corporais, propomos a realização deste estudo com o seguinte objetivo geral e os seguintes objetivos específicos.

1.3 OBJETIVO GERAL

Analisar o efeito do TR com diferentes cargas e posicionamentos de segmentos corporais na força, potência, resistência muscular e sinal eletromiográfico em homens treinados.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atender o objetivo geral da tese foram determinados três objetivos específicos que foram operacionalizados em três estudos (artigos), a saber:

Estudo 1

Efeitos do TR realizado com diferentes cargas na força e hipertrofia muscular: uma revisão sistemática.

Estudo 2

Efeitos do TR periodizado com cargas altas ou cargas baixas sobre a força muscular, resistência muscular, potência muscular e sinal eletromiográfico em homens treinados.

Estudo 3

Ativação eletromiográfica do peitoral maior e tríceps braquial durante o *dumbbell pullover* realizado com carga alta em diferentes posições dos cotovelos de homens treinados.

2 EFEITOS DO TREINAMENTO RESISTIDO REALIZADO COM DIFERENTES CARGAS NA FORÇA E HIPERTROFIA MUSCULAR: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Artigo 1 (Estudo 1)

INTRODUÇÃO

O treinamento resistido (TR) é comumente utilizado por atletas e não atletas para aumentar a força muscular, potência muscular, ritmo do movimento, resistência muscular, equilíbrio, coordenação e hipertrofia muscular, podendo melhorar o desempenho nos esportes e nas atividades de vida diária (SUCHOMEL *et al.*, 2018), bem como melhorar os resultados de saúde cardiometabólica (ASHTON *et al.*, 2020). A manipulação de variáveis de treinamento, como ação muscular, carga levantada, número de repetições realizadas, séries, intervalo de descanso, tempo de movimento, tipo e sequência de exercícios e frequência de treinamento, podem influenciar a magnitude das adaptações neuromusculares (SCHOENFELD, 2010). A carga levantada representa a quantidade de carga externa atribuída a uma ou mais séries de um determinado exercício, e geralmente é caracterizada como o aspecto mais crítico de um programa de TR (NSCA, 2016). As diretrizes atuais de TR declaram que cargas $\geq 80\%$ de 1 RM (ACSM, 2009) ou $\geq 85\%$ de 1RM (NSCA, 2016) são necessárias para maximizar a força muscular e cargas entre 67-85% de 1RM são necessárias para maximizar a hipertrofia muscular (NSCA, 2016). Essas recomendações estão sustentadas pela Lei conhecida como "Princípio do Tamanho" sugerindo que cargas elevadas estimulam unidade motoras de maior de excitabilidade. (HENNEMAN *et al.*, 1965; MILNER-BROWN *et al.*, 1975).

Vários estudos demonstraram aumentos na força e hipertrofia muscular em uma zona de grande amplitude de intensidade, com cargas abaixo de 70% de 1RM (LOPES *et al.*, 2017; NÓBREGA *et al.*, 2018; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006 ; TANIMOTO *et al.*, 2008). No entanto, a falha muscular momentânea parece ser um fator importante para que cargas baixas sejam tão eficazes quanto cargas altas (BURD *et al.*, 2012b; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019). Alguns estudos têm utilizado a eletromiografia de superfície (EMGs) para verificar o comportamento muscular a partir da variação dos sinais eletromiográficos com o uso de cargas altas e baixas. Schoenfeld *et al.* (2014) mostram que o treinamento com 30% de carga de 1RM até a falha muscular momentânea parece não ativar ao máximo o conjunto de unidades motoras completas do quadríceps femoral e isquiotibiais durante a realização de exercícios multiarticulares da parte inferior do corpo. No

entanto, se o pico de amplitude de EMGs é indicativo de ativação total das unidades motoras, o treinamento de baixa carga pode atingir níveis comparáveis de ativação com produção de força reduzida (SCHOENFELD *et al.*, 2016a). Portanto, um possível benefício do TR de baixa carga é que ele permite um maior número total de repetições, ou seja, aumento do tempo sob tensão, sendo esta uma variável de extrema importância no treinamento que, eventualmente, acabaria ativando o conjunto completo de unidades motoras (BURD *et al.*, 2012b).

Discutiu-se, recentemente, a hipótese de que uma maior hipertrofia das fibras musculares do tipo I poderia ser alcançada com o TR de baixa carga (GRGIC *et al.*, 2018). No entanto, os resultados do estudo de Schoenfeld *et al.* (2020) enfraquecem a proposição de que o TR, com base na composição da fibra muscular, fornece qualquer benefício adicional para a hipertrofia. Os autores avaliaram as mudanças na força muscular e hipertrofia dos músculos sóleo (predominantemente fibras de contração lenta) e gastrocnêmio (composição semelhante de fibras de contração lenta e rápida) usando cargas baixas (20-30 RM) e altas (6-10 RM). Os resultados indicam que os músculos respondem de forma robusta ao exercício, e as respostas da hipertrofia muscular parecem ser independentes do tipo de fibra muscular e da carga levantada utilizada no programa de TR, desde que as séries sejam realizadas com alto nível de esforço. Além disso, uma meta-análise recente não encontrou diferenças significativas entre TR de baixa e alta carga na hipertrofia das fibras musculares do tipo I ou do tipo II (GRGIC, 2020). Outros estudos, em homens não treinados, relataram que 10 semanas de TR até a falha voluntária com cargas baixas e altas (30% e 80% de 1RM) resultaram em aumentos semelhantes no volume do músculo quadríceps femoral (6,8% e 7,2%, respectivamente) e área transversal da fibra muscular (AST) do vasto lateral (variando de 15 a 20% em ambos os grupos) (LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012). Diferentemente, Campos *et al.* (2002) comparando baixa repetição (3-5RM), repetição intermediária (9-11RM) e alta repetição (20-28RM), concluíram que a força muscular foi maior para o grupo de baixa repetição e a resistência muscular foi maior para a alta repetição grupo, e os três principais tipos de fibras musculares (tipos I, IIA e IIB) foram aumentados para os grupos de baixa repetição e intermediária. Enfatizamos que um programa de TR "perfeito" nunca será possível porque os indivíduos têm uma capacidade variada de responder a um estímulo de treinamento (BURD *et al.*, 2012b).

Estudos que objetivam elucidar questões sobre o uso de cargas altas e baixas no TR são de considerável importância. No entanto, meta-análises recentes examinaram efeitos de TR de baixa ($\leq 60\%$ de 1RM) e de alta carga ($> 60\% - 65\%$ de 1RM) na força muscular e hipertrofia (SCHOENFELD *et al.*, 2017; SCHOENFELD *et al.*, 2016b), o que deixa uma lacuna quanto a intervalos bem definidos de cargas e repetições, tais como, baixo ($< 67\%$ de 1RM ou > 12

repetições), moderado (entre 67-85% de 1RM ou 6-12 repetições) e TR de alta carga ($\geq 85\%$ de 1RM ou ≤ 6 repetições) seguindo as orientações anteriores (NSCA, 2016). Além disso, muitos estudos consideram como cargas elevadas percentuais de 80% de 1RM ou 8-12 repetições realizadas, o que pode ser um equívoco, visto que cargas pesadas são aquelas acima de 85% de 1RM (NSCA, 2016). Portanto, o objetivo do presente estudo foi investigar os efeitos do TR realizado com carga baixa, moderada carga e alta carga na força e hipertrofia muscular em indivíduos do sexo masculino. Além disso, discutiremos outros aspectos que podem ter um efeito moderador na carga de treinamento, tais como, estado de treinamento, modo de execução das séries, diferentes segmentos corporais, entre outros. Nossa hipótese é que cargas elevadas serão mais eficazes para ganhos de força muscular, devido à especificidade, mas para hipertrofia muscular, acreditamos que não haverá diferenças entre os diferentes esquemas de carga para aqueles estudos em que o TR é realizado até a falha muscular momentânea.

METODOLOGIA

Uma revisão sistemática da literatura foi realizada de acordo com o *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* (versão 6.1.0) (HIGGINS *et al.*, 2020) e seguindo as diretrizes do *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis* (PRISMA) (LIBERATI *et al.*, 2009).

Crítérios de elegibilidade

Os estudos incluídos respeitaram os seguintes parâmetros de elegibilidade: Participantes, Intervenção, Comparador, Resultados e Desenho do estudo (*Participants, Intervention, Comparator, Outcomes, and Study design* - PICOS) (BROWN *et al.*, 2006) (Tabela 1).

Tabela 1. PICOS - critérios de elegibilidade para a inclusão de estudos na revisão sistemática.

Parâmetros	Critério de Inclusão
Participantes	Estudos que incluíram amostra formada com uma população de homens saudáveis entre 19-44 anos, treinados ou não em TR, sem história de lesão óssea, muscular ou articular.
Intervenção	Estudos que incluíram intervenções em sessões de TR realizadas com cargas baixas ($< 67\%$ de 1RM ou > 12 repetições).
Comparadores	Estudos que incluíram intervenções em sessões de TR realizadas com cargas moderadas (67-85% de 1RM ou 6-12 repetições) ou altas cargas ($\geq 85\%$ de 1RM ou ≤ 6 repetições).

Resultados	Estudos que incluíram nos resultados força muscular (força dinâmica ou força isométrica) e / ou resultados de hipertrofia muscular (área transversal, espessura muscular e fibra muscular esquelética).
Desenho do estudo	Estudos longitudinais randomizados e/ou não randomizados, com um desenho paralelo entre sujeitos ou intra-sujeito.

Crítérios de seleção

Os critérios de inclusão adotados para seleção dos estudos foram: (1) estudos originais; (2) intervenção baseada em TR; (3) estudos avaliando pelo menos um dos desfechos de interesse. Os critérios de exclusão foram: (1) estudos duplicados; (2) estudos não escritos na língua inglesa; (3) protocolos de treinamento não baseados em TR; (4) estudos combinando o TR com outros tipos de treinamento (aeróbio, flexibilidade, etc.); e (5) estudos envolvendo populações especiais (hipertensos, diabéticos, obesos, idosos, crianças, pessoas com dor lombar, pacientes com doença arterial coronariana, pacientes com osteoartrite e grávidas).

Fontes de informação

Os estudos foram recuperados de uma pesquisa de banco de dados eletrônico e uma varredura abrangente na lista de referência dos estudos incluídos em estudos anteriores (revisões sistemáticas e meta-análises). Uma busca altamente sensível foi realizada em novembro de 2020 nas seguintes bases de dados: *Embase*®, *PubMed*® e *Web of Science*.

Estratégia de pesquisa

A estratégia de busca combinou os descritores usando os operadores booleanos (AND / OR / NOT) da seguinte forma: (“resistance training”[MH] AND (“high load”[ALL] OR “high-load”[ALL] OR “high intensity”[ALL] OR “high-intensity”[ALL] OR “heavy loads”[ALL] OR “low load”[ALL] OR “low-load”[ALL] OR “low intensity”[ALL] OR “low-intensity”[ALL] OR “volume training”[ALL] OR “training load”[ALL]) AND (“hypertrophy”[MH] OR “muscle size”[ALL] OR “muscle thickness”[ALL] OR “muscle mass”[ALL] OR “muscle fibers”[ALL] OR “skeletal muscle fiber”[ALL] OR “skeletal muscle”[ALL] OR “growth”[MH] OR “cross-sectional area”[ALL] OR “muscle strength”[ALL] OR “dynamic strength”[ALL] OR “dynamic force”[ALL] OR “maximum repetition”[ALL] OR “1RM”[ALL] OR “isometric contraction”[MH] OR “isometric force”[ALL] OR “maximum voluntary contraction”[ALL] OR “MVC”[ALL] OR “maximum voluntary isometric contraction”[ALL] OR “MVIC” [ALL]) NOT (“blood flow restriction”[ALL] OR “BFR”[ALL] OR “high-intensity interval training”[MH] OR “HIIT”[ALL] OR “review”[PT]

OR “systematic review”[PT] OR “meta-analysis”[PT]). Estratégia de busca na literatura usada para o banco de dados *PubMed*®.

Seleção de estudos

Os estudos recuperados em cada banco de dados foram agrupados usando o *software EndNote X9* (Clarivate Analytics, Filadélfia, EUA) e os estudos duplicados foram removidos automática e manualmente. Os títulos e resumos foram avaliados segundo os critérios de elegibilidade por dois pesquisadores independentes (ML e DS). Os conflitos foram decididos por um terceiro revisor (JGV). Os pesquisadores não foram cegados para autores, instituições ou periódicos. Os resumos que não apresentassem informações suficientes para serem avaliados foram enviados para a próxima fase, na qual o texto completo foi lido. Quando alguma informação estava ausente ou incompleta, os autores eram contatados por e-mail.

Processo de coleta de dados

Dois revisores independentes (ML e DS) extraíram os dados do texto completo, utilizando um protocolo padronizado e previamente estruturado. Os dados coletados cobriram as características dos participantes (idade, estatura, massa corporal, nível de treinamento e nota) e características dos estudos (desenho do estudo, tempo de análise, exercício(s) resistidos, prescrição, frequência semanal, ritmo do movimento, volume, e descobertas). Além disso, foram extraídos os valores médios dos desfechos de interesse para que pudéssemos calcular o $\Delta\% = [(\text{pós-intervenção} - \text{pré-intervenção}) / (\text{pré-intervenção})] \times 100$, juntamente com seus respectivos desvios-padrão (DP). Quando os valores dos dados requeridos não foram apresentados numericamente, o *software WebPlotDigitizer*, versão 4.2 (San Francisco, Califórnia, EUA) foi utilizado para extrair os dados dos gráficos (ML). Os dados, após extraídos por ambos os revisores, foram comparados e as divergências foram decididas por ambos e um terceiro revisor (JGV).

Risco de viés nos estudos primários

Após a pesquisa e seleção da literatura, a avaliação do risco de viés foi realizada de forma independente por dois autores (JEF e JGV) usando a escala *Physiotherapy Evidence Database* (PEDro) que se mostrou uma medida válida da qualidade metodológica dos ensaios clínicos randomizados (ELKINS *et al.*, 2010) e exibe confiabilidade entre avaliadores aceitável (ELKINS *et al.*, 2010; MOSELEY *et al.*, 2002). Assim, os escores na escala PEDro variaram de 0 (alto risco de viés) a 10 (baixo risco de viés). A qualidade dos estudos foi utilizada para

avaliação qualitativa, não sendo um critério de exclusão. A qualidade metodológica do estudo foi categorizada da seguinte forma: uma pontuação variando de 6 a 10 foi indicativa de alta qualidade; considerando que pontuações de 4-5 indicaram qualidade razoável; e pontuações \leq 3 indicaram má qualidade (VALKENET *et al.*, 2011).

RESULTADOS

Seleção de estudos

O fluxograma da busca na literatura é apresentado na Figura 1. Um total de 2.437 estudos foram gerados nas bases de dados pesquisadas. Posteriormente, 958 estudos duplicados foram removidos. Além disso, outros 1438 estudos foram removidos após a análise do título e do resumo. Então, 41 estudos foram considerados para a revisão sistemática. Após a análise dos critérios de elegibilidade, 21 estudos foram excluídos e, por fim, 20 estudos foram incluídos na síntese qualitativa.

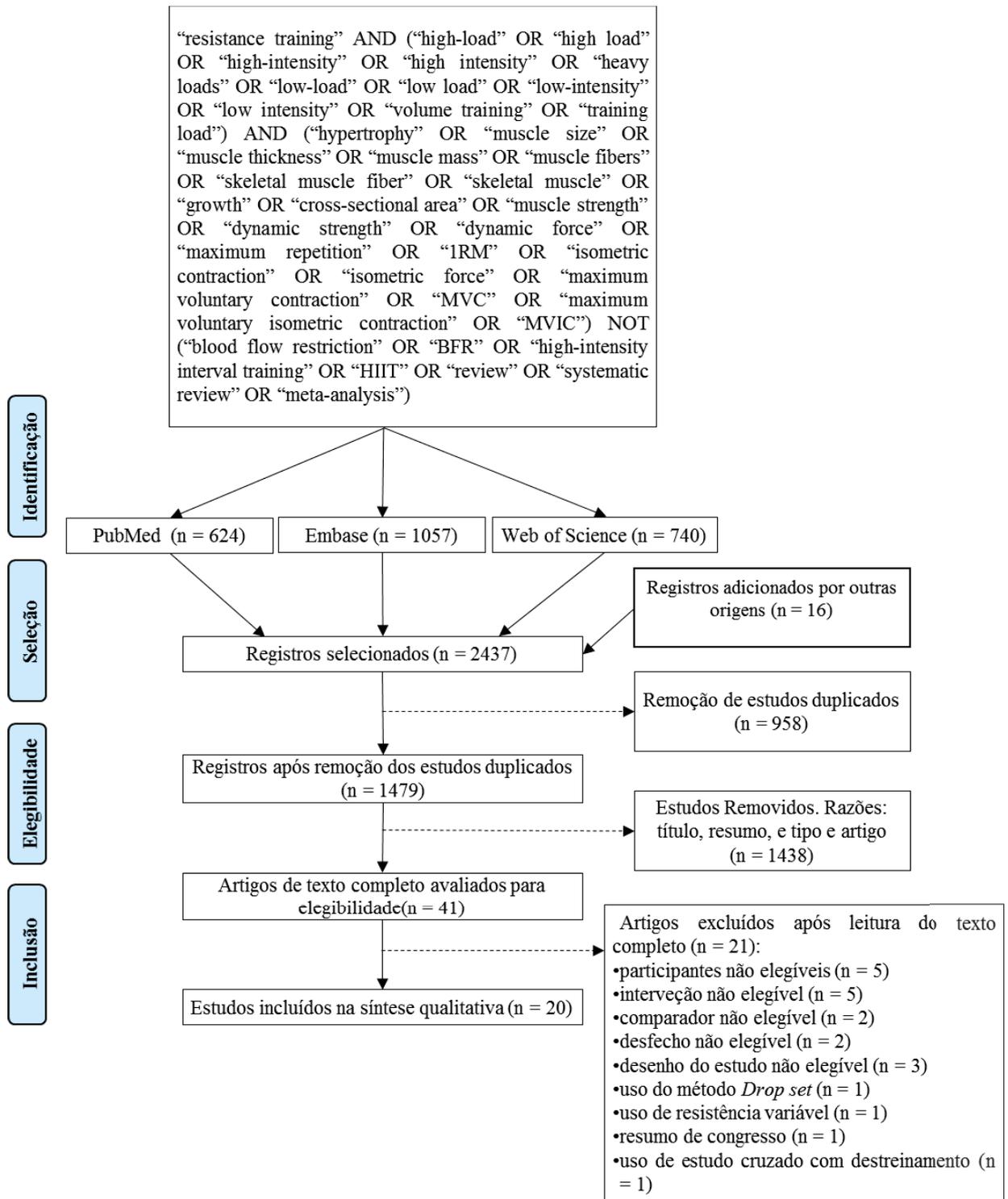


Figura 1. Diagrama de fluxo de revisão sistemática para seleção de estudos.

Características do estudo

A Tabela 2 mostra as características dos participantes dos 21 estudos selecionados para a revisão sistemática quanto à amostra (n), idade, estatura, massa corporal e estado de treinamento (média \pm dp). Dos 522 participantes, 439 não eram treinados (84,1%) (AAGAARD *et al.*, 1996; ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; FINK *et al.*, 2016a; FINK

et al., 2016b; FISHER, STEELE , 2017; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; POPOV *et al.*, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008) e 83 eram treinados recreativamente (LOPES *et al.*, 2017; MORTON *et al.*, 2016; SCHOENFELD *et al.*, 2015) no TR (15,9%).

Tabela 2. Característica dos participantes.

Estudo	Participantes (n = 522)	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa (kg)	Nível de treinamento	Nota
Asgaard <i>et al.</i> (1996)	22	22.8	179.1	70.6	UT	Fisicamente ativo
Anderson, Kearney (1982)	43	20.7	180.0	75.1	UT	Participantes saudáveis não treinados
Campos <i>et al.</i> (2002)	32	22.5	178.3	77.8	UT	Fisicamente ativo (sem treinar nos últimos 6 meses)
Fink, Kikuchi, Nakazato (2016)	20	19.7	169.3	64.0	UT	Ginastas universitários (sem treinamento nos últimos 2 anos)
Fink <i>et al.</i> (2016)	21	23.1	168.5	63.3	UT	Ginastas universitários sem hábito de TR
Fischer, Ironside, Steele (2017)	7	20.6	178.9	77.1	UT	Recreacionalmente ativos (sem treinar nos últimos 6 meses)
Jenkins <i>et al.</i> (2016)	15	21.7	181.6	84.7	UT	Sem treinamento nos últimos 6 meses
Jenkins <i>et al.</i> (2017)	26	23.1	180.6	80.0	UT	Sem treinamento nos últimos 6 meses
Lasevicius <i>et al.</i> (2018)	30	24.5	180.0	77.0	UT	Recreacionalmente ativos
Lasevicius <i>et al.</i> (2019)	25	24.0	176.0	74.2	UT	Fisicamente ativos
Lim <i>et al.</i> (2019)	21	23.4	174.3	76.7	UT	Sem treinamento nos últimos 2 anos
Lopes <i>et al.</i> (2017)	16	26.6	176.8	81.5	RT	Experiência grupo 1: 2.3 ± 1.4 anos Experiência grupo 2: 3.1 ± 1.6 anos
Mitchell <i>et al.</i> (2012)	18	21.0	176.0	73.3	UT	Atividade recreativa (sem treinar no último 1 ano)
Morton <i>et al.</i> (2016)	49	23.0	181.0	86.0	RT	Experiência: 4.0 ± 2.0 anos
Netreba <i>et al.</i> (2013)	30	24.8	178.9	74.4	UT	Fisicamente ativos
Nobrega <i>et al.</i> (2017)	27	23.0	176.0	-	UT	Sem treinamento nos últimos 6 meses; 5 descartados (32 - 5 = 27)
Popov <i>et al.</i> (2006)	18	21.0	181.0	75.0	UT	Fisicamente ativos
Schoenfeld <i>et al.</i> (2015)	18	23.3	175.0	82.5	RT	Experiência: 3.4 anos; 6 descartados (24 - 6 = 18)
Tanimoto, Ishii (2006)	24	19.4	170.3	59.4	UT	Saudáveis não treinados
Tanimoto <i>et al.</i> (2008)	36	19.4	174.4	63.5	UT	Sem experiência em TR
Tanimoto <i>et al.</i> (2009)	24	20.1	175.1	62.7	UT	Sem experiência em TR
média ± DP	24.9 ± 9.6	22.3 ± 1.9	176.7 ± 3.9	73.9 ± 7.8	-	-
Faixa (mínimo - máximo)	7.0 – 49.0	19.4 – 26.6	168.5 – 181.6	59.4 – 86.0	-	-

n: tamanho da amostra; DP: desvio padrão; RT: recreacionalmente treinado; UT: não treinado.

A Tabela 3 mostra as características dos estudos selecionados para a revisão sistemática quanto ao desenho do estudo, tempo de análise, exercício resistido, prescrição, frequência semanal, tempo de movimento, volume e resultados. Em relação à avaliação da força muscular, 16 estudos avaliaram a força dinâmica em uma repetição máxima (1RM) (76,2%) (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; LOPES *et al.*, 2017; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008). Outros seis estudos avaliaram a contração isométrica voluntária máxima (28,6%) (FINK *et al.*, 2016a; FINK *et al.*, 2016b; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; POPOV *et al.*, 2006; TANIMOTO, ISHII, 2006). Além disso, três estudos avaliaram simultaneamente a força dinâmica em 1RM e contração isométrica voluntária máxima (14,3%) (JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; TANIMOTO, ISHII, 2006), um estudo avaliou a força isocinética (4,8%) (AAGAARD *et al.*, 1996), três estudos avaliaram a força dinâmica em 1RM e a resistência muscular (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; SCHOENFELD *et al.*, 2015) e, finalmente, um estudo avaliou o máximo torque voluntário isométrico (4,8%) (FISHER, STEELE, 2017). Sete estudos avaliaram a hipertrofia muscular usando ultrassom (33,3%) (JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2018; NÓBREGA *et al.*, 2018; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO *et al.*, 2008), enquanto quatro verificaram por biópsia (19%) (CAMPOS *et al.*, 2002; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; NETREBA *et al.*, 2013) e cinco usando imagem de ressonância magnética (23,8%) (FINK *et al.*, 2016a; FINK *et al.*, 2016b; LASEVICIUS *et al.*, 2019; POPOV *et al.*, 2006; TANIMOTO, ISHII, 2006). Além disso, um estudo avaliou a hipertrofia muscular por biópsia e ressonância magnética (4,8%) (MITCHELL *et al.*, 2012). Outros quatro estudos não realizaram nenhuma avaliação de hipertrofia muscular (19%) (AAGAARD *et al.*, 1996; ANDERSON, KEARNEY, 1982; FISHER, STEELE, 2017; LOPES *et al.*, 2017).

Em relação à força dinâmica máxima medida pelo teste de 1RM, a maioria dos estudos indicou uma melhora significativa entre pré e pós-intervenção em protocolos de treinamento de baixa, moderada e alta carga (ANDERSON, KEARNEY, 1982; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; LOPES *et al.*, 2017; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008). No entanto, quando testes para amostras independentes ou ANOVA foram usados para comparar diferenças entre os grupos, a maioria dos estudos

evidenciou que os grupos de carga moderada e alta melhoraram significativamente sua 1RM em comparação com o grupo de baixa carga (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2008), embora alguns estudos não tenham observado diferenças entre esses grupos (LOPES *et al.*, 2017; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008). Maiores aumentos na contração isométrica voluntária máxima também foram observados nos grupos de carga moderada e alta em comparação com os de carga baixa. Em contraste, a resistência muscular foi significativamente maior no grupo de carga baixa em comparação com carga moderada e alta (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; SCHOENFELD *et al.*, 2015).

Para hipertrofia muscular, a maioria dos estudos mostrou que os grupos de baixa, moderada e alta carga melhoraram a área transversal e a espessura muscular entre pré e pós-intervenção (CAMPOS *et al.*, 2002; FINK *et al.*, 2016a; FINK *et al.*, 2016b; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; POPOV *et al.*, 2006; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008). Além disso, as comparações entre os grupos (ou seja, carga baixa, moderada e alta) não mostraram diferença significativa na área transversal ou espessura muscular (FINK *et al.*, 2016a; FINK *et al.*, 2016b; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; POPOV *et al.*, 2006; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO *et al.*, 2008), principalmente se as repetições foram realizadas até a falha (FINK *et al.*, 2016a; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NÓBREGA *et al.*, 2018; POPOV *et al.*, 2006; SCHOENFELD *et al.*, 2015). No entanto, cargas baixas ($\leq 20\%$) parecem ser ineficazes para o crescimento muscular (LASEVICIUS *et al.*, 2018).

Tabela 3. Resumo e características dos estudos incluídos na revisão.

Estudo	Desenho do estudo	Tempo de análise	Exercício(s)	Prescrição	Frequência semanal	Velocidade de movimento	Volume	Resultados
Aagaard <i>et al.</i> (1996)	Entre sujeitos	Pré e Pós 12 semanas	Cadeira extensora	LL 1, n = 5: 4 x 24 RM. LL 2, n = 5: 4 x 16 RM. ML, n = 7: 4 x 8 RM.	3 dias por semana	LL 1: 150° - 200°/s. LL 2: 0° - 400°/s. HL: 20° - 50°/s.	Não equalizado	Extensão e flexão isocinética do Joelho: ↑ pré- para pós-intervenção no grupo ML.
Anderson, Kearney (1982)	Entre sujeitos	Pré e Pós 9 semanas	Supino	LL 1, n = 12: 1 x 100-150 RM. LL 2, n = 16: 2 x 30-40 RM. ML, n = 15: 3 x 6-8 RM. 2 min de intervalo.	3 dias por semana	LL 1 e LL 2: 40 reps/min	Não equalizado	IRM: ↑ pré- para pós-intervenção em todos os grupos (HL > LL 1 e LL 2). Resistência muscular absoluta: ↑ pré- para pós-intervenção em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles. Resistência muscular relativa: pré- para pós-intervenção em LL 1 e LL 2, sem diferença significativa entre eles.
Campos <i>et al.</i> (2002)	Entre sujeitos	Pré e Pós 8 semanas	<i>Leg press</i> , agachamento livre e cadeira extensora	LL, n = 7: 2 x 20-28RM, 1 min de intervalo. ML, n = 11: 3 x 9-11RM, 2 min de intervalo. HL, n = 9: 4 x 3-5RM, 3 min de intervalo.	2 dias por semana (4 semanas). 3 dias por semana (4 semanas)	Não reportado	Equalizado	IRM: <i>leg press</i> e agachamento livre - HL > ML, LL; cadeira extensora - HL > LL. Resistência muscular: LL > HL e ML. AST: ↑ pré- para pós-intervenção em HL e ML.
Fink, Kikuchi, Nakazato (2016)	Entre sujeitos	Pré e Pós 8 semanas	Biceps exercises: (rosca bíceps, rosca scot e rosca martelo). Triceps exercises: (supino pegada fechada, tríceps testa e tríceps francês)	LL, n = 10: 3 x 20RM, 30 s de intervalo. ML, n = 10: 3 x 8RM, 3 min de intervalo.	3 dias por semana	1 s fase concêntrica e 2 s fase excêntrica	Não equalizado	CIVM: ML > LL. AST: ↑ em todos os grupos sem diferença significativa entre eles.

Fink <i>et al.</i> (2016)	Entre sujeitos	Pré e Pós 8 semanas	Bíceps unilateral e rosca scott	<p>LL, n = 7: 3 x 30% 1RM até falha voluntária.</p> <p>ML, n = 7: 3 x 80% 1RM até falha voluntária.</p> <p>MIX, n = 7: 2 semanas 3 x 80% 1RM para falha e 2 semanas 3 x 30% 1RM até falha voluntária.</p> <p>Para todos os grupos, 90 s de intervalo.</p>	3 dias por semana	1 s fase concêntrica e 2 s fase excêntrica	Não equalizado	<p>CIVM: ↑ pré- para pós-intervenção em ML e sem diferença significativa pré-para pós-intervenção em LL e MIX.</p> <p>CSA: ↑ em todos os grupos sem diferença significativa entre eles.</p>
Fischer, Ironside, Steele (2017)	Intra sujeito	Pré e Pós 6 semanas	Cadeira extensora unilateral	<p>LL, n = 7 pernas: 3 x 50% da TIVM até a falha.</p> <p>ML, n = 7 pernas: 3 x 80% da TIVM até a falha.</p> <p>2 min de intervalo e 15 min de intervalo entre as condições.</p>	1 dia por semana	2 s fase concêntrica, 1 s fase isométrica e 3 s fase excêntrica	Não equalizado	<p>TIVM (torque isométrico voluntário máximo): ↑ pré-para pós-intervenção em ambas condições sem diferença significativa entre elas.</p>
Jenkins <i>et al.</i> (2016)	Entre sujeitos	Pré e Pós 2 semanas, e Pós 8 semanas	Rosca bíceps com halter	<p>LL, n = 7: 3 x 30% 1RM até a falha.</p> <p>ML, n = 8: 3 x 80% 1RM até a falha.</p> <p>2 min de intervalo.</p>	3 dias por semana	1 s fase concêntrica e 1 s fase excêntrica	Equalizado	<p>IRM: ↑ pre-intervenção para pós 2 e 4 semanas em ML e sem diferença significativa em LL.</p> <p>CIVM: ↑ pós 2 e 4 semanas em ML e sem diferença significativa em LL.</p> <p>Espessura muscular: ↑ em todos os grupos sem diferença significativa entre eles.</p>
Jenkins <i>et al.</i> (2017)	Entre sujeitos	Pré e Pós 3 semanas, e Pós 6 semanas	Cadeira extensora	<p>LL, n = 13: 3 x 30% 1RM até a falha.</p> <p>ML, n = 13: 3 x 80% 1RM até a falha.</p> <p>2 min de intervalo.</p>	3 dias por semana	1 s fase concêntrica e 1 s fase excêntrica	Equalizado	<p>IRM: ML > LL pós 3 e 6 semanas.</p> <p>CIVM: ML > LL pós 3 e 6 semanas.</p> <p>MT: ↑ em todos os grupos sem diferença significativa entre eles.</p>

Lasevicius <i>et al.</i> (2018)	Intra sujeito	P Pré e Pós 6 semanas, e Pós 12 semanas	<i>Leg press</i> 45° unilateral e Rosca bíceps unilateral	<p><i>Biceps curl</i> unilateral: LL (20% 1RM), n = 30 arms: 3 x 67.7 ± 18.7. LL (40% 1RM), n = 10 arms: 3.7 ± 1 x 28.2 ± 10.5. LL (60% 1RM), n = 10 arms: 4.5 ± 1.2 x 14.5 ± 4.7. ML (80% 1RM), n = 10 arms: 4.2 ± 1 x 10.2 ± 2.8.</p> <p><i>Leg press</i> 45° unilateral: LL (20% 1RM), n = 30 legs: 3 x 61.1 ± 29.9. LL (40% 1RM), n = 10 legs: 2.5 ± 0.4 x 30.8 ± 8.0. LL (60% 1RM), n = 10 legs: 3.4 ± 1.4 x 18.8 ± 5.9. ML (80% 1RM), n = 10 legs: 3.1 ± 0.9 x 14.0 ± 4.6.</p> <p>LL (20% 1RM) realizou todas as séries para falha muscular concêntrica, porém os outros grupos realizaram as séries para falha voluntária. 2 min intervalo entre séries.</p>	2 dias por semana	2 s fase concêntrica e 2 s fase excêntrica	Equalizado	<p>1RM flexores do cotovelo: ↑ pré- para pós-intervenção em todas as condições (80% > 20%, 40% e 60%); 1RM leg press 45°: ↑ pré- para pós- intervenção em todas as condições (60% e 80% > 20% e 40%). AST flexores do cotovelo e vasto lateral: ↑ pré- para pós- intervenção em todas as condições (80% = 60% = 40% > 20%).</p>
------------------------------------	---------------	---	---	--	----------------------	--	------------	---

Lasevicius <i>et al.</i> (2019)	Intra sujeito	Pré e Pós 8 semanas	cadeira extensora unilateral	<p>LL até falha, n = 12 legs: 3 x 34.4 ± 7.7 (30% 1RM).</p> <p>LL sem falha, n = 12 legs: 5.4 ± 0.6 x 19.6 ± 4.1 (30% 1RM).</p> <p>ML até falha, n = 13 legs: 3 x 12.4 ± 3.1 (80% 1RM).</p> <p>ML sem falha, n = 13 legs: 5.5 ± 0.5 x 6.7 ± 1.6 (80% 1RM).</p> <p>2 min de intervalo entre séries.</p>	2 dias por semana	Não reportado	Equalizado	<p>1RM: ↑ em todas as condições (ML até falha = ML sem falha > LL até falha = LL sem falha).</p> <p>AST Quadríceps: ↑ em ML até falha, ML sem falha e LL até falha sem diferença entre eles.</p>
Lim <i>et al.</i> (2019)	Entre sujeitos	Pré e Pós 10 semanas	<i>Leg press</i> , cadeira extensora e cadeira flexora	<p>LL (30% 1RM), n = 7: 3 x 30% of 1RM até falha voluntária.</p> <p>LL WM (30% 1RM), n = 7: 3 x 30% 1RM (trabalho compatível com HL).</p> <p>ML (80% of 1RM), n = 7: 3 x 80% 1RM até falha voluntária.</p> <p>Intervalo entre series não reportado.</p>	2 dias por semana	Não reportado	Equalizado em LL WM e ML	<p>1RM: ↑ em todos os grupos sem diferença significativa entre eles.</p> <p>AST: ↑ pré- para pós-intervenção no tipo I em LL e ML sem diferença significativa em LL WM. ↑ em todos os grupos no tipo II sem diferença significativa entre eles.</p>
Lopes <i>et al.</i> (2017)	Entre sujeitos	Pré e Pós 6 semanas	<p>Sessão de exercícios</p> <p>A: supino reto, supino inclinado, crucifixo, rosca bíceps, rosca concentrada, agachamento livre, <i>leg press</i> 45° e abdominal <i>crunch</i>.</p>	<p>LL, n = 8: 3 x 20RM;</p> <p>ML, n = 8: 6 x 10RM.</p> <p>1 min interval entre séries.</p>	4 dias por semana	Não reportado	Equalizado	<p>1RM: ↑ pré- para pós-intervenção no supino e agachamento livre em ambos grupos, sem diferença significativa entre eles.</p>

Sessão de exercícios								
			B: puxador nuca, serrador, remada baixa aberta, tríceps francês, tríceps no puxador, mesa flexora, panturrilha em pé e abdominal <i>crunch</i> .					
Mitchell <i>et al.</i> (2012)	Intra sujeito	Pré e Pós 10 semanas	cadeira extensora unilateral	LL, n = 12: 3 x 30% 1RM até fadiga. ML 1, n = 12: 1 x 80% 1RM até falha voluntária. ML 3, n = 12: 3 x 80% 1RM até fadiga. 1 min de intervalo.	3 dias por semana	Não reportado	Não equalizado	IRM: ↑ pré- para pós-intervenção em todas as condições. ML 1 = ML 3 > LL. AST: ↑ em todas as condições sem diferença significativa entre elas.
Morton <i>et al.</i> (2016)	Entre sujeitos	Pré e Pós 12 semanas	Segunda/Quinta: <i>leg press</i> 45° com with remada baixa (<i>superset</i> 1), supino com flexão de joelho no cabo (<i>superset</i> 2) e prancha frontal (set 3). Terça/Sexta: desenvolvimento articulado com rosca bíceps (<i>superset</i> 1), tríceps francês com puxador pegada aberta (<i>superset</i> 2) e cadeira extensora (set 3)	LL, n = 24: 3 x 20-25 (30-50% 1RM) até falha voluntária. ML, n = 25: 3 x 8-12 (75-90% 1RM) até falha voluntária. 1 min de intervalo.	4 dias por semana	Não reportado	Não equalizado	IRM: ↑ pré- para pós-intervenção em todos os grupos (ML > LL no supino). AST: ↑ pré- para pós-intervenção em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles.
Netreba <i>et al.</i> (2013)	Entre sujeitos	Pré e Pós 8 semanas	<i>Leg press</i>	LL, n = 10: 7 x 35-50 reps (20-25% 1RM), 5-6 min de intervalo. ML, n = 10: 5 x 2 <i>bouts</i> of 40-50 s (60-70% 1RM), 30 s de	3 dias por semana	LL: alta velocidade. ML: baixa velocidade. HL: moderada velocidade.	Equalizado	IRM: ↑ em LL e HL em todas as velocidades. ML ↑ em 180°/s, 300°/s e força isométrica. AST: ↑ tipo I e II em todos os grupos, exceto tipo II no grupo LL. Ordem de aumento no tipo

				intervalo and 5-6 min de interval entre séries. HL, n = 10: 6-10 reps (85-90% 1RM), 5-6 min de intervalo.				I: LL > ML > HL e tipo II: HL > ML > LL.
Nobrega <i>et al.</i> (2017)	Intra sujeito	Pré e Pós 12 semanas	cadeira extensora unilateral	LL até falha, n = 13 pernas and LL até falha voluntária, n = 13 legs: 3 x 30% 1RM. ML até falha, n = 14 pernas and ML até falha voluntária n = 14 legs: 3 x 80% 1RM. 2 min de intervalo.	2 dias por semana	Não reportado	Não equalizado	IRM: ↑ em todas as condições sem diferença significativa entre elas. AST: ↑ em todas as condições sem diferença significativa entre elas.
Popov <i>et al.</i> (2006)	Entre sujeitos	Pré e Pós 8 semanas	<i>Leg press</i>	LL, n = 9: sessão 1 - 3 séries x 4 <i>bouts</i> of 50-60 s (50% CIVM) + sessão 2 e 3 - 1 x 4 <i>bouts</i> of 50-60 s; 30 s de intervalo entre <i>bouts</i> e 10 min de intervalo entre séries. Todas sessões realizadas até exaustão. ML, n = 9: sessão 1 - 7 x 6-12 (80% CIVM) 10 min intervalo + sessão 2 e 3 - 3 x 6-12 (80% CIVM), 10 min de intervalo. Todas sessões realizadas até exaustão.	3 dias por semana	Não reportado	Não equalizado	CIVM: ↑ em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles. AST: ↑ em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles.
Schoenfeld <i>et al.</i> (2015)	Entre sujeitos	Pré e Pós 8 semanas	supino, desenvolvimento frontal, puxador nuca pegada aberta, remada baixa, agachamento livre,	LL, n = 12: 3x 25-35 (30-50% 1RM) até falha. ML, n = 12: 3x 8-12 (70-80% 1RM) até falha.	3 dias por semana	1 s fase concêntrica e 2 s fase excêntrica	Não equalizado	IRM: ↑ pré- para pós-intervenção em todos os grupos, exceto no supino em LL (ML > LL no agachamento livre).

			<i>leg press</i> e cadeira extensora	90 s de intervalo.				Resistência muscular: ↑ pré- para pós-intervenção em LL (LL > ML). AST: ↑ pré- para pós-intervenção em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles.
Tanimoto, Ishii (2006)	Entre sujeitos	Pré e Pós 12 semanas	Cadeira extensora	LL 1, n = 8: 3 x 50% 1RM até exaustão. LL 2, n = 8: 3 x 50% 1RM até exaustão. ML, n = 8: 3 x 80% 1RM até exaustão. 60 s de intervalo.	3 dias por semana	LL 1: 3 s fase excêntrica e 3 s fase concêntrica com 1 s pausa sem relaxamento. LL 2 e ML: 1 s fase excêntrica e 1 s fase concêntrica com 1 s pause.	Não equalizado	IRM: em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles. CIVM: ↑ pré- para pós-intervenção em HL. AST: pré- para pós-intervenção em HL.
Tanimoto <i>et al.</i> (2008)	Entre sujeitos	Pré e Pós 13 semanas	Agachamento livre, supino, puxador nuca, abdominal flexão lateral e extensão lombar	LL, n = 12: 3x ~55-60% 1RM até exaustão. ML, n = 12: 3x ~80-90% 1RM até exaustão. 1 min de intervalo.	2 dias por semana	LL: 3 s fase concêntrica e 3 s fase excêntrica. HL: 1 s fase concêntrica, 1 s fase excêntrica e 1 s intervalo	Não equalizado	IRM: ↑ em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles, exceto extensão lombar (ML > LL). MT: ↑ in all groups, with no significant differences between them.
Tanimoto <i>et al.</i> (2009)	Entre sujeitos	Pré e Pós 13 semanas	Agachamento livre	LL, n = 8: 3x ~55-60% 1RM até exaustão. ML, n = 8: 3x ~85-90% RM até exaustão. 1 min de intervalo.	2 dias por semana	LL: 3 s fase concêntrica e 3 s fase excêntrica. HL: 1 s fase concêntrica, 1 s fase excêntrica e 1 s intervalo	Não equalizado	IRM: ↑ em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles. Espessura muscular: ↑ em todos os grupos, sem diferença significativa entre eles.

AST: área de secção transversa; HL: carga alta; LL: carga baixa; min: minutos; ML: carga moderada; MT: espessura muscular; CIVM: contração isométrica voluntária máxima; MVIT: torque isométrico voluntário máximo; RM: repetição máxima; s: segundos; ↑: denota aumento significativo; ↓: denota diminuição significativa; >: denota diferença significativa entre grupos; ~: aproximadamente.

Principais resultados (força [1RM, CIVM e resistência muscular] e hipertrofia [área transversal, espessura muscular e fibra muscular esquelética])

A Tabela 4 mostra os resultados das variáveis dependentes pré e pós-intervenção, desvio padrão (DP) e alterações ($\Delta\%$).

Tabela 4. Resultados de variáveis dependentes pré e pós-intervenção.

estudo	Grupo ou condição	Variáveis Dependentes	Pré-intervenção	DP	Pós-intervenção	DP	mudança ($\Delta\%$)
Anderson & Kearney (1982)	LL 1	1RM supino (kg)	65.4	5.0	68.7	4.9	4.9
	LL 1	Resistência muscular absoluta (reps)	35.3	12.1	49.9	15.3	41.3
	LL 1	Resistência muscular relativa (reps)	37.5	6.0	48.2	11.0	28.5
	LL 2	1RM supino (kg)	66.0	5.2	71.4	4.1	8.2
	LL 2	Resistência muscular absoluta (reps)	36.8	8.7	51.3	10.4	39.2
	LL 2	Resistência muscular relativa (reps)	39.3	7.3	48.1	9.6	22.4
	ML	1RM supino (kg)	67.7	4.3	81.4	5.0	20.2
	ML	Resistência muscular absoluta (reps)	40.5	11.9	50.0	9.6	23.6
	ML	Resistência muscular relativa (reps)	40.9	5.2	38.1	5.2	-7.0
Campos <i>et al.</i> (2002)	LL	1RM <i>leg press</i> (kg)	299.2	55.9	363.0	35.1	21.3
	LL	1RM agachamento livre (kg)	110.6	23.4	191.5	21.3	73.1
	LL	1RM cadeira extensora (kg)	87.8	18.6	135.6	12.0	54.5
	LL	Resistência muscular <i>leg press</i> (reps)	34.4	5.8	67.7	9.0	96.9
	LL	Resistência muscular agachamento livre (reps)	33.3	9.0	58.2	15.9	74.6
	LL	Resistência muscular cadeira extensora (reps)	17.8	2.9	30.6	9.0	71.7
	LL	AST IA (μm^2)	3894.0	1085.0	4297.0	1203.0	10.3
	LL	AST IIA (μm^2)	5217.0	1009.0	5633.0	596.0	8.0
	LL	ASTA IIB (μm^2)	4564.0	1179.0	5181.0	714.0	13.5
	ML	1RM <i>leg press</i> (kg)	291.2	47.9	398.9	67.8	37.0
	ML	1RM agachamento livre (kg)	119.1	21.3	212.8	27.7	78.6
	ML	1RM cadeira extensora (kg)	98.4	16.0	144.9	29.7	47.3
	ML	Resistência muscular <i>leg press</i> (reps)	38.6	10.6	42.9	9.0	11.0
	ML	Resistência muscular agachamento livre (reps)	25.4	3.7	43.9	9.5	72.9
	ML	Resistência muscular cadeira extensora (reps)	16.5	3.2	19.9	4.8	21.0
	ML	AST IA (μm^2)	4155.0	893.0	4701.0	809.0	13.1
	ML	AST IIA (μm^2)	5238.0	787.0	6090.0	1421.0	16.3
	ML	ASTA IIB (μm^2)	4556.0	877.0	5798.0	1899.0	27.3
	HL	1RM <i>leg press</i> (kg)	311.2	63.8	498.7	91.8	60.3
	HL	1RM agachamento livre (kg)	112.8	31.9	246.8	57.5	118.9

	HL	1RM cadeira extensora (kg)	97.1	23.9	154.3	34.6	58.9
	HL	Resistência muscular <i>leg press</i> (reps)	39.7	8.5	31.7	3.4	-20.0
	HL	Resistência muscular agachamento livre (reps)	25.4	6.9	32.3	3.7	27.1
	HL	Resistência muscular cadeira extensora (reps)	14.6	3.7	18.1	5.1	23.5
	HL	AST IA (μm^2)	4869.0	1178.0	5475.0	1425.0	12.4
	HL	AST IIA (μm^2)	5615.0	1042.0	6903.0	1442.0	22.9
	HL	ASTA IIB (μm^2)	4926.0	942.0	6171.0	1436.0	25.3
Fink <i>et al.</i> (2016b)	LL	CIVM (Nm)	68.4	23.5	71.5	15.3	4.5
	LL	AST (cm^2)	9.7	1.1	10.7	0.9	10.3
	ML	CIVM (Nm)	61.5	6.5	77.8	21.0	26.5
	ML	AST (cm^2)	9.7	1.6	10.6	1.5	9.3
Jenkins <i>et al.</i> (2016)	LL	1RM <i>dumbbell biceps curls</i> (kg)	14.7		14.4		-2.2
	LL	CIVM (Nm)	103.1		109.5		6.2
	LL	Flexores do antebraço direito prox (cm)	3.3		3.6		7.6
	LL	Flexores do antebraço direito med (cm)	2.7		2.9		8.2
	LL	Flexores do antebraço direito dist (cm)	2.3		2.5		10.4
	ML	1RM <i>dumbbell biceps curls</i> (kg)	17.3		21.0		21.3
	ML	CIVM (Nm)	111.7		136.1		21.8
	ML	Flexores do antebraço direito prox (cm)	3.6		3.8		6.7
	ML	Flexores do antebraço direito med (cm)	3.0		3.2		6.3
	ML	Flexores do antebraço direito dist (cm)	2.6		2.8		6.8
Jenkins <i>et al.</i> (2017)	LL	1RM cadeira extensora (kg)	34.9		38.4		10.0
	LL	Espessura quadríceps femoral (cm)	2.5		2.6		4.0
	ML	1RM cadeira extensora (kg)	36.8		47.0		27.7
	ML	Espessura quadríceps femoral (cm)	2.6		2.7		3.8
Lasevicius <i>et al.</i> (2018)	LL (20% 1RM)	1RM <i>leg press</i> unilateral (kg)	204.3	39.0	249.5	39.7	22.1
	LL (20% 1RM)	1RM <i>biceps curl</i> unilateral (kg)	24.6	4.1	30.3	4.9	23.2
	LL (20% 1RM)	AST vasto lateral (cm^2)	23.5	3.2	25.6	3.3	9.1
	LL (20% 1RM)	AST vasto lateral (cm^2)	12.0	2.4	13.4	1.7	11.5
	LL (40% RM)	1RM <i>leg press</i> unilateral (kg)	181.0	38.7	236.0	37.9	30.4
	LL (40% RM)	1RM <i>biceps curl</i> unilateral (kg)	23.2	4.2	29.4	5.0	26.7

	LL (40% RM)	AST vasto lateral (cm ²)	24.5	5.7	29.7	1.8	21.0
	LL (40% RM)	AST vasto lateral (cm ²)	11.9	1.6	14.9	1.2	25.4
	LL (60% RM)	1RM <i>leg press</i> unilateral (kg)	184.0	42.2	286.0	23.2	55.4
	LL (60% RM)	1RM <i>biceps curl</i> unilateral (kg)	22.6	4.9	30.2	5.8	33.6
	LL (60% RM)	AST vasto lateral (cm ²)	24.4	2.9	29.4	1.8	20.4
	LL (60% RM)	AST vasto lateral (cm ²)	12.1	2.6	15.2	1.4	25.3
	LL (80% RM)	1RM <i>leg press</i> unilateral (kg)	199.0	32.4	290.0	22.1	45.7
	LL (80% RM)	1RM <i>biceps curl</i> unilateral (kg)	24.0	3.4	37.0	2.2	54.2
	LL (80% RM)	AST vasto lateral (cm ²)	25.9	2.1	30.9	1.9	19.2
	LL (80% RM)	AST vasto lateral (cm ²)	12.7	2.1	15.8	2.5	25.0
Lasevicius <i>et al.</i> (2019)	LL até falha	1RM cadeira extensora unilateral (kg)	76.1	14.9	89.2	16.9	17.2
	LL até falha	AST quadríceps femoral (cm ²)	85.7	14.3	92.3	14.8	7.7
	sem falha	1RM cadeira extensora unilateral (kg)	75.0	11.8	86.5	13.7	15.3
	LL sem falha	AST quadríceps femoral (cm ²)	85.8	14.7	88.0	14.6	2.6
	ML até falha	1RM cadeira extensora unilateral (kg)	75.5	19.2	99.3	19.0	31.5
	ML até falha	AST quadríceps femoral (cm ²)	85.0	12.1	91.7	11.4	7.9
	ML sem falha	1RM cadeira extensora unilateral (kg)	75.1	18.4	99.4	20.4	32.4
	ML sem falha	AST quadríceps femoral (cm ²)	85.1	10.9	91.5	10.4	7.5
Lim <i>et al.</i> (2019)	LL (30% 1RM)	1RM cadeira extensora (kg)	120.0	22.0	153.0	22.0	27.5
	LL (30% 1RM)	AST tipo I (µm)	4690.3	531.0	5575.2	885.0	18.9
	LL (30% 1RM)	AST tipo II (µm)	5265.5	1106.2	6283.2	1106.2	19.3
	LL WM (30% 1RM)	1RM cadeira extensora (kg)	117.0	28.0	152.0	25.0	29.9
	LL WM (30% 1RM)	AST tipo I (µm)	4734.5	442.5	4867.3	442.5	2.8
	LL WM (30% 1RM)	AST tipo II (µm)	5177.0	398.2	5619.5	752.2	8.5
	ML (80% 1RM)	1RM cadeira extensora (kg)	128.0	21.0	157.0	29.0	22.7
	ML (80% 1RM)	AST tipo I (µm)	5398.2	840.7	6238.9	1463.2	15.6
	ML (80% 1RM)	AST tipo II (µm)	5531.0	973.5	6637.2	1637.2	20.0
Lopes <i>et al.</i> (2017)	LL	1RM supino (kg)	94.4	22.5	98.9	22.5	4.8
	LL	1RM agachamento livre (kg)	121.5	28.9	130.9	29.1	7.7
	ML	1RM supino (kg)	90.4	19.1	96.0	19.1	6.2
	ML	1RM agachamento livre (kg)	126.6	39.0	138.2	37.9	9.2
Mitchell <i>et al.</i> (2012)	LL	1RM agachamento livre (kg)	71.0		85.8		20.8

	LL	CIVM (Nm)	219.0		278.0		26.9
	LL	Volume quadríceps femoral (cm ³)	1581.0		1676.0		6.0
	LL	AST tipo I (µm ²)	4315.0		5324.0		23.4
	LL	AST tipo II (µm ²)	6052.0		6782.0		12.1
	ML 1	1RM agachamento livre (kg)	76.0		97.3		28.0
	ML 1	CIVM (Nm)	192.0		248.0		29.2
	ML 1	Volume quadríceps femoral (cm ³)	1602.0		1651.0		3.1
	ML 1	AST tipo I (µm ²)	4532.0		5163.0		13.9
	ML 1	AST tipo II (µm ²)	6430.0		7604.0		18.3
	ML 3	1RM agachamento livre (kg)	73.0		99.1		35.8
	ML 3	CIVM (Nm)	188.0		255.0		35.6
	ML 3	Volume quadríceps femoral (cm ³)	1529.0		1633.0		6.8
	ML 3	AST tipo I (µm ²)	4268.0		4970.0		16.4
	ML 3	AST tipo II (µm ²)	5873.0		6784.0		15.5
Morton <i>et al.</i> (2016)	LL	1RM <i>leg press</i> (kg)	350.0		462.5		32.1
	LL	1RM cadeira extensora (kg)	76.1		105.0		38.0
	LL	1RM supino (kg)	95.3		106.1		11.3
	LL	1RM <i>shoulder press</i> (kg)	90.0		111.4		23.8
	LL	AST tipo I (µm ²)	5537.8		6215.1		12.2
	LL	AST tipo II (µm ²)	6269.8		7182.5		14.6
	ML	1RM <i>leg press</i> (kg)	356.2		487.5		36.9
	ML	1RM cadeira extensora (kg)	76.1		109.6		44.0
	ML	1RM supino (kg)	96.9		110.7		14.2
	ML	1RM <i>shoulder press</i> (kg)	90.0		111.4		23.8
	ML	AST tipo I (µm ²)	5338.6		6015.9		12.7
	ML	AST tipo II (µm ²)	6111.1		7222.2		18.2
Nobrega <i>et al.</i> (2017)	LL até falha	1RM cadeira extensora (kg)	51.6	14.5	64.7	17.5	25.4
	LL falha	AST vasto lateral (cm ²)	23.3	5.6	25.3	5.3	8.6
	LL até falha voluntária	1RM cadeira extensora (kg)	51.1	14.5	64.2	16.1	25.6
	LL até falha voluntária	AST vasto lateral (cm ²)	24.0	5.1	25.5	5.2	6.3
	ML falha	1RM cadeira extensora (kg)	50.2	16.8	64.2	18.5	27.9

	ML falha	AST vasto lateral (cm ²)	22.6	5.1	24.1	5.1	6.6
	ML até falha voluntária	1RM cadeira extensora (kg)	49.2	12.0	65.1	16.4	32.3
	ML até falha voluntária	AST vasto lateral (cm ²)	22.7	5.9	24.4	5.6	7.5
Popov <i>et al.</i> (2006)	LL	CIVM (N)	397.0		481.0		21.2
	LL	AST glúteo máximo (cm ³)	859.0		979.0		14.0
	LL	AST quadríceps femoral (cm ³)	2209.0		2320.0		5.0
	ML	CIVM (N)	410.0		553.0		34.9
	ML	AST glúteo máximo (cm ³)	907.0		1064.0		17.3
	ML	AST quadríceps femoral (cm ³)	2155.0		2467.0		14.5
Schoenfeld <i>et al.</i> (2015)	LL	1RM supino (kg)	101.0	25.6	103.0	23.3	2.0
	LL	1RM agachamento livre (kg)	122.1	39.7	132.8	36.5	8.8
	LL	Resistência muscular supino (kg)	1282.8	220.8	1496.0	104.9	16.6
	LL	AST Flexores do cotovelo (mm)	42.4	6.6	46.0	7.1	8.5
	LL	AST Extensores do cotovelo (mm)	44.5	6.8	46.9	7.4	5.4
	LL	AST quadríceps femoral (mm)	54.6	10.9	59.8	9.2	9.5
	ML	1RM supino (kg)	101.5	20.5	108.1	21.0	6.5
	ML	1RM agachamento livre (kg)	121.0	36.6	144.7	27.4	19.6
	ML	Resistência muscular supino (kg)	1438.4	311.7	1421.0	257.0	-1.2
	ML	AST Flexores do cotovelo (mm)	46.6	6.3	49.1	6.2	5.4
	ML	AST Extensores do cotovelo (mm)	45.6	5.4	48.3	3.9	5.9
	ML	AST quadríceps femoral (mm)	57.1	4.2	62.3	5.2	9.1
Tanimoto & Ishii (2006)	LL 1	1RM cadeira extensora (kg)	101.0	20.7	129.4	11.6	28.1
	LL 1	AST quadríceps femoral (m ²)	72.5	8.9	76.2	8.4	5.1
	LL 2	1RM cadeira extensora (kg)	99.6	20.9	115.4	17.6	15.9
	LL 2	AST quadríceps femoral (m ²)	67.9	11.6	68.2	11.5	0.4
	ML	1RM cadeira extensora (kg)	104.9	18.6	138.3	18.6	31.8
	ML	AST quadríceps femoral (m ²)	73.3	6.7	76.2	7.6	4.0
Tanimoto <i>et al.</i> (2008)	LL	1RM agachamento livre (kg)	106.5	22.8	136.4	20.5	28.1
	LL	1RM vertical supino (kg)	46.1	10.4	62.0	12.3	34.5
	LL	Espessura peitoral maior (mm)	1.8	0.3	2.0	0.4	16.0

	LL	Espessura antebraço anterior (mm)	2.7	0.2	2.8	0.3	2.2
	LL	Espessura antebraço posterior (mm)	2.9	0.4	3.2	0.4	9.8
	LL	Espessura coxa anterior (mm)	5.1	0.6	5.5	0.7	6.4
	LL	Espessura coxa posterior (mm)	5.7	0.5	6.0	0.4	4.2
	ML	1RM agachamento livre (kg)	105.1	16.1	136.5	20.4	29.9
	ML	1RM <i>vertical supino</i> (kg)	41.3	5.4	55.1	9.1	33.4
	ML	Espessura peitoral maior (mm)	1.7	0.4	2.0	0.5	21.0
	ML	Espessura antebraço anterior (mm)	2.5	0.2	2.7	0.2	5.1
	ML	Espessura antebraço posterior (mm)	2.8	0.5	3.1	0.4	8.8
	ML	Espessura coxa anterior (mm)	4.9	0.4	5.5	0.4	11.1
	ML	Espessura coxa posterior (mm)	5.8	0.5	6.0	0.5	3.1
Tanimoto <i>et al.</i> (2009)	LL	1RM agachamento livre (kg)	98.6	21.8	132.1	20.8	34.0
	LL	Espessura coxa anterior (mm)	5.2	0.7	5.5	0.8	5.4
	LL	Espessura coxa posterior (mm)	5.7	0.6	5.9	0.4	4.2
	ML	1RM agachamento livre (kg)	99.8	9.3	128.0	9.9	28.3
	ML	Espessura coxa anterior (mm)	4.8	0.2	5.2	0.5	9.6
	ML	Espessura coxa posterior (mm)	5.6	0.3	5.8	0.2	3.0

cm: centímetro; cm²: centímetro quadrado; cm³: centímetro cúbico; AST: área de secção transversa; HL: carga alta; kg: kilograma; LL: carga baixa; min: minutos; m²: metro quadrado; MIX: protocolos de Treinamento que incluem baixa carga – altas repetições e moderada ou alta carga – moderada ou baixas repetições; ML: carga moderada; mm: milímetro; MT: espessura muscular; CIVM: contração isométrica voluntária máxima; MVIT: torque isométrico voluntário máximo; Nm: newton x metro; RM: repetição máxima; Δ%: delta percentual; μm: micrômetro; μm²: micrômetro quadrado.

Risco de viés nos estudos primários

A tabela 5 mostra a classificação média da qualidade dos estudos avaliados pela escala PEDro. A média de 5,4 indicou que o conjunto de estudos selecionados para revisão sistemática tinha qualidade razoável e, além disso, nenhum deles foi considerado de qualidade ruim.

Tabela 5. Risco de viés nos estudos primários.

Estudo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Total
Aagaard <i>et al.</i> (1996)	S	S	N	S	N	N	N	N	N	S	S	4
Anderson & Kearney (1982)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Campos <i>et al.</i> (2002)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	N	5
Fink, Kikuchi & Nakazato (2016)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Fink <i>et al.</i> (2016)	S	S	N	S	N	N	N	S	N	S	S	6
Fischer, Ironside & Steele (2017)	S	N	N	S	N	N	N	N	S	S	S	5
Jenkins <i>et al.</i> (2016)	S	S	N	S	N	N	N	N	N	S	S	4
Jenkins <i>et al.</i> (2017)	N	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Lasevicius <i>et al.</i> (2018)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Lasevicius <i>et al.</i> (2019)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Lim <i>et al.</i> (2019)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Lopes <i>et al.</i> (2017)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	N	6
Mitchell <i>et al.</i> (2012)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Morton <i>et al.</i> (2016)	S	S	N	S	N	N	S	N	N	S	S	5
Netreba <i>et al.</i> (2013)	N	S	N	N	N	N	N	S	S	S	S	5
Nobrega <i>et al.</i> (2017)	N	S	N	S	N	N	N	N	N	S	S	4
Popov <i>et al.</i> (2006)	N	N	N	S	N	N	N	S	S	S	S	5
Schoenfeld <i>et al.</i> (2015)	S	S	N	S	N	N	N	S	N	S	S	5
Tanimoto & Ishii (2006)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Tanimoto <i>et al.</i> (2008)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Tanimoto <i>et al.</i> (2009)	S	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6
Mean												5.4 ± 0.7
Median												6.0
Mode												6.0

S: sim; N: não

Crítérios da escala PEDro. 1. Os critérios de elegibilidade foram especificados. 2. Os indivíduos foram alocados aleatoriamente em grupos (em um estudo cruzado, os indivíduos foram alocados aleatoriamente em uma ordem em que os tratamentos foram recebidos). 3. A alocação foi ocultada. 4. Os grupos eram semelhantes no início do estudo em relação aos indicadores de prognóstico mais importantes. 5. Houve cegamento de todos os assuntos. 6. Houve cegamento de todos os terapeutas / pesquisadores que administraram a terapia / protocolo. 7. Houve cegamento de todos os avaliadores que mediram pelo menos um resultado importante. 8. Medidas de pelo menos um resultado-chave foram obtidas de mais de 85% dos sujeitos inicialmente alocados aos grupos. 9. Todos os indivíduos para os quais medidas de resultados estavam disponíveis receberam o tratamento ou condição de controle como alocado ou, quando este não foi o caso, os dados para pelo menos um resultado chave foram analisados por “intenção de tratar”. 10. Os resultados das comparações estatísticas entre os grupos foram relatados para pelo menos um resultado importante. 11. O estudo forneceu medidas pontuais e medidas de variabilidade para pelo menos um resultado-chave.

DISCUSSÃO

Esta revisão sistemática teve como objetivo investigar os efeitos do TR realizado com carga baixa, moderada e alta sobre a força e hipertrofia muscular em indivíduos do sexo masculino. Os principais achados indicaram que a magnitude da carga de trabalho usada durante o TR influencia os ganhos de força máxima, força isométrica e de resistência muscular. Em geral, as comparações entre os grupos, isto é, cargas baixas, moderadas e altas, mostraram maiores ganhos em 1RM e CIVM quando foram utilizadas cargas de trabalho moderadas e altas, enquanto os maiores ganhos na resistência muscular foram encontrados em cargas de trabalho baixas. Por outro lado, em relação à hipertrofia muscular, a maioria dos estudos mostrou que, quando o TR está levando à falha muscular momentânea, a carga de trabalho utilizada parece ter menor influência na hipertrofia muscular.

Efeitos do TR com carga baixa, moderada e alta em 1RM, CIVM e resistência muscular

Vários estudos sugeriram que realizar o TR com uma carga relativa pesada foi necessária para maximizar os ganhos de força de 1RM (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2008), embora cargas relativas leves também tenham sido mostradas para ser eficaz no aumento desses ganhos (ANDERSON, KEARNEY, 1982; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; LOPES *et al.*, 2017; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008). Nesse sentido, uma recente revisão sistemática com metanálise proposta por Schoenfeld *et al.* (2017) mostraram que o TR realizado com cargas baixas e altas se traduziu em ganhos percentuais em 1RM de 35,4% e 28,0%, respectivamente. Em contraste, Lasevicius *et al.* (2018) observaram um platô na força muscular após 6 semanas de TR com cargas baixas e após 12 semanas, os grupos que realizaram TR com cargas altas apresentaram melhoras significativas na força muscular em comparação aos grupos de baixa carga. Como a maioria dos estudos avaliou indivíduos não treinados (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; MITCHELL *et al.*, 2012; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO, ISHII, 2006; TANIMOTO *et al.*, 2008), é possível sugerir que as fases iniciais de TR são afetadas, principalmente, por melhorias na aprendizagem motora e coordenação (SCHOENFELD *et al.*, 2016b). Portanto, esquemas de treinamento de baixa carga podem fornecer um estímulo suficiente para aumentar a força muscular máxima. Indivíduos não treinados, geralmente, têm um nível de coordenação mais baixo para a realização de exercícios resistidos (LASEVICIUS *et al.*, 2018). Logo, parece que o TR com cargas baixas pode ser adequado para gerar adaptações neurais (MORITANI,

DEVRIES, 1979) e permitir que os músculos sejam controlados de forma mais eficaz dentro do contexto da tarefa (CARROLL *et al.*, 2001), aumentando assim a força muscular. No entanto, deve-se notar que a capacidade de produzir força muscular máxima é resultado da combinação de fatores neurais (ŠKARABOT *et al.*, 2020), massa muscular (BALSHAW *et al.*, 2017) e da especificidade da carga de trabalho durante o TR (ou seja, cargas altas) (LASEVICIUS *et al.*, 2018), conseqüentemente, é inegável que um treinamento de carga mais pesada pode ser cada vez mais importante para atingir ganhos máximos de força muscular à medida que o indivíduo se torna mais experiente no TR (SCHOENFELD *et al.*, 2017; SCHOENFELD *et al.*, 2016b). Nessa linha, cargas elevadas podem ser mais eficazes para aumentar o recrutamento de unidades motoras e alterar as razões de co-ativação agonista-antagonista em longo prazo em comparação com cargas baixas (GABRIEL *et al.*, 2006).

Outros estudos também mostraram que cargas altas foram superiores a cargas baixas para melhorar a contração isométrica voluntária máxima (FINK *et al.*, 2016a; FINK *et al.*, 2016b; JENKINS *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2017). Assim, parece que cargas altas podem levar a aumentos no *drive* neural em relação a cargas baixas (AAGAARD *et al.*, 2002; GABRIEL *et al.*, 2006), melhorando o desempenho nesta situação específica. Apesar de poucos estudos avaliarem o efeito do TR realizado até a falha ou não visando à força muscular máxima (LASEVICIUS *et al.*, 2019; NÓBREGA *et al.*, 2018), há um consenso de que a falha muscular não é necessária para maximizar força muscular em homens não treinados (LASEVICIUS *et al.*, 2019; NÓBREGA *et al.*, 2018). Assim, é possível inferir que a falência muscular não é um fator-chave para o aumento da força muscular, embora estudos com indivíduos treinados ainda sejam necessários para confirmar essa hipótese.

A resistência muscular também parece ser dependente da especificidade da carga de trabalho usada durante o TR. Nesse sentido, vários estudos constataram que cargas baixas produzem maiores efeitos na resistência muscular do que cargas altas (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; SCHOENFELD *et al.*, 2015). Em geral, sugere-se que o treinamento de baixa carga pode resultar em mudanças fenotípicas favoráveis, como aumentos no tamanho e/ou proporção das fibras do tipo I e IIA (SCHOENFELD *et al.*, 2015). Além disso, o treinamento com baixa carga requer um tempo mais longo sob tensão (BURD *et al.*, 2012a; GEHLERT *et al.*, 2015) que pode gerar adaptações mitocondriais específicas quanto à produção de energia celular (PIGNANELLI *et al.*, 2020), tornando o músculo mais resistente à fadiga (ANDERSON, KEARNEY, 1982; CAMPOS *et al.*, 2002; SCHOENFELD *et al.*, 2015).

Efeitos do TR com carga baixa, moderada e alta na hipertrofia e espessura muscular

A maioria dos estudos incluídos nesta revisão não mostrou diferença significativa na hipertrofia e espessura muscular quando comparadas cargas baixas, moderadas e altas (CAMPOS *et*

al., 2002; FINK; KIKUCHI; NAKAZATO, 2016; JENKINS *et al.* , 2016; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013; NÓBREGA *et al.*, 2018; POPOV *et al.*, 2006; SCHOENFELD *et al.*, 2015; TANIMOTO *et al.*, 2009; TANIMOTO *et al.*, 2008). Embora esses resultados estejam de acordo com as revisões sistemáticas e metanálises publicadas anteriormente (LOPEZ *et al.*, 2020; SCHOENFELD *et al.*, 2017; SCHOENFELD *et al.*, 2016), destacamos que poucos estudos experimentais utilizaram a técnica de biópsia muscular para uma avaliação histológica direta de hipertrofia muscular (CAMPOS *et al.*, 2002; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NETREBA *et al.*, 2013). Desta forma, as conclusões baseadas nas evidências atuais só podem ser extrapoladas para técnicas de imagem que avaliaram o músculo como um todo (ou seja, ultra-som e ressonância magnética). De fato, há evidências contraditórias quanto à concordância entre as técnicas de imagem e histológicas quanto à determinação da hipertrofia muscular (MCCALL *et al.*, 1996), onde não é possível afirmar se as fibras do tipo I e II respondem de forma semelhante aos esquemas de TR (ou seja, carga baixa e alta) (GRGIC; SCHOENFELD, 2018). Em indivíduos não treinados, Campos *et al.* (2002) observaram que após 6 semanas de TR para membros inferiores, o grupo de baixa carga não mostrou um aumento significativo nas fibras do tipo I, enquanto o grupo de alta carga demonstrou um aumento significativo no tipo I, Ila e principalmente fibras Iix. Em contraste, Mitchell *et al.* (2012) e Lim *et al.* (2019) verificaram um aumento significativo para todos os tipos de fibras musculares para ambos os esquemas de TR (baixa e alta carga). Avaliando indivíduos treinados, Morton *et al.* (2016) randomizaram 49 homens jovens com experiência média de 4 anos em TR por 12 semanas de sessões de treinamento de corpo inteiro usando esquemas de baixa e alta carga. Os resultados deste estudo mostraram que ambos os esquemas de carga de treinamento produziram taxas semelhantes de hipertrofia muscular em todos os tipos de fibras avaliados. Isoladamente, esses resultados sugerem que os indivíduos podem apresentar crescimento semelhante em todos os tipos de fibras musculares, independentemente do esquema de carga utilizado. No entanto, atualmente, é impossível determinar se o potencial hipertrófico de cada tipo de fibra para um determinado esquema de carga pode aumentar ou diminuir ao longo do tempo (GRGIC; SCHOENFELD, 2018), uma vez que a maioria dos estudos que investigaram esse tópico foram de curta duração (LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016). É importante ressaltar que a técnica de biópsia muscular também apresenta limitações importantes, como a extração de uma pequena porção do músculo esquelético que pode não necessariamente refletir a hipertrofia do músculo analisado como um todo (GRGIC; SCHOENFELD, 2018). Além disso, estudos que aplicaram essa técnica escolheram o vasto lateral para análise (CAMPOS *et al.*, 2002; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016), o que limita a extrapolação

dos resultados para outras porções musculares que podem responder de forma diferente aos esquemas de carga de treinamento.

Os resultados dos estudos também indicam que para o TR com baixa carga ter ganhos hipertróficos semelhantes aos de alta carga, as repetições devem ser levadas à falha muscular (FINK; KIKUCHI; YOSHIDA; *et al.*, 2016; JENKINS *et al.*, 2016 ; JENKINS *et al.*, 2017; LASEVICIUS *et al.*, 2019; LASEVICIUS *et al.*, 2018; LIM *et al.*, 2019; MITCHELL *et al.*, 2012; MORTON *et al.*, 2016; NÓBREGA *et al.*, 2018; POPOV *et al.*, 2006; SCHOENFELD *et al.*, 2015). Recentemente, Lasevicius *et al.* (2019) submeteram 25 homens não treinados a 4 protocolos de extensão unilateral do joelho. Os protocolos de alta carga, com e sem falha, foram realizados a 80% 1RM, enquanto os protocolos de baixa carga, com e sem falha, foram realizados a 30% 1RM. Os resultados deste estudo mostraram que, quando o TR era realizado com alta carga, a falha muscular não parecia ser um componente fundamental para se atingir a hipertrofia muscular. Por outro lado, quando o treinamento foi realizado com baixa carga, o protocolo que levou à falha muscular demonstrou maior percentual de hipertrofia (7,8%) em relação ao não falha (2,8%). De acordo com o princípio do tamanho proposto por Henneman (1985), as unidades motoras são recrutadas da menor para a maior (LOPEZ *et al.*, 2020) (ou seja, conforme os requisitos de produção de força aumentam, unidades motoras com maior limiar de excitabilidade passam a ser preferencialmente recrutadas em relação àqueles com menor limiar de excitabilidade). Nesse sentido, é possível que o TR com cargas baixas levado à falha muscular momentânea, primeiro recrute as unidades motoras de baixo limiar e no momento em que essas unidades motoras se tornem fatigadas (GRGIC *et al.*, 2018), há um recrutamento máximo ou quase máximo de unidades motoras de limiar superior (LOPEZ *et al.*, 2020), o que poderia induzir hipertrofia muscular comparável ao TR com altas cargas. Além disso, é concebível que o TR de baixa carga realizado para falha muscular resultaria em um maior tempo sob carga (GRGIC *et al.*, 2018; OGBORN; SCHOENFELD, 2014), o que, conseqüentemente, causaria maior estresse metabólico devido a aumentos no fluxo de cálcio, lactato, potássio e íons hidrogênio (GRGIC; SCHOENFELD, 2018). Esse mecanismo hipotético decorrente do estresse metabólico promoveria alterações na produção hormonal e/ou edema celular, o que poderia, em longo prazo, potencializar a hipertrofia muscular (SCHOENFELD, 2013).

Embora um amplo espectro de cargas de trabalho possa ser usado durante o TR visando à hipertrofia muscular, parece haver um limiar mínimo de carga de trabalho para o TR com baixa carga para ter respostas hipertróficas semelhantes ao treinamento com alta carga. Nessa linha, Lasevicius *et al.* (2018) descobriram que quando cargas baixas e altas de TR foram realizadas com combinação de volume, os esquemas de carga em 40, 60 e 80% de 1RM foram eficazes em aumentar a hipertrofia muscular sem diferenças entre eles. Entretanto, 20% 1RM provou ser uma carga subótima para melhorar a hipertrofia muscular em comparação com as outras. Provavelmente existe um limite

mínimo de carga de trabalho onde abaixo desse percentual de 1RM a tensão mecânica aplicada pode ser insuficiente para mediar os ganhos hipertróficos, porém esse limite ainda não foi estabelecido (LASEVICIUS *et al.*, 2018). Até o momento, de acordo com os estudos selecionados para esta revisão sistemática, é possível inferir que os esquemas de TR devem ser projetados para maximizar o estresse metabólico (uso de cargas de trabalho baixas e moderadas), bem como a tensão mecânica (ou seja, uso de altas cargas de trabalho) para atingir todo o espectro de carga voltado para a hipertrofia muscular.

Conclusões

Os principais resultados desta revisão sistemática indicaram que, em relação à força muscular máxima, os estudos sugerem que cargas elevadas promovem maiores melhorias em comparação com cargas baixas. Esses resultados provavelmente se devem à transferência da especificidade da carga levantada, bem como ao teste de 1RM utilizado para avaliar os indivíduos. Quando fatores específicos são eliminados e um teste isométrico é usado, essas diferenças são atenuadas. No entanto, conforme os indivíduos adquirem experiência em TR, cargas de treinamento mais altas devem ser priorizadas. A resistência muscular também parece seguir o princípio da especificidade das cargas de trabalho, onde cargas baixas foram capazes de render melhor adaptação nesta variável em comparação com cargas moderadas e altas.

Para hipertrofia muscular, estudos indicam que um amplo espectro de carga de treinamento (ou seja, 30 a 90% de 1RM) pode ser usado para indivíduos não treinados ou treinados. Porém, os treinadores devem estar cientes do fato de que o TR realizado com cargas baixas até a falha muscular pode ser bastante exigente para articulações e tendões, podendo aumentar os riscos de *overtraining*. Por outro lado, o treinamento com altas cargas pode reduzir o volume total das sessões de treinamento e dificultar os ganhos hipertróficos. Assim, parece que a alternância de períodos com cargas baixas e altas, além de cargas moderadas, é uma boa estratégia para garantir a continuidade dos processos adaptativos. Além disso, é possível que cargas baixas (ou seja, < 30% 1RM) sejam ineficientes para melhorar a hipertrofia muscular, mesmo que sejam levadas à falha muscular. Portanto, sugerimos que estudos futuros comparem cargas de treinamento abaixo de 30% de 1RM com cargas moderadas e altas para esclarecer o limiar de treinamento em que cargas baixas se tornam ineficazes para a hipertrofia muscular.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. *et al.* Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **J Appl Physiol** (1985), v. 92, n. 6, p. 2309-2318, Jun 2002.
- AAGAARD, P. *et al.* Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. **Acta Physiol Scand**, v. 156, n. 2, p. 123-129, Feb 1996.
- ACSM. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 3, p. 687-708, Mar 2009a.
- ANDERSON, T.; KEARNEY, J. T. Effects of three resistance training programs on muscular strength and absolute and relative endurance. **Res Q Exerc Sport**, v. 53, n. 1, p. 1-7, Mar 1982.
- ASHTON, R. E. *et al.* Effects of short-term, medium-term and long-term resistance exercise training on cardiometabolic health outcomes in adults: systematic review with meta-analysis. **Br J Sports Med**, v. 54, n. 6, p. 341-348, Mar 2020.
- BALSHAW, T. G. *et al.* Muscle size and strength: debunking the "completely separate phenomena" suggestion. **Eur J Appl Physiol**, v. 117, n. 6, p. 1275-1276, Jun 2017.
- BROWN, P. *et al.* How to formulate research recommendations. **Bmj**, v. 333, n. 7572, p. 804-806, Oct 14 2006.
- BURD, N. A. *et al.* Muscle time under tension during resistance exercise stimulates differential muscle protein sub-fractional synthetic responses in men. **J Physiol**, v. 590, n. 2, p. 351-362, Jan 15 2012.
- BURD, N. A. *et al.* Bigger weights may not beget bigger muscles: evidence from acute muscle protein synthetic responses after resistance exercise. **Appl Physiol Nutr Metab**, v. 37, n. 3, p. 551-554, Jun 2012.
- CAMPOS, G. E. *et al.* Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. **Eur J Appl Physiol**, 8 v. 8, n. 1-2, p. 50-60, Nov 2002.
- CARROLL, T. J. *et al.* Resistance training enhances the stability of sensorimotor coordination. **Proc Biol Sci**, v. 268, n. 1464, p. 221-227, Feb 7 2001.
- ELKINS, M. R. *et al.* Rating the quality of trials in systematic reviews of physical therapy interventions. **Cardiopulm Phys Ther J**, v. 21, n. 3, p. 20-26, Sep 2010.
- FINK, J.; KIKUCHI, N.; NAKAZATO, K. Effects of rest intervals and training loads on metabolic stress and muscle hypertrophy. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 38, n. 2, p. 261-268, Mar 2016.
- FINK, J. *et al.* Impact of high versus low fixed loads and non-linear training loads on muscle hypertrophy, strength and force development. **Springerplus**, v. 5, n. 1, p. 698, 2016.
- FISHER, J. P.; STEELE, J. Heavier and lighter load resistance training to momentary failure produce similar increases in strength with differing degrees of discomfort. **Muscle Nerve**, v. 56, n. 4, p. 797-803, Oct 2017.

- GABRIEL, D. A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Med**, v. 36, n. 2, p. 133-149, 2006.
- GEHLERT, S. *et al.* High force development augments skeletal muscle signalling in resistance exercise modes equalized for time under tension. **Pflugers Arch**, v. 467, n. 6, p. 1343-1356, Jun 2015.
- GRGIC, J. The Effects of Low-Load Vs. High-Load Resistance Training on Muscle Fiber Hypertrophy: A Meta-Analysis. **J Hum Kinet**, v. 74, p. 51-58, Aug 2020.
- GRGIC, J. *et al.* Inducing hypertrophic effects of type I skeletal muscle fibers: A hypothetical role of time under load in resistance training aimed at muscular hypertrophy. **Med Hypotheses**, v. 112, p. 40-42, Mar 2018.
- GRGIC, J.; SCHOENFELD, B. J. Are the Hypertrophic Adaptations to High and Low-Load Resistance Training Muscle Fiber Type Specific? **Front Physiol**, v. 9, p. 402, 2018.
- HENNEMAN, E. The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. **J Exp Biol**, v. 115, p. 105-112, Mar 1985.
- HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. Excitability and inhibibility of motoneurons of different sizes. **J Neurophysiol**, v. 28, n. 3, p. 599-620, May 1965.
- HIGGINS, J. P. T. *et al.* **Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions**. version 6.1 (updated September 2020) ed. Cochrane Collaboration, 2020.
- JENKINS, N. D. *et al.* Neuromuscular Adaptations After 2 and 4 Weeks of 80% Versus 30% 1 Repetition Maximum Resistance Training to Failure. **J Strength Cond Res**, v. 30, n. 8, p. 2174-2185, Aug 2016.
- JENKINS, N. D. M. *et al.* Greater Neural Adaptations following High- vs. Low-Load Resistance Training. **Front Physiol**, v. 8, p. 331, 2017.
- LASEVICIUS, T. *et al.* Muscle Failure Promotes Greater Muscle Hypertrophy in Low-Load but Not in High-Load Resistance Training. **J Strength Cond Res**, Dec 27 2019.
- LASEVICIUS, T. *et al.* Effects of different intensities of resistance training with equated volume load on muscle strength and hypertrophy. **Eur J Sport Sci**, v. 18, n. 6, p. 772-780, Jul 2018.
- LIBERATI, A. *et al.* The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. **PLoS Med**, v. 6, n. 7, p. e1000100, Jul 21 2009.
- LIM, C. *et al.* Resistance Exercise-induced Changes in Muscle Phenotype Are Load Dependent. **Med Sci Sports Exerc**, v. 51, n. 12, p. 2578-2585, Dec 2019.
- LOPES, C. R. *et al.* The Effect of Different Resistance Training Load Schemes on Strength and Body Composition in Trained Men. **J Hum Kinet**, v. 58, p. 177-186, Sep 2017.

- LOPEZ, P. *et al.* Resistance Training Load Effects on Muscle Hypertrophy and Strength Gain: Systematic Review and Network Meta-analysis. **Med Sci Sports Exerc**, Publish Ahead of Print, Dec 26 2020.
- MCCALL, G. E. *et al.* Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in college men after resistance training. **J Appl Physiol (1985)**, v. 81, n. 5, p. 2004-2012, Nov 1996.
- MILNER-BROWN, H. S.; STEIN, R. B.; LEE, R. G. Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, v. 38, n. 3, p. 245-254, Mar 1975.
- MITCHELL, C. J. *et al.* Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. **J Appl Physiol (1985)**, v. 113, n. 1, p. 71-77, Jul 2012.
- MORITANI, T.; DEVRIES, H. A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. **Am J Phys Med**, v. 58, n. 3, p. 115-130, Jun 1979.
- MORTON, R. W. *et al.* Neither load nor systemic hormones determine resistance training-mediated hypertrophy or strength gains in resistance-trained young men. **J Appl Physiol (1985)**, v. 121, n. 1, p. 129-138, Jul 1 2016.
- MOSELEY, A. M. *et al.* Evidence for physiotherapy practice: a survey of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro). **Aust J Physiother**, v. 48, n. 1, p. 43-49, 2002.
- NETREBA, A. *et al.* Responses of knee extensor muscles to leg press training of various types in human. **Ross Fiziol Zh Im I M Sechenova**, v. 99, n. 3, p. 406-416, Mar 2013.
- NÓBREGA, S. R. *et al.* Effect of Resistance Training to Muscle Failure vs. Volitional Interruption at High- and Low-Intensities on Muscle Mass and Strength. **J Strength Cond Res**, v. 32, n. 1, p. 162-169, Jan 2018.
- NSCA. **Essentials of strength training and conditioning** 4^a ed. Human kinetics, 2016. 149250162X.
- OGBORN, D.; SCHOENFELD, B. The Role of Fiber Types in Muscle Hypertrophy: Implications for Loading Strategies. **Strength Condit J**, v. 36, p. 20-25, 04/01 2014.
- PIGNANELLI, C. *et al.* Low-load resistance training to task failure with and without blood flow restriction: muscular functional and structural adaptations. **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol**, v. 318, n. 2, p. R284-r295, Feb 1 2020.
- POPOV, D. V. *et al.* Hormonal adaptation determines the increase in muscle mass and strength during low-intensity strength training without relaxation. **Fiziol Cheloveka**, v. 32, n. 5, p. 121-127, Sep-Oct 2006.
- SCHOENFELD, B. *et al.* Upper body muscle activation during low-versus high-load resistance exercise in the bench press. **Isokinet Exerc Sci**, v. 24, p. 217-224, 08/22 2016.
- SCHOENFELD, B. J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 10, p. 2857-2872, Oct 2010.

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

SCHOENFELD, B. J. *et al.* Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. **Eur J Appl Physiol**, v. 114, n. 12, p. 2491-2497, Dec 2014.

SCHOENFELD, B. J. *et al.* Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. **J Strength Cond Res**, v. 31, n. 12, p. 3508-3523, Dec 2017.

SCHOENFELD, B. J. *et al.* Effects of Low- vs. High-Load Resistance Training on Muscle Strength and Hypertrophy in Well-Trained Men. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 10, p. 2954-2963, Oct 2015.

SCHOENFELD, B. J. *et al.* Do the anatomical and physiological properties of a muscle determine its adaptive response to different loading protocols? **Physiol Rep**, v. 8, n. 9, p. e14427, May 2020.

SCHOENFELD, B. J. *et al.* Muscular adaptations in low- versus high-load resistance training: A meta-analysis. **Eur J Sport Sci**, v. 16, n. 1, p. 1-10, 2016.

ŠKARABOT, J. *et al.* The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. **Eur J Appl Physiol**, Dec 23 2020.

SUCHOMEL, T. J. *et al.* The Importance of Muscular Strength: Training Considerations. **Sports Med**, v. 48, n. 4, p. 765-785, Apr 2018.

TANIMOTO, M. *et al.* Changes in muscle activation and force generation patterns during cycling movements because of low-intensity squat training with slow movement and tonic force generation. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 8, p. 2367-2376, Nov 2009.

TANIMOTO, M.; ISHII, N. Effects of low-intensity resistance exercise with slow movement and tonic force generation on muscular function in young men. **J Appl Physiol (1985)**, v. 100, n. 4, p. 1150-1157, Apr 2006.

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. **J Strength Cond Res**, v. 22, n. 6, p. 1926-1938, Nov 2008.

VALKENET, K. *et al.* The effects of preoperative exercise therapy on postoperative outcome: a systematic review. **Clin Rehabil**, v. 25, n. 2, p. 99-111, Feb 2011.

3 EFEITOS DO TREINAMENTO RESISTIDO PERIODIZADO COM CARGAS ALTAS OU CARGAS BAIXAS SOBRE A FORÇA MUSCULAR, RESISTÊNCIA MUSCULAR, POTÊNCIA MUSCULAR E SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM HOMENS TREINADOS

Artigo 2 (Estudo 2)

INTRODUÇÃO

O treinamento resistido (TR) é o principal forma de exercício para aumentar a força muscular e a hipertrofia em humanos (LASEVICIUS, 2018; SCHOENFELD *et al.*, 2014a). Manter os níveis de força e hipertrofia muscular é importante para uma variedade de populações com implicações na saúde e no bem-estar (SCHOENFELD *et al.*, 2015d). Para otimizar as adaptações sofridas pelo sistema muscular é necessário manipular as diversas variáveis do TR (ACSM, 2009; SCHOENFELD *et al.*, 2014^a). Inúmeras pesquisas vêm investigando as adaptações relacionadas à utilização de diferentes percentuais de carga (SCHOENFELD *et al.*, 2020) e volume de treinamento (RADAELLI *et al.*, 2015; SCHOENFELD *et al.*, 2019), à ordem dos exercícios (SIMÃO *et al.*, 2012; TOMELERI *et al.*, 2020), à condução do exercício até falha muscular concêntrica ou não (VIEIRA *et al.*, 2019), ao intervalo de descanso entre as séries (DE SALLES *et al.*, 2009; GRGIC *et al.*, 2017), à velocidade de execução (SCOTT *et al.*, 2016; DAVIES *et al.*, 2017).

Em relação à carga, as diretrizes de TR defendem que uma carga de pelo menos 65-70% de uma repetição máxima (1-RM) é necessária para maximizar os ganhos de força e massa muscular (ACSM, 2009). Acredita-se que cargas pesadas são necessárias para otimizar os padrões de recrutamento neural necessários para exercer a força máxima (SCHOENFELD *et al.*, 2015b). Essa recomendação é baseada na teoria de que a hipertrofia máxima de um determinado músculo só pode ser alcançada ativando unidades motoras (UMs) de limiar mais alto (SCHOENFELD *et al.*, 2014b). Porém, sabe-se que ganhos máximos em hipertrofia muscular podem ser alcançados por programas de treinamento que são capazes de produzirem um estresse metabólico significativo, e que mantêm um grau moderado de tensão muscular (SCHOENFELD, 2010). Corroborando, Schoenfeld *et al.* (2018) afirmam que, ao avaliar os resultados de pesquisas longitudinais sobre o tema, muitos dos estudos não conseguiram mostrar diferenças estatisticamente significativas na hipertrofia entre cargas altas e baixas. Na literatura vários estudos vêm comparando o treinamento com diferentes intensidades demonstrando ganhos semelhantes na força e hipertrofia muscular (GHOUAL, 2019; IKEZOE

et al., 2020; OGASAWARA *et al.*, 2013; MITCHELL *et al.*, 2012). Schoenfeld *et al.* (2015c) verificaram melhoras na hipertrofia de flexores e extensores do cotovelo e no quadríceps femoral nos grupos com alta carga (8-12 reps) e baixa carga até a falha concêntrica (25-35 reps). A conclusão a que chegaram foi que os treinamentos com alta carga são melhores para o ganho de força muscular e, para hipertrofia, ambos podem provocar aumentos significativos. No estudo de Mitchell *et al.* (2012), os autores compararam o exercício de extensão de perna realizado a baixa intensidade (30% de 1RM, com e sem falha concêntrica) e alta intensidade (80% de 1RM) e verificaram hipertrofia semelhante do músculo quadríceps entre os grupos de alta intensidade e baixa intensidade até a falha muscular concêntrica. Em contrapartida, o treinamento de alta intensidade resultou em ganhos de força superiores em comparação com exercícios de baixa intensidade.

Segundo Burd *et al.* (2012), parece que o volume de exercício é outra variável fundamental que promove a ativação máximas das fibras musculares, ou seja, exercícios com cargas leves (até a falha concêntrica) e, conseqüente, maior número de repetições podem levar a respostas musculares semelhantes a exercícios com cargas altas e menor número de repetições. Lassevicus *et al.* (2018) destacam que em muitos dos estudos sobre a utilização de cargas altas e baixas não ocorre a equalização do treinamento (volume total de treinamento) entre os grupos. Assim, quando diferentes intensidades de treinamento são utilizadas, o volume total deve ser equalizado para aumentar a chance das respostas reflitam com maior clareza os resultados encontrados. Além disso, deve-se levar em consideração a utilização de indivíduos treinados ou não treinados para a interpretação dos resultados de um estudo. Investigações demonstram ainda que a relação esforço-benefício é diferente para populações não treinadas, treinadas recreativamente e atletas, ou seja, o status de treinamento influencia as magnitudes das respostas obtidas com o treinamento (PETERSON *et al.*, 2005).

A eletromiografia de superfície (EMGs) é uma técnica tem sido muito utilizada para observar, de forma não invasiva, a atividade muscular através da medida do sinal elétrico emanado do músculo, fornecendo informações sobre a contribuição da força de músculos ou grupamentos musculares (DE LUCA, 1997). É uma ferramenta que permite analisar um movimento e monitorar a eficácia do TR (BARBERO, MERLETTI, RAINOLDI, 2012). Schoenfeld *et al.* (2014b) verificaram a ativação muscular em 10 homens experientes em TR realizando o *leg press* com diferentes cargas (30% e 75% de 1RM). Os autores verificaram que a ativação foi significativamente maior no grupo que treinou a 75% de 1RM. Akima e Saito (2013) também verificaram ativação significativamente maior em 9 homens saudáveis utilizando carga de 70% de 1RM, comparado a cargas de 50% de 1RM na cadeira extensora.

Jenkins *et al.* (2017) dividiram 26 homens destreinados em TR em 2 grupos, um treinando a 80% 1RM e outro a 30% 1RM. Os participantes realizaram a cadeira extensora por 6 semanas. Os autores verificaram melhora significativa nos dois grupos, porém sem diferença significativa entre eles.

Vários estudos foram realizados para comparar as adaptações musculares em programas de treinamento de baixa e alta carga, utilizando variados instrumentos. Entretanto, os resultados desses estudos são conflitantes, com alguns estudos encontrando superioridade para treinamento com cargas mais pesadas (CAMPOS *et al.*, 2002; FINK *et al.*, 2016a e b; JENKINS *et al.*, 2017) e outros não mostrando diferenças significativas (GHOUAL, 2019; IKEZOE *et al.*, 2020; OGASAWARA *et al.*, 2013; MITCHELL *et al.*, 2012). Além disso os autores desconhecem a existência de algum estudo comparando o efeito de cargas altas e baixas em um programa de treinamento periodizado, ainda que a utilização de modelos periodizados não seja um consenso na literatura (AFONSO *et al.*, 2019). Logo, o objetivo do estudo foi comparar os efeitos de 10 semanas de TR periodizado (modelo linear) com carga baixa vs. carga alta sobre as adaptações neuromusculares e morfológicas em homens treinados. Nós hipotetizamos que as cargas crescentes (65% - 85% 1RM) teriam maiores efeitos na força muscular, potência e sinal eletromiográfico, enquanto as cargas decrescentes (65% - 45% 1RM) teriam maior efeito na resistência muscular localizada.

METODOLOGIA

Desenho Experimental

Para comparar efeitos do TR periodizado com baixo e alto volume, o presente estudo utilizou 2 grupos: grupo carga alta (GCA, n = 7) e grupo carga baixa (GCB, n = 4). Os dois grupos sofreram alterações no número de reps e carga a cada duas semanas. A cadência dos exercícios foi a mesma nos dois grupos (2 segundos na fase concêntrica e 2 segundos na fase excêntrica), controlada por metrônomo (DM50, Seiko S-Yard CO, Japão). O número de séries do grupo GCA sofreu alterações para permitir a equalização do volume total de treinamento dos dois grupos (Figura 2).

Figura 2: progressão do treinamento dos grupos GCA e GCB

SEMANA		1 E 2	3 E 4	5 E 6	7 E 8	9 E 10
GCA	série x repetições	3 x 16	3 x 15	4 x 10	5 x 8	6 x 6
	carga (%1RM)	65%	70%	75%	80%	85%
GCB	série x repetições	3 x 16	3 x 18	3 x 20	3 x 22	3 x 24
	carga (%1RM)	65%	60%	55%	50%	45%

Os voluntários executaram, por 10 semanas, os exercícios supino reto, meio agachamento, puxador frontal aberto e *leg press* 45°. O intervalo de recuperação entre as séries foi de 90 segundos. Foram realizadas três sessões semanais, com intervalo de 48 a 72 horas entre elas. Os exercícios foram realizados até a falha muscular momentânea. Sempre que os indivíduos realizavam mais repetições que as previstas para as séries de um exercício, a carga era incrementada para aquele exercício específico. Durante todas as sessões de treinamento, profissionais treinados acompanharam os voluntários.

Participantes

Participaram da pesquisa 14 universitários (idade: 24,6 anos; peso: 84,1 kg; estatura 176,4 cm; 11,2 % de gordura corporal). Uma análise *post hoc* foi utilizada para determinar o poder amostral considerando efeito do tamanho ($f = 0,4$; $\alpha = 0,05$; correção entre medidas repetidas 0,5; correção de não esfericidade ($\epsilon = 1$), que calculou o poder estatístico de 84,5%. O cálculo do poder foi determinado através do software G*power (versão 3.1.9.2, Heinrich-Heine-Universität in Dusseldorf, Germany) (Faul et al., 2007). Todos os participantes responderam negativamente a todas as questões do PAR-Q (Shephard, 1988). Após concordarem em participar do estudo, os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Federal de Juiz de Fora (nº 3.749.878). Porém, 3 indivíduos do grupo carga baixa (GCB) tiveram que ser excluídos do trabalho por não concluírem, pelo menos, 85% das sessões de treinamento.

Como critérios de inclusão os participantes deveriam estar ingressados em programas de TR por no mínimo de 6 meses, com frequência igual ou superior a 3 sessões semanais. Além do mais, deveriam estar familiarizados com os exercícios propostos. Foram excluídos aqueles que apresentavam qualquer tipo de problema osteo-mio-articular, diabetes, hipertensão arterial e/ou doenças cardiovasculares que pudessem ser agravadas com a participação no estudo.

Também foram excluídos da pesquisa aqueles que não realizassem, no mínimo, 85% das sessões propostas para o treinamento ou fizessem usos de medicamentos e/ou recursos ergogênicos que pudessem interferir na função muscular.

Com o objetivo de excluir qualquer efeito de outras atividades durante o período de realização da pesquisa, os voluntários foram orientados a manter somente as atividades da vida diária, sem a prática de outros exercícios físicos.

Procedimentos

No início das sessões experimentais, todos os participantes passaram por avaliações antropométricas e composição corporal (mensurada através de ultrassom portátil BodyMetrix, modelo BX2000, IntelaMetrix, Inc., Livermore, CA). Além destas medidas foram identificados força máxima isotônica (1RM) e resistência muscular localizada (12RM) conforme estabelecido pela National Strength and Conditioning Association (NSCA, 2016); potência no supino reto e no leg press 45°. Para tal foi medida a distância percorrida pela barra do supino reto ou carrinho do leg press 45°, elevada ao quadrado, multiplicado pela carga de 12RM, multiplicado por 12 (número de repetições realizadas). O produto foi dividido pelo tempo ao cubo ($\text{Potência (W)} = (\text{carga } 12\text{RM} \times \text{n}^\circ \text{ de reps} \times \text{distância}^2) / \text{tempo}^3$). A ação eletromiográfica dos músculos vasto lateral e vasto medial, utilizados no leg press 45° foi coletada através de eletromiógrafo (New Miotool, Miotec®, Brasil) com 8 canais de entrada, 16 Bits de resolução e taxa de amostra de 2000hz. Para analisar os dados, foram removidas as duas primeiras e duas últimas repetições, a partir do sinal bruto (RAW), a fim de evitar a interferência por meio de ajuste corporal e por fadiga neuromuscular, respectivamente. O sinal foi processado utilizando um filtro *butterworth* de 4ª ordem do tipo passa-banda, com atraso de fase zero, e com frequência de corte de 20-500 Hz, com *notch* de 60 Hz. A normalização do sinal eletromiográfico ocorreu a partir do método do pico dinâmico, onde o maior sinal encontrado nas contrações dinâmicas foi utilizado para relativizar os valores (Robertson *et al.*, 2014). A amplitude do sinal foi calculada por uma *root mean square* (RMS) com janela móvel de 100ms. Para análise e processamento dos dados, foi utilizado o software MiotecSuite 1.0 (New Miotool, Miotec®, Brasil). Os participantes passaram por processo de tricotomia, abrasão e limpeza da pele com gaze e álcool isopropílico. Em seguida os eletrodos de superfície (modelo 2223 BR, 3M®, Campinas, Brasil), com gel condutor e superfície de captação de AgCl de 1 cm de diâmetro com distância de 2 cm centro a centro foram colocados no sentido da disposição das fibras musculares dos músculos vasto lateral (VL) e vasto medial (VM) do lado dominante

(BEHM *et al.*, 2005) seguindo as recomendações *Surface Electromyography for the non-invasive assessment of muscles* (SENIAM).

Análise Estatística

Os resultados foram apresentados como média \pm desvio-padrão. Para avaliar o efeito do programa de treino, utilizou-se a ANOVA 2x2 de medidas repetidas (Grupos: cargas baixas e cargas altas vs. Medidas: Pré e Pós). Os pressupostos de normalidade dos dados e a esfericidade da matriz de variância-covariância foram avaliados pelo teste Shapiro Wilk e pelo teste de Mauchly, respectivamente. O pressuposto de igualdade de variâncias foi avaliado pelo Teste de Levene. A análise da estatística F foi feita a partir do Traço de Pillai. Quando violado o pressuposto de esfericidade, utilizou-se o fator de correção Épsilon de Huynh-Feldt. Os efeitos principais (grupo e medida) e de interação (grupo*medida), quando estatisticamente significantes, foram analisados através de comparações múltiplas. As análises foram feitas no software estatístico IBM SPSS versão 24.0 (IBM Corp., Armonk, NY), sendo adotado o nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

Os dados obtidos com relação os efeitos da intervenção sobre as variáveis antropométricas são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Efeito da intervenção sobre variáveis antropométricas						
Variável	Medida	GCA (n=7)	GCB (n=4)	Efeito Grupo	Efeito Medida	Interação Grupo*Medida
Massa						
Corporal (kg)	Pré	84,6 \pm 16,1	83,0 \pm 3,0	$F_{1,9} = 0,000$	$F_{1,9} = 0,335$	$F_{1,9} = 1,066$
	Pós	82,2 \pm 13,5	83,7 \pm 2,54	$p = 0,995$	$p = 0,577$	$p = 0,329$
Percentual de						
Gordura Ultrassom (%)	Pré	10,5 \pm 4,8	13,6 \pm 4,1	$F_{1,9} = 0,656$	$F_{1,9} = 2,650$	$F_{1,9} = 0,532$
	Pós	9,9 \pm 6,4	11,8 \pm 3,0	$p = 0,439$	$p = 0,138$	$p = 0,484$
Massa Magra (kg)	Pré	75,4 \pm 12,1	71,7 \pm 2,1	$F_{1,9} = 0,098$	$F_{1,9} = 0,018$	$F_{1,9} = 3,400$
	Pós	73,6 \pm 10,1	73,8 \pm 0,9	$p = 0,761$	$p = 0,897$	$p = 0,098$
Massa Gorda (kg)	Pré	9,3 \pm 4,9	11,3 \pm 3,8	$F_{1,9} = 0,317$	$F_{1,9} = 1,851$	$F_{1,9} = 0,199$

Pós 8,6±6,3 10,0±2,9 p=0,587 p = 0,207 p = 0,666

sem diferença estatisticamente significativa, p<0,05 – ANOVA 2x2

Baseados nos resultados do estudo, não foi encontrado efeito de interação entre os grupos analisados (carga baixa e carga alta), ou seja, não foram observadas diferenças significativas quando comparados os dois grupos.

Os dois tipos de treinamento, quando verificado o efeito medida, apresentaram aumento significativo após a intervenção. Independentemente do tipo de treinamento realizado, as variáveis 1RM de Supino Reto (efeito medida; $F_{1,9} = 8,952$; $p = 0,015$), 1RM de Leg Press 45° (efeito medida; $F_{1,9} = 11,557$; $p = 0,008$), 12 RM de Supino Reto (efeito medida; $F_{1,9} = 10,714$; $p = 0,010$), potência no Supino Reto (efeito medida; $F_{1,9} = 7,847$; $p = 0,021$), potência no Leg Press 45° (efeito medida; $F_{1,9} = 11,128$; $p = 0,009$) e EMG do músculo vasto lateral no Leg Press 45° (efeito medida; $F_{1,9} = 5,249$; $p = 0,048$) tiveram melhoras estatisticamente significativas (Tabela 7).

Tabela 7. Efeito da intervenção sobre variáveis musculares

Variável	Medida	GCA (n=7)	GCB (n=4)	Efeito Grupo	Efeito Medida	Interação Grupo*Medida
1RM Supino Reto (kg)	Pré	76,3±23,3	85,5±22,2	$F_{1,9} = 0,213$	$F_{1,9} = 8,952$	$F_{1,9} = 1,296$
	Pós	87,4±22,9	90,5±13,3	$p = 0,656$	$p = 0,015^*$	$p = 0,284$
1RM Leg Press 45° (kg)	Pré	346,3±97,2	347,5±50,0	$F_{1,9} = 0,234$	$F_{1,9} = 11,557$	$F_{1,9} = 3,019$
	Pós	414,3±72,5	369,5±42,0	$p = 0,640$	$p = 0,008^*$	$p = 0,116$
12RM Supino Reto (kg)	Pré	47,3±14,4	42,0±17,3	$F_{1,9} = 0,366$	$F_{1,9} = 10,714$	$F_{1,9} = 0,100$
	Pós	54,6±16,0	48,0±17,5	$p = 0,560$	$p = 0,010^*$	$p = 0,759$
12RM Leg Press 45° (kg)	Pré	218,4±63,7	221,5±49,1	$F_{1,9} = 0,000$	$F_{1,9} = 0,926$	$F_{1,9} = 0,064$
	Pós	236,9±84,3	232,2±32,8	$p = 0,984$	$p = 0,361$	$p = 0,806$
Potência Supino Reto (W)	Pré	194,0±99,5	143,5±77,5	$F_{1,9} = 0,557$	$F_{1,9} = 7,847$	$F_{1,9} = 0,017$
	Pós	224,4±114,2	176,9±126,5	$p = 0,474$	$p = 0,021^*$	$p = 0,900$
Potência Leg Press 45° (W)	Pré	714,2±208,4	665,8±347,0	$F_{1,9} = 0,218$	$F_{1,9} = 11,128$	$F_{1,9} = 1,539$
	Pós	948,7±474,2	1178,1±330,6	$p = 0,652$	$p = 0,009^*$	$p = 0,246$

Força Isométrica Máxima	Pré	278,6±98,0	308,3±58,8	$F_{1,9} = 0,100$	$F_{1,9} = 2,820$	$F_{1,9} = 0,718$
Cadeira Extensora (W)	Pós	261,9±59,9	257,8±38,7	$p = 0,760$	$p = 0,127$	$p = 0,419$
Força Isométrica Média	Pré	236,3±109,3	242,8±35,4	$F_{1,9} = 0,127$	$F_{1,9} = 1,910$	$F_{1,9} = 1,780$
Cadeira Extensora (W)	Pós	235,5±68,7	196,3±45,6	$p = 0,730$	$p = 0,200$	$p = 0,215$
EMG Vasto Lateral Leg Press 45° 12 RM (pico) %	Pós	41,6±8,0	50,8±10,4	$p = 0,262$	$p = 0,714$	$p = 0,132$
EMG Vasto Medial Leg Press 45° 12 RM (pico)	Pré	51,3±3,2	54,4±7,1	$F_{1,9} = 0,008$	$F_{1,9} = 5,249$	$F_{1,9} = 2,217$
	Pós	49,8±5,8	47,1±6,1	$p = 0,929$	$p = 0,048^*$	$p = 0,171$
	Pré	52,3±6,6	53,2±3,6	$F_{1,9} = 0,993$	$F_{1,9} = 0,001$	$F_{1,9} = 1,749$
	Pós	56,1±5,7	49,5±9,4	$p = 0,345$	$p = 0,981$	$p = 0,219$

*diferença estatisticamente significativa, $p < 0,05$ – ANOVA 2x2

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar os efeitos de 10 semanas de TR periodizado com carga baixa e carga alta sobre as adaptações neuromusculares. Os principais achados mostram que os programas utilizados foram igualmente eficazes no aumento da força, potência e resistência muscular e maior eficiência da ativação muscular.

Em relação à força muscular, nosso estudo utilizou dois protocolos periodizados (carga baixa e carga alta), equalizados e realizados até a falha muscular momentânea, que apresentaram melhora significativa, sem diferença entre eles. Congruente ao nosso estudo, Lim *et al.* (2019) encontraram aumentos significativos na força muscular com a utilização de diferentes protocolos de treinamento (cargas de 80% e 30% de 1RM), realizados até a falha muscular momentânea. Mitchell *et al.* (2012) e Nobrega *et al.* (2017) também utilizaram cargas de 80% e 30% de 1RM, porém sem equalizar os protocolos, verificaram aumentos significativos na força muscular. Uma hipótese que poderia explicar os ganhos semelhantes em força está em

um possível recrutamento de UMs, semelhante nos grupos, utilizado para manter a tensão muscular à medida que a fadiga se desenvolvia (NÓBREGA *et al.*, 2017). Este fato é consistente com o princípio do tamanho, onde unidades motoras de limiar mais alto são recrutadas precocemente durante uma série de treinamento de carga pesada, enquanto as repetições iniciais em uma série de carga baixa envolvem principalmente o recrutamento de unidades motoras de limiar inferior; somente quando um set de baixa carga continua até o ponto em que níveis maiores de força são necessários para sustentar as contrações, unidades motoras de limiar mais alto são ativadas (MITCHELL *et al.*, 2012; LASEVICIUS *et al.*, 2019). Contudo, outros autores divergem dos nossos resultados, mostrando maiores ganhos em força muscular nos protocolos de carga alta (CAMPOS *et al.*, 2002; OGASAWARA *et al.*, 2013; SCHOENFELD *et al.*, 2015; JEKINS *et al.*, 2016; LASEVICIUS *et al.*, 2018). Recentemente, Lasevicius *et al.* (2019) mostraram aumento significativo de força muscular nos grupos que utilizaram cargas altas (80% 1RM com e sem falha concêntrica), comparados com grupos que utilizaram cargas baixas (30% 1RM com e sem falha concêntrica). Através deste estudo os autores sugerem que, independentemente do tipo de treinamento (cargas altas ou baixas), a falha muscular parece não ser um fator obrigatório para maximizar a força muscular. Essas evidências sugerem que atingir um certo volume de treinamento pode ser mais importante na maximização da força muscular do que realizar repetições até a falha muscular (LASEVICIUS *et al.*, 2019). Paralelamente, o estímulo de cargas baixas, pouco utilizado nas salas de musculação, pode ter provocado aumento da força como resposta adaptativa a um tipo de treinamento dificilmente realizado (LOPES *et al.*, 2017). Assim, considerar o estado de treinamento e o tipo de treinamento realizado pelo indivíduo parece ser de extrema importância ao comparar os ganhos de força entre protocolos de treinamento de alta e baixa carga.

Nosso estudo também não encontrou diferenças significativas na força isométrica. A maioria dos estudos mostram superioridade para as cargas altas (VAN ROIE *et al.*, 2013a; FINK *et al.*, 2016b; JENKINS *et al.*, 2017). Entretanto, uma metanálise realizada por Schoenfeld *et al.* (2017) mostra que tanto as cargas altas quanto as baixas podem promover aumento semelhante em força isométrica, apesar dos poucos estudos encontrados (TANIMOTO & ISHII, 2006; OGASAWARA *et al.*, 2013; MITCHELL *et al.*, 2012). O trabalho de Tanimoto e Ishii (2006) afirma que a velocidade de execução pode ter grande interferência na força isométrica. No seu estudo, comparou 2 grupos de carga baixa (50% de 1RM, um deles com velocidade de 3 segundos para fase concêntrica e 3 segundos para excêntrica e o outro grupo com 1 segundo para cada fase), com um grupo de carga alta (80% de 1RM com velocidade de 1 segundo para cada fase). Os autores verificaram que somente os grupos de carga alta e de

carga baixa com baixa velocidade melhoraram a força isométrica. Em nosso estudo, a velocidade foi de 2 segundos para a fase concêntrica e 2 segundos para a fase excêntrica, o que pode ter contribuído para a melhora da força isométrica nos dois grupos. Ogasawara *et al.* (2013) também verificaram, após 6 semanas de treinamento, aumento significativo da força isométrica de extensores do cotovelo nos grupos de cargas baixas (30% de 1RM) e cargas altas (75% de 1RM) em 9 homens sem experiência no TR. Entretanto, Schoenfeld *et al.* (2017) relatam em sua meta análise que o número relativamente baixo de estudos sobre o tópico limitou o poder estatístico para fazer inferências, mas sinalizaram que parece existir uma provável vantagem em favor da utilização de cargas mais pesadas para a melhora da força isométrica.

Os protocolos utilizados neste trabalho possibilitaram melhora na resistência muscular localizada no supino reto, sem diferença significativa entre os dois grupos. Outras pesquisas mostraram resultados semelhantes. Anderson & Kearney (1992) perceberam aumento significativo de 23,6% e 41,3% na resistência muscular absoluta no supino reto em grupos que utilizaram cargas altas (n = 15) e baixas (n = 12), respectivamente. Na investigação de Campos *et al.* (2002), os indivíduos dos grupos de carga alta e carga baixa conseguiram aumentar, significativamente, o número de repetições executadas com uma carga de 60% de 1RM no agachamento mas somente o grupo de baixa carga conseguiu aumento significativo no *leg press* e na cadeira extensora. A utilização treinamento com cargas baixas até a falha muscular parece ser benéfica para aumentar a resistência muscular (VAN ROIE *et al.*, 2013a). Talvez, o maior tempo sob tensão que ocorre com o treinamento com cargas baixas e, conseqüentemente, altas repetições, podem afetar a síntese de proteínas mitocondriais (BURD *et al.*, 2012b) e com isto, aumentar a energia celular, culminando em melhora da resistência à fadiga (SCHOENFELD *et al.*, 2015c). Logo, parece que o tempo que o músculo fica sob tensão durante o exercício pode ser importante para otimizar o crescimento muscular (BURD *et al.*, 2012b).

Pesquisas sobre a utilização de cargas baixas para aumento da potência muscular são poucas. Usui *et al.* (2005) apresentam que a potência não pode ser melhorada com a utilização velocidades baixas (≈ 3 seg). Behm *et al.* (2017) afirmam que a potência envolve contrações explosivas com forças exercidas em velocidades mais altas. Logo, os programas de TR usando cargas baixas a moderadas em velocidades mais lentas não corresponderiam às características de potência. Contrariando a literatura, em nossa pesquisa, os dois grupos (alta e baixa carga) obtiveram melhora significativa na potência, sem diferença entre eles. Uma possível explicação para este aumento em ambos os grupos se apoia na significativa contribuição da força muscular para a produção de potência (CORMIE *et al.*, 2010). Talvez o aumento de força encontrada no grupo de cargas baixas possa ter interferido na melhora da potência, mesmo não utilizando altas

velocidades de movimento. Além disso, de acordo com o estudo de Toji e Kaneko (2004), programas de treinamento de múltiplas cargas e velocidades podem ser eficazes para melhorar a potência muscular.

Em relação as adaptações no EMG, nossos achados mostram diminuição significativa (pré e pós) na amplitude do sinal EMG em 12 RM no músculo vasto lateral, porém sem diferença estatística entre os grupos. O EMG tem sido usado para examinar as adaptações neurais no TR (JENKINS *et al.*, 2016; LASEVICIUS *et al.*, 2018). Segundo Olsen, Nicoll, Fry (2019) o recrutamento de UMs é um dos principais mecanismos responsáveis pelos ganhos de força muscular. Porém, Nobrega *et al.* (2018) explicam que o sinal EMG pode não refletir, verdadeiramente, o recrutamento de UMs quando os protocolos de carga alta e baixa são comparados pois, durante as contrações com cargas submáximas realizadas até a falha concêntrica, o limiar de recrutamento das UMs pode diminuir a fim de manter uma produção de força constante. Tal declínio poderia permitir um “desrecrutamento” momentâneo a fim de reduzir a fadiga das UMs (WESTAD; WESTGAARD; DE LUCA, 2003). Esta diminuição (ou redução) na ativação muscular implicaria que menos músculo é necessário para a tarefa dada ou maior eficiência de ativação muscular (MANGINE *et al.*, 2015), o que justificaria os achados do nosso estudo.

Este estudo teve várias limitações que devem ser consideradas ao extrapolar as conclusões com base nos resultados. A população utilizada consistia de homens jovens e com experiência em TR. Portanto, os resultados não devem ser generalizados para outras populações, incluindo indivíduos sem experiência, adolescentes, mulheres e idosos. Além disso a amostra foi pequena. Um dos grupos com 7 indivíduos e outro com apenas 4. Talvez isto tenha refletido na falta de diferença significativa entre os grupos.

Em conclusão, tanto o treinamento equalizado de cargas altas quanto o de cargas baixas, realizados até a falha muscular promoveram adaptações neuromusculares e morfológicas semelhantes. Portanto, utilização de cargas altas e baixas pode ser utilizada como zonas de treinamento na elaboração de programas de TR, visando a promoção das adaptações musculares, sem a preocupação de que os ganhos seriam significativamente comprometidos com a utilização de um ou outro.

REFERÊNCIAS

- ACSM, American College of Sports Medicine - Position Stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exer**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009a
- AKIMA, H; SAITO, A. Activation of quadriceps femoris including vastus intermedius during fatiguing dynamic knee extensions. **Eur J Appl Physiol**, v. 113, n. 11, p. 2829–2840, 2013
- BEHM, D.G. *et al.* Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. **J Strength Cond Res**, v. 19, n. 1, p. 193-201, 2005
- BURD, N.A., *et al.* Bigger weights may not beget bigger muscles: evidence from acute muscle protein synthetic responses after resistance exercise. **Appl. Physiol. Nutr. Metab**, v. 37, p. 551–554, 2012,
- CAMPOS, G.E. *et al.* Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. **Eur J Appl Physiol**, v. 88, n. 1-2, p. 50-60, 2002
- DAVIES, T.B. *et al.* Effect of Movement Velocity During Resistance Training on Dynamic Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**, v. 47, n. 8, p. 1603-1617, 2017
- FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A.G.; BUCHNER, A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods**, v. 39, n. 2, p. 175-191, 2007
- FINK, J.; KIKUCHI, N.; NAKAZATO, K. Effects of rest intervals and training loads on metabolic stress and muscle hypertrophy. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 38, n. 2, p. 261-268, 2016a
- FINK, J. *et al.* Impact of high versus low fixed loads and non-linear training loads on muscle hypertrophy, strength and force development. **Springerplus**, v.5, n. 1, p. 698 (1-8), 2016b
- GHOUAL, A. The effect of repetition ranges on maximal strength and hypertrophy. **Int. J. Phys. Ed. Fit. Sports**, v. 8, n. 4, p. 149-157, 2019
- GRGIC, J. *et al.* Effects of Rest Interval Duration in Resistance Training on Measures of Muscular Strength: A Systematic Review. **Sports Med**, v. 48, n. 1, p. 137-151, 2017a
- HAFF, G.G; TRIPLETT, T. **Essentials of Strength Training and Conditioning** / National Strength and Conditioning Association. 4th ed. Champaign, Human Kinetics, 2016
- IKEZOE, T. *et al.* Effects of low-load, higher-repetition versus high-load, lower-repetition resistance training not performed to failure on muscle strength, mass, and echo intensity in healthy young men: a time-course study. **J Strength Cond Res**, v. 34, n. 21, p. 3439-3445, 2020
- JENKINS, N.D.M. *et al.* Greater Neural Adaptations following High- vs. Low-Load Resistance Training. **Front Physiol**, v. 8, p. 331 (1-15), 2017

LASEVICIUS, T. *et al.* Effects of different intensities of resistance training with equated volume load on muscle strength and hypertrophy. **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 6, p. 772-780, 2018

MITCHELL, C.J. *et al.* Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. **J Appl Physiol**, v. 113, n. 1, p. 71–77, 2012

OGASAWARA, R. *et al.* Low-Load Bench Press Training to Fatigue Results in Muscle Hypertrophy Similar to High-Load Bench Press Training. **International Journal of Clinical Medicine**, v. 4, n. 2, p. 114-121, 2013

PETERSON, M.D.; RHEA, M.R.; ALVAR, B.A. Applications of the dose-response for muscular strength development: a review of meta-analytic efficacy and reliability for designing training prescription. **J Strength Cond Res**. v. 19, n. 4, p. 950–958, 2005

RADAELLI, R. *et al.* Dose-response of 1, 3, and 5 séries of resistance exercise on strength, local muscular endurance, and hypertrophy. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 5, p. 1349–1358, 2015

ROBERTSON, D.G.E. *et al.* **Research methods in biomechanics**. 2nd ed. Champaign, Human Kinetics, 2014

SALLES, B.F. *et al.* Rest Interval between Séries in Strength Training. **Sports Med**, v. 39, n. 9, p. 765-777, 2009

SCHOENFELD, B.J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 10, p. 2857-2872, 2010

SCHOENFELD, B.J. *et al.* Effects of different volume-equated resistance training loading strategies on muscular adaptations in well-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 28, n. 10, p. 2909-2918, 2014a

SCHOENFELD, B.J. *et al.* Muscle activation during low- versus high load resistance training in well-trained men. **Eur J Appl Physiol**. v. 114, n. 12, p. 2491-2497, 2014b

SCHOENFELD, B.J. *et al.* Influence of resistance training frequency on muscular adaptations in well-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 7, p. 1821–1829, 2015a

SCHOENFELD, B.J. *et al.* Effects of low- vs. High-load resistance training on muscle strength and hypertrophy in well-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 10, p. 2954–2963, 2015c

SCHOENFELD, B.J. *et al.*, Resistance Training Volume Enhances Muscle Hypertrophy but Not Strength in Trained Men. **Med. Sci. Sports Exerc** v. 51, n. 1, p. 94–103, 2018

SCHOENFELD, B.J. *et al.*, Calculating Set-Volume for the Limb Muscles with the Performance of Multi-Joint Exercises: Implications for Resistance Training Prescription. **Sports**, v. 7, n. 7, p.177, 2019

SCHOENFELD, B. J.; GRGIC, J. Effects of range of motion on muscle development during resistance training interventions: A systematic review. **SAGE Open Med**, v. 8, n. 1, 2020

- SCHOENFELD, B.J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J.W. Influence of resistance training frequency on muscular adaptations in well-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 7, p. 1821–1829, 2015b
- SCOTT, B.R. *et al.* Training monitoring for resistance exercise: theory and applications. **Sports Med**, v. 46, n. 5, p. 687-698, 2016
- SHEPHARD, R. J. PAR-Q, Canadian Home Fitness Test and exercise screening alternatives. **Sports Med**, v. 5, n. 3, p. 185-195, 1988
- SIMÃO, R. *et al.* Exercise order in resistance training. **Sports Med** v. 42, n. 3, p. 251-265, 2012
- TOMELERI, C.M. *et al.* Influence of resistance training exercise order on muscle strength, hypertrophy, and anabolic hormones in older women: a randomized controlled trial. **J Strength Cond Res** v. 34, n. 11, p. 3103–3109, 2020
- VIEIRA, J.G. *et al.* Resistance Training with Repetition to Failure or Not on Muscle Strength and Perceptual Responses. **J Exercise Physiology Online**. v. 22, n. 4, p. 165-175, 2019

4 ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO PEITORAL MAIOR E TRÍCEPS BRAQUIAL DURANTE O *DUMBBELL PULLOVER* REALIZADO COM CARGA ALTA EM DIFERENTES POSIÇÕES DOS COTOVELO DE HOMENS TREINADOS.

Estudo 3 (Artigo 3)

INTRODUÇÃO

Programas de Treinamento Resistido (TR), são frequentemente recomendados por promover adaptações musculoesqueléticas que resultam em aumentos da força e hipertrofia muscular (ACSM, 2009). Entretanto, com o avançar do tempo de prática em TR o crescimento muscular tende a ser atenuado (SCHOENFELD *et al.*, 2016). Para reduzir a atenuação e garantir a maximização das adaptações musculares, a literatura científica tem proposto a manipulação de variáveis como o volume (SCHOENFELD, OGBORN, *et al.*, 2017), intensidade (SCHOENFELD, GRGIC, *et al.*, 2017), duração do intervalo de recuperação entre as séries (GRGIC *et al.*, 2017), ordem de execução dos exercícios (SIMÃO *et al.*, 2012), velocidade de execução dos movimentos (DAVIES *et al.*, 2017), amplitude de movimento (NEWMIRE, WILLOUGHBY, 2018; SCHOENFELD, GRGIC, 2020) e a frequência semanal de treinamento (GRGIC *et al.*, 2018). Além disso, outras estratégias incluem a variação dos implementos através da utilização de diferentes barras e halteres (CAMPOS *et al.*, 2017; WELSCH *et al.*, 2005), assim como modificações nas empunhaduras (CLEMONS, AARON, 1997; LEHMAN, 2005; SIGNORILE *et al.*, 2002) nos quais os exercícios são realizados.

O *pullover* é caracterizado pelos movimentos de flexão e extensão da articulação glenoumeral (CAMPOS, SILVA, 2014; CAMPOS *et al.*, 2017; LEAVY, 2004; MARCHETTI, UCHIDA, 2011), podendo ser prescrito como um exercício complementar para o desenvolvimento dos músculos da parte anterior do tronco (CAMPOS, SILVA, 2014). Nesta linha, Marchetti, Uchida (2011) e Borges *et al.* (2018) encontraram maior ativação muscular do peitoral maior (PM) quando comparado ao latíssimo do dorso. Recentemente, Campos *et al.* (2017) não encontraram diferenças na atividade muscular das porções esternal e clavicular do PM, cabeça longa do tríceps braquial, porções anterior e posterior do deltoide, latíssimo do dorso e serrátil anterior. O exercício pode ser realizado com diversas posturas e empunhaduras. Os estudos de Campos e Silva (2014) e Marchetti e Uchida (2011), por exemplo, utilizaram uma barra reta e os cotovelos estendidos. O estudo de Campos *et al.* (2017) utilizou, além da

barra reta, halter, ambos com cotovelos estendidos. Todavia, considerando que a distância perpendicular entre o eixo do movimento (centro articular) até o ponto de aplicação da resistência (braço de resistência) altera a solicitação muscular (HAMILL *et al.*, 1999), estender os cotovelos durante a execução do *pullover* pode acarretar no aumento do braço de resistência o que levaria a um maior torque na musculatura alvo. Em contrapartida, quando os cotovelos estão flexionados, há um aumento na ativação da musculatura do TB devido ao trabalho muscular isométrico constante para manter o ângulo de 90° do cotovelo (HALL, 2016). Dessa forma, diferentes posições dos cotovelos podem alterar os padrões de ativação muscular e modificar a magnitude das adaptações neuromusculares (WAKAHARA *et al.*, 2013) tornando justificável a realização de estudos que avaliem a ativação muscular durante as variações de movimento típicas do TR.

Assim, considerando que a atividade muscular apresenta um papel fundamental na seleção dos exercícios (STASTNY *et al.*, 2017) e que sua resposta pode orientar treinadores e fisioterapeutas na escolha do movimento mais adequado em programas de TF e reabilitação (CAMPOS *et al.*, 2020), o objetivo do presente estudo foi comparar a atividade eletromiográfica dos músculos peitoral maior esternal (PME), PMC (peitoral maior clavicular) e tríceps braquial (TB), com diferentes posições dos cotovelos no exercício *dumbbell pullover*. A hipótese experimental considera que haverá maior ativação muscular nas porções do PM com o cotovelo estendido, devido ao maior torque gerado. Entretanto, para o TB, entende-se que, devido à contração isométrica sustentada durante todo o movimento com os cotovelos fletidos, uma maior ativação nessa musculatura é esperada.

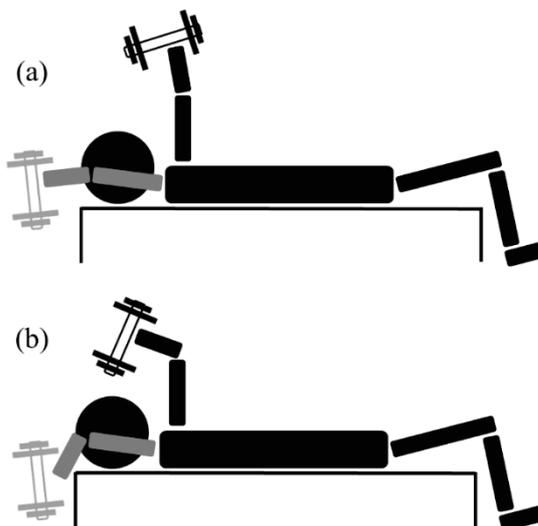
METODOLOGIA

Desenho Experimental

Para comparar a ativação muscular das porções esternal (PME) e clavicular (PMC) do PM, e tríceps braquial cabeça longa (TB), o presente estudo utilizou um delineamento cruzado com entrada contrabalançada. Durante a primeira sessão, os participantes foram avaliados quanto à massa corporal e estatura, e foram informados sobre todos os procedimentos que envolveriam o processo de coleta de dados. Durante a segunda sessão um teste de 10 repetições máximas (RM) ocorreu para determinação da carga que seria utilizada nas sessões experimentais. Durante a terceira e quarta sessões foram coletados os dados da ativação muscular nas diferentes formas de execução do *dumbbell pullover* (Figura 3). Para todas as

sessões um intervalo de 48 a 72 horas foi aplicado. Todos os participantes foram instruídos a não ingerir nenhum tipo de alimento que contenha álcool ou cafeína, e a não realizar nenhum exercício vigoroso nas 24 horas que antecederem os testes.

Figura 3. *Dumbbell pullover* com cotovelos estendidos (a) e flexionados (b).



Participantes

Participaram do estudo 13 homens universitários (idade: $25,9 \pm 3,0$ anos; massa corporal: $75,3 \pm 10,4$ kg; estatura: $175,1 \pm 6,6$ cm; IMC: $24,4 \pm 2,0$ kg/m²) com experiência mínima de pelo menos 12 meses em TF. Como critérios de inclusão os participantes deveriam apresentar ausência de histórico de dor, lesão muscular e/ou articular nos membros inferiores e superiores, assim como não apresentar limitações na amplitude articular dos ombros. Todos os participantes responderam negativamente as questões do PAR-Q (SHEPHARD, 1988). Após concordarem em participar do estudo, os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos da Universidade Federal de Juiz de Fora (nº 3.749.878).

Avaliação antropométrica

Inicialmente, os participantes realizaram a avaliação antropométrica para a caracterização amostral. Para isso, foi mensurada a massa corporal total utilizando uma balança digital (HBF-514C, OMRON®, Brasil) e a estatura utilizando um estadiômetro de parede (Standard, Sanny®, Brasil). Todas as medidas foram realizadas por um único avaliador, responsável e experiente nos procedimentos de avaliação.

Teste de dez repetições máximas – 10RM

O teste de 10RM foi realizado no exercício *pullover dumbbell* com cotovelos estendidos e flexionados. Os testes foram conduzidos, em ordem contrabalançada, em dias não consecutivos, separados por 48 horas. O protocolo dos testes seguiu as recomendações da *National Strength and Conditioning Association* (NSCA, 2016). Os participantes foram orientados a não realizarem exercícios durante os dias dos testes. Os valores de 10RM foram determinados dentro de cinco tentativas com intervalos de repouso de quatro minutos.

Para a realização dos exercícios, os participantes, inicialmente, deitaram-se em decúbito dorsal em um banco (SMAB, LifeFitness, Hungary). A cabeça, as costas e os quadris estavam em contato com o banco e os pés apoiados no chão o tempo todo. Cada participante segurou a extremidade do halter com as duas mãos formando um ângulo de 90° entre braços e o tronco. A fase excêntrica do movimento, consistiu em uma flexão dos ombros, mantendo os cotovelos com uma leve flexão (estendido) ou a 90° de flexão (fletido) durante toda a amplitude de movimento, até que fosse atingido um ângulo de 180° da articulação glenoumeral, controlado por uma corda que os participantes tocavam quando atingiam a amplitude total de movimento. Após atingir 180°, iniciou-se a fase concêntrica, onde os participantes realizaram uma extensão do ombro até que o halter retornasse à posição inicial (LEAVY, 2004). Durante ambos os exercícios, o movimento foi controlado através de um goniômetro digital (New Miotool, Miotec®, Brasil).

Para minimizar erros durante os testes de 10 RM, todos os participantes receberam instruções padrão sobre a técnica correta de execução do exercício. Os testes foram supervisionados pelos pesquisadores, sendo que durante a realização dos exercícios todos os participantes receberam encorajamento verbal. Além disso, um aquecimento específico padrão composto por três séries para 10, 5, e 3 repetições com carga progressiva estimada (leve, moderada e pesada), respectivamente, foi realizado.

Procedimentos

No início das sessões experimentais, todos os participantes realizaram 10 repetições de cada exercício como um aquecimento, com cargas ajustadas a 45% de 10RM. Após um intervalo de descanso de quatro minutos (NSCA, 2016), os participantes executaram uma única série de 10 repetições com cargas ajustadas a 90% de 10RM para a coleta de dados da atividade eletromiográfica. Em ambos os exercícios foi empregado a mesma amplitude de movimento (controlado por uma corda que os participantes tocavam quando atingiam a amplitude total de movimento). Durante todos os exercícios, a velocidade de movimento (cadência) foi mantida

em (2/0/2/0), ou seja, uma fase excêntrica de 2-s, 0-s, ou seja, nenhuma interrupção na fase de transição, uma fase concêntrica de 2-s, e 0-s, ou seja, nenhum descanso antes da repetição seguinte (Wilk *et al.*, 2018) utilizando um metrônomo digital (DM50, Seiko S-Yard CO, Japão). O *dumbbell pullover* foi realizado assim como descrito no teste de 10RM. Para a execução do *dumbbell pullover*, foram utilizados os seguintes materiais e equipamentos: (a) *dumbbells* (Physicus®, Auriflama, Brasil) com 20 cm de diâmetro, tamanhos que variavam de 23 a 32,5 cm e carga de 12 a 32 kg, respectivamente; (b) um banco ajustável (SMAB, LifeFitness, Hungary).

Eletromiografia

Os participantes passaram por processo de tricotomia, abrasão e limpeza da pele com gaze e álcool isopropílico. Em seguida os eletrodos de superfície (modelo 2223 BR, 3M®, Campinas, Brasil), com gel condutor e superfície de captação de AgCl de 1 cm de diâmetro com distância de 2 cm centro a centro foram colocados no sentido da disposição das fibras musculares dos músculos PME, PMC e TB do lado dominante (Behm *et al.*, 2005) seguindo as recomendações do atlas de eletromiografia (BARBERO *et al.*, 2012). Para o PME, os eletrodos foram colocados a uma distância correspondente a 76% da distância entre o acrômio da escápula e o processo xifóide do esterno. Para o PMC, os eletrodos foram colocados a uma distância correspondente a 40% da distância entre o acrômio da escápula e o processo xifóide do esterno. Para o TB, os eletrodos foram colocados a uma distância correspondente a 48% da distância entre o acrômio da escápula e o epicôndilo medial do úmero. Um eletrodo de referência foi colocado no epicôndilo lateral do cotovelo do lado dominante em cada participante (BARBERO *et al.*, 2012). Para coletar o sinal eletromiográfico, foi utilizado um eletromiógrafo (New Miotool, Miotec®, Brasil) com 8 canais de entrada, 16 Bits de resolução e taxa de amostra de 2000hz. Para analisar os dados, foram removidas a primeira e última repetição, a partir do sinal bruto (RAW), a fim de evitar a interferência por meio de ajuste corporal e por fadiga neuromuscular, respectivamente. O sinal eletromiográfico foi processado utilizando um filtro *butterworth* de 4ª ordem do tipo passa-banda, com atraso de fase zero, e com frequência de corte de 20-500 Hz, com *notch* de 60 Hz. A normalização do sinal eletromiográfico ocorreu a partir do método do pico dinâmico, onde o maior sinal encontrado nas contrações dinâmicas foi utilizado para relativizar os valores (Robertson *et al.*, 2013). A amplitude do sinal foi calculada por uma *root mean square* (RMS) com janela móvel de 100ms. Para análise e processamento dos dados, foi utilizado o software MiotecSuite 1.0 (New Miotool, Miotec®, Brasil).

Análise estatística

Para adotar o tipo de estatística e a distribuição da amostra, a função de distribuição de probabilidade foi testada pelo teste de *Shapiro-Wilk* e para verificar a homoscedasticidade utilizou-se o teste de *Levene*. Posteriormente, foi adotada uma estatística paramétrica descritiva através da média \pm desvio-padrão. Em seguida, *ANOVA two-way* (posição x músculos) foi utilizada para verificar a diferença na ativação eletromiográfica dos músculos, seguido de análise *post-hoc* de *Tukey*. O f^2 de Cohen foi aplicado para estimar o tamanho do efeito (TE), com a magnitude do efeito classificada como: pequena (0,2), moderada (0,6) ou grande (1,2) (Hopkins *et al.*, 2009). Para todas as análises o nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0,05$), utilizando o *software* estatístico GraphPad (Prism 8.0.1, San Diego, CA, EUA).

RESULTADOS

Os valores de ativação eletromiográfica estão apresentados em percentil médio do *root mean square* (RMS). A *ANOVA two-way* não mostrou interação dos músculos com as posições dos cotovelos [F (3, 36) = 1.2; $p = 0,312$] e entre as posições do cotovelo [F (1, 12) = 1.0; $p = 0,332$] (Tabela 8), porém apresentou efeito entre os músculos [F (3, 36) = 11; $p < 0,001$].

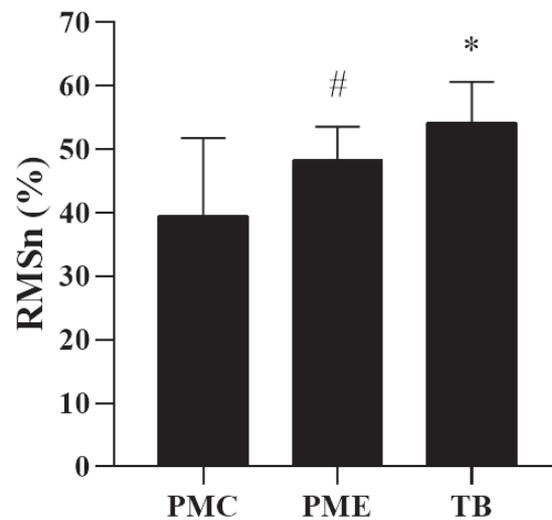
Tabela 8. Comparação da ativação eletromiográfica entre as diferentes posições do cotovelo

	ESTENDIDO (%)	FLETIDO (%)	<i>p</i> - valor	TE
PMC	39,59 \pm 12,17 (46,94 – 32,23)	40,88 \pm 7,76 (45,57 – 36,19)	0,967	0,123 (pequeno)
PME	48,41 \pm 5,14 (51,51 – 45,30)	43,96 \pm 6,78 (48,06 – 39,87)	0,409	0,715 (moderado)
TB	54,22 \pm 6,38 (58,07 – 50,36)	56,09 \pm 7,90 (60,86 – 51,32)	0,910	0,253 (pequeno)

Dados apresentados em média \pm SD (95% IC); RMS: root mean square; PMC: porção clavicular do peitoral maior; PME: porção esternal do peitoral maior; TB: cabeça longa do tríceps braquial; TE: tamanho do efeito.

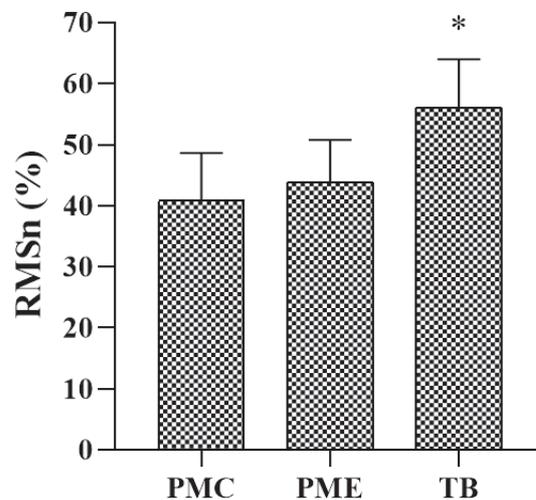
Em ambas posições, a ativação eletromiográfica do TB foi maior que o PMC (estendido: $p < 0,001$; flexionado: $p < 0,001$) (figuras 3 e 4). Quando comparado com o PME, o TB apresentou maior ativação com cotovelos fletidos ($p = 0,002$) (figura 4) e não com cotovelos estendidos ($p = 0,283$) (figura 3). Foi encontrado uma maior ativação no PME quando comparado ao PMC na posição com cotovelos estendidos ($p = 0,039$) (figura 3).

Figura 3. Ativação eletromiográfica com os cotovelos estendidos



RMS: *root mean square*; PMC: porção clavicular do peitoral maior; PME: porção esternal do peitoral maior; TB: cabeça longa do tríceps braquial; * Diferença significativa em relação a porção clavicular do peitoral maior ($p < 0.05$); # Diferença significativa em relação a porção clavicular do peitoral maior ($p < 0.05$).

Figura 4. Ativação eletromiográfica com os cotovelos fletidos



RMS: *root mean square*; PMC: porção clavicular do peitoral maior; PME: porção esternal do peitoral maior; LD: latíssimo do dorso; TB: cabeça longa do tríceps braquial; * Diferença significativa em relação a porção clavicular e esternal do peitoral maior ($p < 0.05$).

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a atividade eletromiográfica dos músculos PME, PMC e TB com diferentes posições dos cotovelos no exercício *dumbbell pullover*. Os resultados encontrados rejeitaram nossa hipótese experimental, pois não foram observadas diferenças significativas nos músculos estudados nas diferentes posições dos cotovelos no *dumbbell pullover*. Entretanto, quando comparado os diferentes músculos, podemos perceber que o TB teve uma solicitação maior que o PMC, independentemente da posição do cotovelo.

O TB tem sua ativação substancialmente aumentada quando os cotovelos estão flexionados contra a gravidade, devido ao trabalho muscular isométrico constante para manutenção do ângulo de 90° do cotovelo (HALL, 2016). Acreditamos que tal ação isométrica constante do TB possa explicar, em partes, a maior ativação muscular quando comparado as outras musculaturas avaliadas em nosso estudo, principalmente quando sob ação de uma carga externa (CAMPOS *et al.*, 2017). Resultados similares foram encontrados por Campos e Silva (2014) que compararam a ativação muscular do TB entre o *pullover* e o supino reto, ambos realizados com barra. Esses resultados destacam importância do TB no movimento de extensão da articulação glenoumeral (TIWANA *et al.*, 2020).

Vale ressaltar que estudos anteriores apresentaram uma grande diferença de ativação do PM quando comparado ao latíssimo do dorso, sendo que a diferença na ativação foi de aproximadamente 90% (BORGES *et al.*, 2018; CAMPOS *et al.*, 2017; MARCHETTI, UCHIDA, 2011). Campos *et al.* (2017), além de encontrarem uma ativação superior no TB, também demonstraram uma maior ativação no PM comparado ao latíssimo do dorso, enquanto Borges *et al.* (2018) demonstraram uma maior ativação do PME seguido pelo TB e latíssimo do dorso, respectivamente. Considerando tais resultados, podemos destacar a pequena contribuição do latíssimo do dorso no movimento de extensão partindo de 180° de flexão da articulação glenoumeral (MARCHETTI, UCHIDA, 2011), o que justifica a prescrição do movimento *dumbbell pullover* para o desenvolvimento dos músculos da parte superior e anterior do corpo.

A falta de estudos que tenham comparado a ativação eletromiográfica do PME e PMC no *dumbbell pullover*, impedem que possamos melhor compreender estes resultados. Campos e Silva (2014) não apresentaram diferenças na ativação eletromiográfica entre as diferentes porções do PM. Podemos especular, assim como contextualizado em nossa hipótese, que a maior ativação no PME com os cotovelos estendidos, tenha ocorrido em função de uma possível mudança na relação comprimento-tensão proporcionado no *dumbbell pullover*. Assim, diferentes estratégias de posicionamento articular adotadas na manipulação dos implementos,

podem implicar em diferentes solicitações musculares, sendo de grande relevância no contexto prático.

Alguns aspectos também podem influenciar os resultados quando utilizado o método de eletromiografia. A normalização do sinal eletromiográfico é importante, uma vez que a forma utilizada para normalizar o sinal e o ponto de referência de colocação dos eletrodos interferem diretamente nos resultados. Outros estudos (CAMPOS, SILVA, 2014; CAMPOS *et al.*, 2017) apresentaram resultados diferentes nos mesmos exercícios. Borges *et al.* (2018) e Campos e Silva (2014) utilizaram o método para normalização do sinal eletromiográfico através do pico dinâmico e Campos *et al.* (2017) utilizaram a contração voluntária isométrica máxima. De acordo com Robertson *et al.* (2013), a melhor forma de normalizar o sinal durante contrações dinâmicas é através do pico dinâmico, como utilizado no presente estudo. A técnica de usar a contração voluntária isométrica máxima para normalização do sinal eletromiográfico, pode não ser o ideal quando a investigação requer contrações dinâmicas. Na verdade, erros de interpretação podem ser resultado da normalização pela contração voluntária isométrica máxima (MIRKA, 1991). Uma alternativa para contrações dinâmicas é usar a atividade eletromiográfica máxima durante alguma parte de referência da própria contração. A amplitude máxima de eletromiografia, então, é representada como 100%, e as amplitudes de EMG em outras partes do ciclo do movimento são normalizadas para este valor máximo (ROBERTSON *et al.*, 2013).

Esse é o primeiro estudo que compara diferentes posições da articulação do cotovelo na execução do *pullover dumbbell*. Outros estudos realizaram comparações entre diferentes exercícios: *pullover* com barra vs supino reto com barra (CAMPOS, SILVA, 2014), diferentes posições no *Ab Wheel Rollout* (MARCHETTI *et al.*, 2015), *pullover* com barra vs *dumbbell pullover* (CAMPOS *et al.*, 2017) e supino reto com barra, puxador alto costas, tríceps testa e *pullover* com barra (BORGES *et al.*, 2018). Reconhecemos algumas limitações do presente estudo, como, tamanho da amostra, utilização de outras empunhaduras para a realização do exercício e, talvez, a forma de normalização do sinal eletromiográfico, uma vez que este procedimento ainda é motivo de grande divergência na literatura quando são analisados exercícios dinâmicos.

Conclusão

O TB apresentou grande ativação no movimento de extensão da articulação glenoumeral no exercício *dumbbell pullover*, independentemente da posição do cotovelo. Contudo, ressaltamos que, o *dumbbell pullover* com cotovelos estendidos apresenta uma forte solicitação

do PME. Logo, a grande ação do PM pode ser um fator importante a se levar em consideração na elaboração de programas de treinamento que visem o aumento da força e hipertrofia para a parte superior e anterior do tronco. Porém, reforçamos a necessidade de mais pesquisas com o exercício *pullover* e suas muitas técnicas de execução e empunhaduras (barra, halter, cabo), bem como com amplitudes diferentes para melhor explicar sua aplicação nos programas de treinamento de força.

Aplicação prática

Como trata-se de um exercício que realiza a extensão do ombro, possibilita uma variação de movimento para exercícios de peitoral (parte anterior e superior do tronco). Uma vez que a maioria dos exercícios trabalham realizando adução horizontal do ombro, este exercício proporciona estímulos diferentes para as fibras musculares. Além disso, para indivíduos que possuem alguma limitação de movimento, desconforto ou dor na articulação do ombro, a possibilidade de realizar o exercício com os cotovelos flexionados, ou seja, com melhor braço de alavanca, e sem diminuição significativa na ativação muscular, pode ser mais seguro e confortável para o praticante.

REFERÊNCIAS

- ACSM. (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009
- BARBERO, M.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. **Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications**. Springer Science & Business Media, 2012
- BEHM, D.G. *et al.* Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. **J Strength Cond Res**. v. 19, n. 1, p. 193-201, 2005
- BORGES, E. *et al.* Resistance training acute session: pectoralis major, latissimus dorsi and triceps brachii electromyographic activity. **J Phys Educ**. v.18, n. 2, p. 648-653, 2018
- CAMPOS, Y.A.C.; SILVA, S.F. Comparison of electromyographic activity during the bench press and barbell pullover exercises. **Motriz**. v. 20, n. 2, p. 200-205, 2014
- CAMPOS, Y.A.C.; SOUZA, H.L.R.; SILVA, S.F.; MARCHETTI, P.H. The use of barbell or dumbbell does not affect muscle activation during pullover exercise. **Rev Bras Med Esporte**. v. 23, n. 5, p. 357-360, 2017
- CAMPOS, Y.A.C. *et al.* Different shoulder exercises affect the activation of deltoid portions in resistance-trained individuals. **J Hum Kinet**. v. 75, n. 1, p. 5-14, 2020
- CLEMONS, J.M.; AARON, C. Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. **J Strength Cond Res**. v. 11, n. 2, p. 82-87, 1997
- DAVIES, T.B. *et al.* Effect of Movement Velocity During Resistance Training on Dynamic Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**. v. 47, n. 8, p. 1603-1617, 2017
- GRGIC, J. *et al.* The effects of short versus long inter-set rest intervals in resistance training on measures of muscle hypertrophy: A systematic review. **Eur J Sport Sci**. v. 17, n. 8, p. 983-993, 2017
- GRGIC, J. *et al.* Effect of Resistance Training Frequency on Gains in Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**. v. 48, n. 5, p. 1207-1220, 2018
- HALL, S. **Biomecânica Básica**. 7^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016
- HAMILL, J. *et al.* **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999
- HOPKINS, W.G.; MARSHALL, S.W.; BATTERHAM, A.M.; HANIN, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. **Med Sci Sports Exerc**. v.41, n. 1, p. 3-13, 2009
- LEAVY, C.M. Dumbbell Pullover. **Strength Condit J**. v. 26, n. 2, p. 48-49, 2004
- LEHMAN, G.J. The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. **J Strength Cond Res**. v. 19, n. 3, p. 587-591, 2004

MARCHETTI, P.H. *et al.* Muscle activation pattern during isometric ab wheel rollout exercise in different shoulder angle-positions. **MedicalExpress**. v. 2, n. 4, 2015

MARCHETTI, P.H.; UCHIDA, M.C. Effects of the pullover exercise on the pectoralis major and latissimus dorsi muscles as evaluated by EMG. **J Appl Biomech**. v. 27, n. 4, p. 380-384, 2011

MIRKA, G.A. The quantification of EMG normalization error. **Ergonomics**. v. 34, n. 3, p. 343-352, 1991

NEWMIRE, D.E.; WILLOUGHBY, D.S. Partial Compared with Full Range of Motion Resistance Training for Muscle Hypertrophy: A Brief Review and an Identification of Potential Mechanisms. **J Strength Cond Res**. v. 32, n. 9, p. 2652-2664, 2018

NSCA. **Essentials of strength training and conditioning** (4^a ed.). Human kinetics, 2016.

ROBERTSON D.G.E. *et al.* **Research methods in biomechanics**. Human kinetics, 2013.

SCHOENFELD, B.J.; GRGIC, J. Effects of range of motion on muscle development during resistance training interventions: A systematic review. **SAGE Open Med**. v. 8, n. 1, 2020

SCHOENFELD, B.J.; GRGIC, J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J.W. Strength and Hypertrophy Adaptations Between Low- vs. High-Load Resistance Training: A Systematic Review and Meta-analysis. **J Strength Cond Res**. v. 31, n. 12, p. 3508-3523, 2017

SCHOENFELD, B.J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J.W. Effects of Resistance Training Frequency on Measures of Muscle Hypertrophy: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**. v. 46, n. 11, p. 1689-1697, 2016

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. **J Sports Sci**. v. 35, n. 11, p. 1073-1082, 2017

SHEPHARD, R.J. PAR-Q, Canadian Home Fitness Test and exercise screening alternatives. **Sports Med**. v. 5, n. 3, p. 185-195, 1988

SIGNORILE, J.F.; ZINK, A.J.; SZWED, S.P. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down. **J Strength Cond Res**. v. 16, n. 4, p. 539-546, 2002

SIMÃO, R. *et al.* Exercise order in resistance training. **Sports Med**. v. 42, n. 3, p. 251-265, 2012

STASTNY, P. *et al.* A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. **PLoS One**. v. 12, n. 2, 2017

TIWANA, M.S.; SINKLER, M.A.; BORDONI, B. (2020). Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Triceps Muscle. In StatPearls. **StatPearls Publishing Copyright** © 2020, StatPearls Publishing LLC.

WAKAHARA, T.; FUKUTANI, A.; KAWAKAMI, Y.; YANAI, T. Nonuniform muscle hypertrophy: its relation to muscle activation in training session. **Med Sci Sports Exerc.** v. 45, n. 11, p. 2158-2165, 2013

WELSCH, E.A.; BIRD, M.; MAYHEW, J.L. Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. **J Strength Cond Res.** v. 19, n. 2, p. 449-452, 2005

WILK, M. *et al.* Does Tempo of Resistance Exercise Impact Training Volume? **J Hum Kinet.** v. 62, n. 1, p. 241-250, 2018

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante da proposta apresentada para esta tese, em melhor compreender a importância do estudo das variáveis que interferem no TR, é possível considerar que os resultados encontrados são de alto grau de aplicabilidade no auxílio aos profissionais que atuam na intervenção do treinamento resistido em academias, clubes, estúdios ou mesmo no treinamento personalizado, como forma de melhorar as condições de saúde, estética e rendimento dos seus alunos, e também aos treinadores que utilizam do TR na melhora da performance dos seus atletas.

No primeiro estudo buscamos verificar na literatura a relação entre volume e intensidade no TR e seu desfecho na força, resistência, hipertrofia e sinal eletromiográfico. Percebe-se que a faixa de carga utilizada para a hipertrofia muscular possui grande variação. Cargas acima de 30% já são suficientes para aumentar o volume muscular. Contudo, ainda não podemos afirmar que para percentuais de carga baixa é necessário que as repetições sejam levadas até a falha concêntrica. Embora haja aumento na força e resistência muscular com trabalhos utilizando cargas altas ou baixas, parece haver uma forte tendência para que o desenvolvimento da força máxima seja com a utilização de cargas mais altas e da resistência muscular com cargas mais baixas.

No segundo estudo, visando contribuir para o melhor entendimento da relação volume e intensidade, utilizando exercícios levados até a falha muscular momentânea em uma periodização linear, os dados mostraram não haver diferenças nas variáveis estudadas entre os dois grupos. Porém, o tamanho amostral pode ter interferido nas respostas obtidas. Além disso, o grupo de indivíduos utilizado não permite uma maior extrapolação dos dados para outras populações.

Finalizando, o estudo três mostra que mudanças de posição, empunhadura ou ângulos articulares podem trazer ativações musculares diferentes. Isto mostra a importância da seleção dos exercícios na elaboração de programas de TR. As análises baseadas simplesmente nos movimentos articulares realizados podem não ser suficientes para determinar a musculatura envolvida. São necessárias avaliações mais profundas, verificando tamanho de braço de resistência, sentido das fibras musculares e amplitude de movimento.

A partir dos resultados apresentados percebe-se que ainda temos muito caminho a percorrer para elucidar todas as nuances do TR. Isto se faz extremamente necessário para

possibilitar um melhor atendimento aos alunos que utilizam o TR para melhora da estética corporal e da saúde e para aqueles que buscam uma melhor preparação física.

Algumas possíveis sugestões para novos estudos, mesmo sabendo de todas as dificuldades, seriam: utilização de populações distintas (mulheres, idosos), maior número de indivíduos, maior tempo de intervenção, maior número de exercícios para ver o efeito acumulativo destes exercícios nas respostas musculares (força, resistência, hipertrofia), utilização de mais variáveis do treinamento em uma mesma coleta de dados para se aproximar da realidade do treinamento dos alunos, utilização de instrumentos que possibilitem melhor utilização no dia a dia.

As ações acima e outras tantas que possam surgir, devem buscar a aproximação real da ciência do treinamento com a prática. Para isso, tanto os cientistas devem adequar suas investigações à realidade da prática, quanto os treinadores devem ir na direção que na prática a teoria não é outra. Por fim, todas estas considerações e sugestões estão na direção de explorar o máximo possível as variáveis que cercam o TR. Tudo isso, faz crer que, compreender e melhorar a intervenção dos treinadores e professores torna-se determinante na busca de melhores tomadas de decisão que possam influenciar na maior eficiência dos programas de treinamento.

REFERÊNCIAS

ACSM, American College of Sports Medicine - Position Stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exer**, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009a

ACSM, American College of Sports Medicine - Position Stand. Exercise and Physical Activity for Older Adults. **Med Sci Sports Exer**, v. 41, n. 7, p. 1510-1530, 2009b

ACSM, American College of Sports Medicine - Position Stand. Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparently Healthy Adults: Guidance for Prescribing Exercise. **Med Sci Sports Exer**, v. 43, n. 7, p. 1334-1359, 2011

AFONSO *et al.* A systematic review of meta-analyses comparing periodized and non-periodized exercise programs: why we should go back to original research. **Frontiers in Physiology** v. 10, p. 1023, 2019

BARBERO, M.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A. **Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications**. Springer Science & Business Media, 2012

BATBAYAR, Y. *et al.* Effect of various hand position widths on scapular stabilizing muscles during the push-up plus exercise in healthy people. **J. Phys. Ther. Sci**, v. 7, n. 8, p. 2573–2576, 2015

BIRD, S.P.; TARPENNING, K.M.; MARINOF, E. Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: a review of the acute programme variables. **Sports Med**, v. 35, n. 10, p. 841-51, 2005

CAMPOS, Y.A.C. *et al.* Different Shoulder Exercises Affect the Activation of Deltoid Portions in Resistance-Trained Individuals. **Journal of Human Kinetics**, v. 75, n. 1, p. 5-14, 2020

CKILIBECK, P.D. *et al.* A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women. **Eur J Appl Physiol**, v. 77, n. 1-2, p. 170-175, 1997

CLAFLIN, L. *et al.* Effects of high- and low-velocity resistance training on the contractile properties of skeletal muscle fibers from young and older humans. **J Appl Physiol**, v. 111, n. 4, p. 1021-1030, 2011

CECCATO, M. *et al.* Treinamento com pesos, velocidade de movimento e desempenho muscular: uma revisão sistemática. **Rev Bras Ativ Fis Saúde**, v. 18, n. 5, p. 536-545, 2013

CONTRERAS, B. *et al.* A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyography Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance-Trained Females. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 32, n. 1, p. 16 -22, 2016

CORRADI, E.F.F. *et al.* Acute physiological responses with varying load or time under tension during a squat exercise: a randomized cross-over design. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 24, n.2, p. 171-176, 2020

- DAMAS, F. *et al.* Individual muscle hypertrophy and strength responses to high vs. Low resistance training frequencies. **J Strength Cond Res**, v. 33, n. 4, p. 897-901, 2019
- DAVIES, T.B. *et al.* Effect of Training Leading to Repetition Failure on Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**, v. 46, n. 4, p. 487-502, 2015
- DAVIES, T.B. *et al.* Effect of Movement Velocity During Resistance Training on Dynamic Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**, v. 47, n. 8, p. 1603-1617, 2017
- DEBELISO, M. *et al.* A comparison of periodised and fixed repetition training protocol on strength in older adults. **J Sci Med Sport**, v. 8, n. 2, p. 190-199, 2005
- DE LUCA, C.J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997
- DE SOUZA, E.O. *et al.* Different Patterns in Muscular Strength and Hypertrophy Adaptations in Untrained Individuals Undergoing Nonperiodized and Periodized Strength Regimens. **J Strength Cond Res**, v. 32, n. 5, p. 1238-1244, 2018
- DICKIE, J.A. *et al.* Electromyographic analysis of muscle activation during pull-up variations. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 32, p. 30-36, 2017
- DRINKWATER, E.J. *et al.* Training leading to repetition failure enhances bench press strength gains in elite junior athletes. **J Strength Cond Res**, v. 19, n. 2, p. 382-388, 2005
- ELLWANGER, BRENTANO, KRUEL, Efeito da utilização de diferentes velocidades do treino de força em marcadores indiretos de lesão muscular. **Rev. bras. Educ. Fis. Esp**, v.21, n.4, p.259-70, 2007.
- FIGUEIREDO, T. *et al.* The influence of exercise order on local muscular endurance during resistance training in women. **Human Movement**, v. 12, n. 3, p. 237- 241, 2011
- FIGUEIREDO, V.C.; SALLES, B.F.; TRAJANO, G.S. Volume for Muscle Hypertrophy and Health Outcomes: The Most Effective Variable in Resistance Training. **Sports Med**, v. 48, n. 3, p. 499-505, 2017
- FINK, J.; KIKUCHI, N.; NAKAZATO, K. Effects of rest intervals and training loads on metabolic stress and muscle hypertrophy. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 38, n. 2, p. 261-268, 2016
- FISHER, J. *et al.*, Evidence-based resistance training recommendations. **Med Sport**, v. 15, n. 3, p. 147-162, 2011
- FISHER, J.; STEELE, J.; SMITH, D. Evidence-based resistance training recommendations for muscular hypertrophy. **Med Sport**, v. 17, n. 4, p. 217-235, 2013
- FLECK, S.J. Periodized Strength Training: A Critical Review. **J Strength Cond Res**, v. 13, n. 1, p. 82-89, 1999
- GONZÁLEZ-BADILLO, J.J.; SÁNCHEZ-MEDINA, L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. **Int J Sports Med**, v. 31, n. 5, p. 347-352, 2010

GRGIC, J. *et al.* Effects of Rest Interval Duration in Resistance Training on Measures of Muscular Strength: A Systematic Review. **Sports Med**, v. 48, n. 1, p. 137-151, 2017a

GRGIC, J. *et al.* Effects of linear and daily undulating periodized resistance training programs on measures of muscle hypertrophy: a systematic review and meta-analysis. **PeerJ**, v. 5, e3695, 2017b

HAFF, G.G.; TRIPLETT, T. **Essentials of Strength Training and Conditioning** / National Strength and Conditioning Association. 4 Edição. Human Knetics, 2016

HARRIES, S.K.; LUBANS, D.R.; CALLISTER, R. Systematic review and meta-analysis of linear and undulating periodized resistance training programs on muscular strength. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 4, p. 1113–1125, 2015

HEADLEY, S.A. *et al.* Effects of lifting tempo on one repetition maximum and hormonal responses to a bench press protocol. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 2, p. 406-413, 2011

HOEGER, W.W.K. *et al.* Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum: a comparison between untrained and trained males and females. **Journal of Applied Sport Science Research**, v. 4, n. 2, p. 47-54, 1990

IDE, B.N. *et al.* Time course of strength and power recovery after resistance training with different movement velocities. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 7, p. 2025-2033, 2011

JOVANOVIĆ, M; FLANAGAN, E.P. Researched applications of velocity based strength training. **Journal of Australian Strength and Conditioning**, v. 22, n. 2, p. 58-69, 2014

KRAEMER, W.J.; RATAMESS, N.A. Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription. **Med. Sci. Sports Exerc**, v. 36, n. 4, p. 674-688, 2004.

KRIEGER, J.W. Single vs. multiple séries of resistance exercise for muscle hypertrophy: a meta-analysis. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 4, p. 1150–1159, 2010

LASEVICIUS, T. *et al.* Effects of different intensities of resistance training with equated volume load on muscle strength and hypertrophy. **European Journal of Sport Science**, v. 18, n. 6, p. 772-780, 2018

LEE, S.; LEE, D.; PARK, J. The Effect of Hand Position Changes on Electromyographic Activity of Shoulder Stabilizers during Push-up Plus Exercise on Stable and Unstable Surfaces. **J. Phys. Ther. Sci** v. 25, n. 8, p. 981–984. 2013

LOPES, C.R. *et al.* Fast contraction velocity in resistance exercise induces greater total volume load lifted and muscle strength loss in resistance-trained men. **Rev Andal Med Deporte**, v. 5, n. 3, p. 83-90, 2012.

LOPES, C.R. *et al.* Efeito do intervalo entre sessões de exercício de força sobre o desempenho neuromuscular. **Rev Bras Med Esporte**, v. 20, n. 5, p. 402-405, 2014

MARTÍNEZ-CAVA, A. *et al.* Velocity- and power-load relationships in the half, parallel and full back squat. **Journal of Sports Sciences**, v. 37, 2018

- MARTORELLI, A.S. *et al.* The interplay between internal and external load parameters during different strength training sessions in resistance-trained men. **European Journal of Sport Science**, v. 21, n. 1, p. 16-25, 2021
- MARX, J.O. Low-volume circuit versus high-volume periodized resistance training in women. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 4, p. 635-43, 2001.
- MINOZZO, F.C. *et al.* Periodização do treinamento de força: uma revisão crítica. **R. Bras. Cien e Mov**, v. 16, n. 1, p. 89-97, 2008.
- MITCHELL, C.J. *et al.* Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. **J Appl Physiol**, v. 113, n. 1, p. 71–77, 2012
- MORAES, E. *et al.* Influence of exercise order on the number of repetitions in untrained teenagers. **MTP&RehabJournal**, v. 14: 326, p. 1-5, 2016
- MUYOR, J.M. *et al.* Evaluation and comparison of electromyographic activity in bench press with feet on the ground and active hip flexion. **PLOS ONE**, v. 14, n. 6, e0218209, 2019
- NAZARI, M.; AZARBAYJANI, M.A.; AZIZBEIGI, K. Effect of Exercise Order of Resistance Training on Strength Performance and Indices of Muscle Damage in Young Active Girls. **Asian J Sports Med**, v. 7, n. 3, e30599, 2016
- OGASAWARA, R. *et al.* Low-Load Bench Press Training to Fatigue Results in Muscle Hypertrophy Similar to High-Load Bench Press Training. **International Journal of Clinical Medicine**, v. 4, n. 2, p. 114-121, 2013
- PRATT, J. *et al.* Forearm electromyographic activity during the deadlift exercise is affected by grip type and sex. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 53, 102428, 2020
- RADAELLI, R. *et al.* Dose-response of 1, 3, and 5 séries of resistance exercise on strength, local muscular endurance, and hypertrophy. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 5, p. 1349–1358, 2015
- RIEBE, D *et al.* Updating ACSM_s Recommendations for Exercise Preparticipation Health Screening. **Med. Sci. Sports Exerc**, v. 47, n. 8, p. 2473–2479, 2015
- SAETERBAKKEN, A.H.; FIMLAND, M.S. Effects of body position and loading modality on muscle activity and strength in shoulder presses. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 7, p. 1824–1831, 2013
- SÁNCHEZ-MEDINA, L.; GONZÁLEZ-BADILLO, J.J. Velocity Loss as an Indicator of Neuromuscular Fatigue during Resistance Training. **Med. Sci. Sports Exerc**, v. 43, n. 9, p. 1725–1734, 2011
- SCHOENFELD, B.J. *et al.* Effect of hand position on EMG activity of the posterior shoulder musculature during a horizontal abduction exercise. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 10, p. 2644–2649, 2013
- SCHOENFELD, B.J. *et al.*, Influence of resistance training frequency on muscular adaptations in well-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 7, p. 1821–1829, 2015

- SCHOENFELD, B.J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J.W. Influence of resistance training frequency on muscular adaptations in well-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 7, p. 1821–1829, 2015
- SCHOENFELD, B.J.; OGBORN, D.; KRIEGER, J.W. Effects of Resistance Training Frequency on Measures of Muscle Hypertrophy: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med** v. 46, n. 11, p. 1689–1697, 2016a
- SCHOENFELD, B.J. *et al.*, Longer interset rest periods enhance muscle strength and hypertrophy in resistance-trained men. **J Strength Cond Res**, v. 30, n. 7, p. 1805–1812, 2016b
- SCHOENFELD, B.J. *et al.* Strength and hypertrophy adaptations between low- versus high-load resistance training: A systematic review and meta-analysis. **J Strength Cond Res**, v. 31, n. 12, p. 3508-3523, 2017
- SCHOENFELD, B.J. *et al.*, Resistance Training Volume Enhances Muscle Hypertrophy but Not Strength in Trained Men. **Med. Sci. Sports Exerc**, v. 51, n. 1, p. 94–103, 2018
- SCHOENFELD, B.J. *et al.*, Calculating Set-Volume for the Limb Muscles with the Performance of Multi-Joint Exercises: Implications for Resistance Training Prescription. **Sports**, v. 7, n. 7, p.177, 2019
- SCOTT, B.R. *et al.* Training monitoring for resistance exercise: theory and applications. **Sports Med**, v. 45, n. 5, p. 687-698, 2016
- SFORZO, G.A.; TOUEY, P.R. Manipulating exercise order affects muscular performance during a resistance exercise training session. **J Strength Cond Res**, v. 10, n. 1, p. 20-24, 1996
- SIGNORILE, J.F.; ZINK, A.J.; SZWED, S.P. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down. **J Strength Cond Res**, v. 16, n. 4, p. 539–546, 2002
- SIMÃO, R. *et al.* Exercise order in resistance training. **Sports Med**, v. 42, n. 3, p. 251-265, 2012
- SPINETTI, J. *et al.*, Comparação entre diferentes modelos de periodização sobre a força e espessura muscular em uma sequência dos menores para os maiores grupamentos musculares. **Rev Bras Med Esporte**, v. 19, n. 4, p. 280-286, 2013.
- STIEN, N. *et al.* Training specificity performing single-joint vs. multi-joint resistance exercises among physically active females: A randomized controlled trial. **PLOS ONE**, v. 15, n. 5, e0233540, 2020
- TAN, B. Manipulating Resistance Training Program Variables to Optimize Maximum Strength in Men: A Review. **J Strength Cond Res**, 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. **J Appl Physiol**, v. 100, n. 4, p. 1150–1157, 2006.

TAVARES, L.D. *et al.* Effects of different strength training frequencies during reduced training period on strength and muscle cross-sectional area. **European Journal of Sport Science**, v. 17, n. 6, p. 665-672, 2017

TOMELERI, C.M. *et al.* Influence of resistance training exercise order on muscle strength, hypertrophy, and anabolic hormones in older women: a randomized controlled trial. **J Strength Cond Res**, v. 34, n. 11, p. 3103-3109, 2020

TREBS, A.A.; BRANDENBURG, J.P.; PITNEY, W.A. An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 7, p. 1925-1930, 2010

APÊNDICE A – Ficha de Coleta de Dados

PROGRAMA DE DOUTORADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Doutorando Marcio Lacio

FICHA DE COLETA DE DADOS



NOME: _____

DATA DE NASCIMENTO: ____/____/____ TELEFONE: _____

QUESTIONÁRIO PAR-Q

SIM NÃO

- Algum médico já disse que você possui algum problema de coração e que só deveria realizar atividade física supervisionada por profissionais de saúde?
- Você sente dores no peito quando pratica atividade física?
- No último mês, você sentiu dores no peito sem estar praticando atividade física?
- Você apresenta desequilíbrio devido a tontura ou já perdeu a consciência?
- Você possui algum tipo de problema ósseo ou articular que poderia ser piorado pela atividade física?
- Você toma atualmente algum medicamento para pressão arterial e/ou problema de coração?
- Sabe de alguma outra razão pela qual você não deve realizar atividade física?

Li, compreendi e completei este questionário. Todas as dúvidas que eu tinha foram respondidas de uma maneira plenamente satisfatória. Assumo a veracidade das informações prestadas e afirmo estar liberado pelo meu médico para participação em atividades físicas.

_____ / ____ / 2018
assinatura data

horário: ____:____ peso: _____ kg estatura: _____ cm

perimetrias:

torax: _____ cm
 cintura: _____ cm
 abdominal: _____ cm
 quadril: _____ cm
 braço D: _____ cm
 braço E: _____ cm
 coxa D: _____ cm (____)
 coxa E: _____ cm (____)
 perna D: _____ cm
 perna E: _____ cm

dobras cutâneas:

tórax: _____ mm (____)
 subescapular: _____ mm
 supra-espinhal: _____ mm
 abdominal: _____ mm
 coxa: _____ mm (____)
 perna: _____ mm
 bíceps: _____ mm
 tríceps: _____ mm (____)

diâmetros ósseos:

punho: _____ cm
 cotovelo: _____ cm
 joelho: _____ cm

bioimpedância:

peso: _____
 IMC: _____
 %G: _____
 % MLG: _____
 MET basal: _____
 idade biológica: _____
 gordura visceral: _____

flexibilidade:

abdução horiz ombro: _____ °
 abdução ombro: _____ °
 flexão ombro: _____ °
 extensão ombro: _____ °
 flexão quadril (flex): _____ °
 flexão quadril (esten): _____ °
 extensão quadril: _____ °
 banco de Wells: _____ cm _____ cm _____ cm

avaliação da força:

1RM supino: _____ kg
 1RM agachamento: _____ kg

12RM supino (2020): _____ kg
 12RM agachamento (2020): _____ kg

isom cad extensora: _____
 isom supin: _____ kg
 isom leg 45°: _____ kg

12RM supino (vel max): _____ kg
 12RM Agachamento (vel max): _____ kg

potência plataforma: _____
 potência med ball: _____

isometria: 5 sets 5" com 10" intervalo**AST:**

vasto lateral: _____
 vasto medial: _____
 peitoral maior: _____
 biceps braquial: _____
 tríceps braquial: _____

EMG:

vasto medial (cad ext): _____
 vasto lateral (cad ext): _____
 vasto medial (agach isom): _____
 vasto lateral (agach isom): _____
 vasto medial (agach 12 RM): _____
 vasto lateral (agach 12 RM): _____
 Peitoral maior (sup isom): _____
 Deltóide Ant (sup isom): _____
 Peitoral maior (sup 12 RM): _____
 Deltóide Ant (sup 12 RM): _____

ANEXO A – Parecer consubstanciado do comitê de ética e pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito agudo e crônico da manipulação das diferentes variáveis, métodos de encurtamento-alongamento e estratégias utilizadas no treinamento resistido de melhoria de desempenho e recuperação nas respostas bioquímicas, metabólicas, fisiológicas, neuromusculares, neuromotoras, biomecânicas, hemodinâmicas, autonômicas e perceptivas em diferentes populações.

Pesquisador: Jeferson Macedo Vianna

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 23511419.7.0000.5147

Instituição Proponente: Faculdade de Educação Física

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.749.878

Apresentação do Projeto:

Apresentação do projeto está clara, detalhada de forma objetiva, descreve as bases científicas que justificam o estudo, estando de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, item III.

Objetivo da Pesquisa:

Os Objetivos da pesquisa estão claros bem delineados, apresenta clareza e compatibilidade com a proposta, tendo adequação da metodologia aos objetivos pretendido, de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013, item 3.4.1 - 4.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos e benefícios descritos em conformidade com a natureza e propósitos da pesquisa. O risco que o projeto apresenta é caracterizado como risco mínimo e benefícios esperados estão adequadamente descritos. A avaliação dos Riscos e Benefícios está de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12 de 2012, itens III; III.2 e V.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem estruturado, delineado e fundamentado, sustenta os objetivos do estudo em sua metodologia de forma clara e objetiva, e se apresenta em consonância com os princípios

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesa@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 3.749.878

éticos norteadores da ética na pesquisa científica envolvendo seres humanos elencados na resolução 466/12 do CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O protocolo de pesquisa está em configuração adequada, apresenta os Termos obrigatórios, estando de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 e na Resolução CNS 466 de 2012.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto, o projeto está aprovado, pois está de acordo com os princípios éticos norteadores da ética em pesquisa estabelecido na Res. 466/12 CNS e com a Norma Operacional Nº 001/2013 CNS. Data prevista para o término da pesquisa: 20/07/2020.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 466/12 e com a Norma Operacional Nº001/2013 CNS, manifesta-se pela **APROVAÇÃO** do protocolo de pesquisa proposto. Vale lembrar ao pesquisador responsável pelo projeto, o compromisso de envio ao CEP de relatórios parciais e/ou total de sua pesquisa informando o andamento da mesma, comunicando também eventos adversos e eventuais modificações no protocolo.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1436830.pdf	08/11/2019 01:10:28		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoDetalhado.pdf	08/11/2019 00:46:39	Jeferson Macedo Vianna	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	08/11/2019 00:46:17	Jeferson Macedo Vianna	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracaoinfraestrutura.pdf	27/09/2019 23:41:35	Jeferson Macedo Vianna	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracaodeinfraestrutura.pdf	19/09/2019 18:20:19	Jeferson Macedo Vianna	Aceito

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
 Bairro: SAO PEDRO CEP: 36.036-900
 UF: MG Município: JUIZ DE FORA
 Telefone: (32)2102-3788 Fax: (32)1102-3788 E-mail: cep.propesq@ufjf.edu.br



Continuação do Parecer: 3.749.878

Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	19/09/2019 18:19:54	Jeferson Macedo Vianna	Aceito
----------------	------------------	------------------------	---------------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JUIZ DE FORA, 06 de Dezembro de 2019.

Assinado por:
Jubel Barreto
(Coordenador(a))

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO CEP: 36.036-900
UF: MG Município: JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 Fax: (32)1102-3788 E-mail: cep.propesq@uff.edu.br