PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU
MESTRADO EM EXERCÍCIO FÍSICO NA PROMOÇÃO DA SAÚDE

ERICK DIAS DOS SANTOS

MANUAL DO MOVIMENTO AGACHAMENTO

Londrina
2018

ERICK DIAS DOS SANTOS

MANUAL DO MOVIMENTO AGACHAMENTO

Trabalho de Conclusão Final de Curso apresentado à Universidade Norte do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Exercício Físico na Promoção da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Alex Silva Ribeiro

Londrina - Paraná

2018

ERICK DIAS DOS SANTOS

MANUAL DO MOVIMENTO AGACHAMENTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Norte do Paraná, no Mestrado em Exercício Físico na Promoção da Saúde, área e concentração em Exercício Físico na Idade Adulta como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre conferida pela Banca Examinadora formada pelos professores:

_____

Prof. Dr. Orientador: Alex Silva Ribeiro
UNOPAR

_____

Prof. Dr. Dartagnan Pinto Guedes
UNOPAR

_____

Prof. Dr. Ademar Avelar
Universidade Estadual de Maringá - UEM

Londrina, 11 de Dezembro de 2018.

SANTOS, Erick Dias. **Manual do Movimento Agachamento.** 63 páginas. Relatório Técnico. Mestrado Profissional em Exercício Físico na Promoção da Saúde. Centro de Pesquisa em Ciências da Saúde. Universidade Norte do Paraná, Londrina. 2018.

RESUMO:

Devido à grande versatilidade da utilização dos exercícios com pesos aumenta-se a necessidade de uma melhor compreensão sobre o tema. Embora exista uma grande quantidade de estudos sobre esta modalidade, questões mais específicas e polêmicas sobre execução dos exercícios são, via de regra, apresentada de forma generalizada e superficial. Nesse sentido, o agachamento é possivelmente um dos movimentos que integra também os mais variados programas de exercício com diversos objetivos, sobre o qual repousa uma grande quantidade de dúvidas e mitos. Assim sendo, o desenvolvimento de um produto que contribua para explorar as questões exclusivas desse tema, trazendo um entendimento mais aprofundado sobre as peculiaridades e nuances que o envolvem é algo não apenas relevante, mas também singular. Com o intuito de atender essa necessidade percebida de um material mais específico ocorreu à idealização desse trabalho, que se deu por meio da análise e compilação de diversos estudos concernentes aos exercícios com pesos para membros inferiores, sobretudo o agachamento. Concluindo assim, que o exercício em questão é oriundo de um movimento natural do ser humano, possui aplicação em diversas áreas, com várias finalidades, sendo os possíveis riscos atenuados quando o movimento é realizado com técnica correta e carga compatível. O conhecimento dos diversos pormenores da sua execução é um dos pontos cruciais para a eficácia e segurança. Atentar para todos os fatores, não apenas os de segurança, mas também àqueles relacionados à individualidade de cada sujeito é de vital importância para o sucesso e aproveitamento ótimo deste exercício. Esse produto tem como escopo nortear a correta prática do agachamento e fornecer embasamento teórico de maneira clara, direta e concisa.

Palavras-chave: Exercícios com pesos, membro inferior, força muscular.

SANTOS, Erick Dias. **Squatting Handbook**. 63 pages. Technical Report. Professional Master´s in Exercise in Health Promotion. Research Center on Health Sciences. Northern Parana University, Londrina. 2018.

ABSTRACT

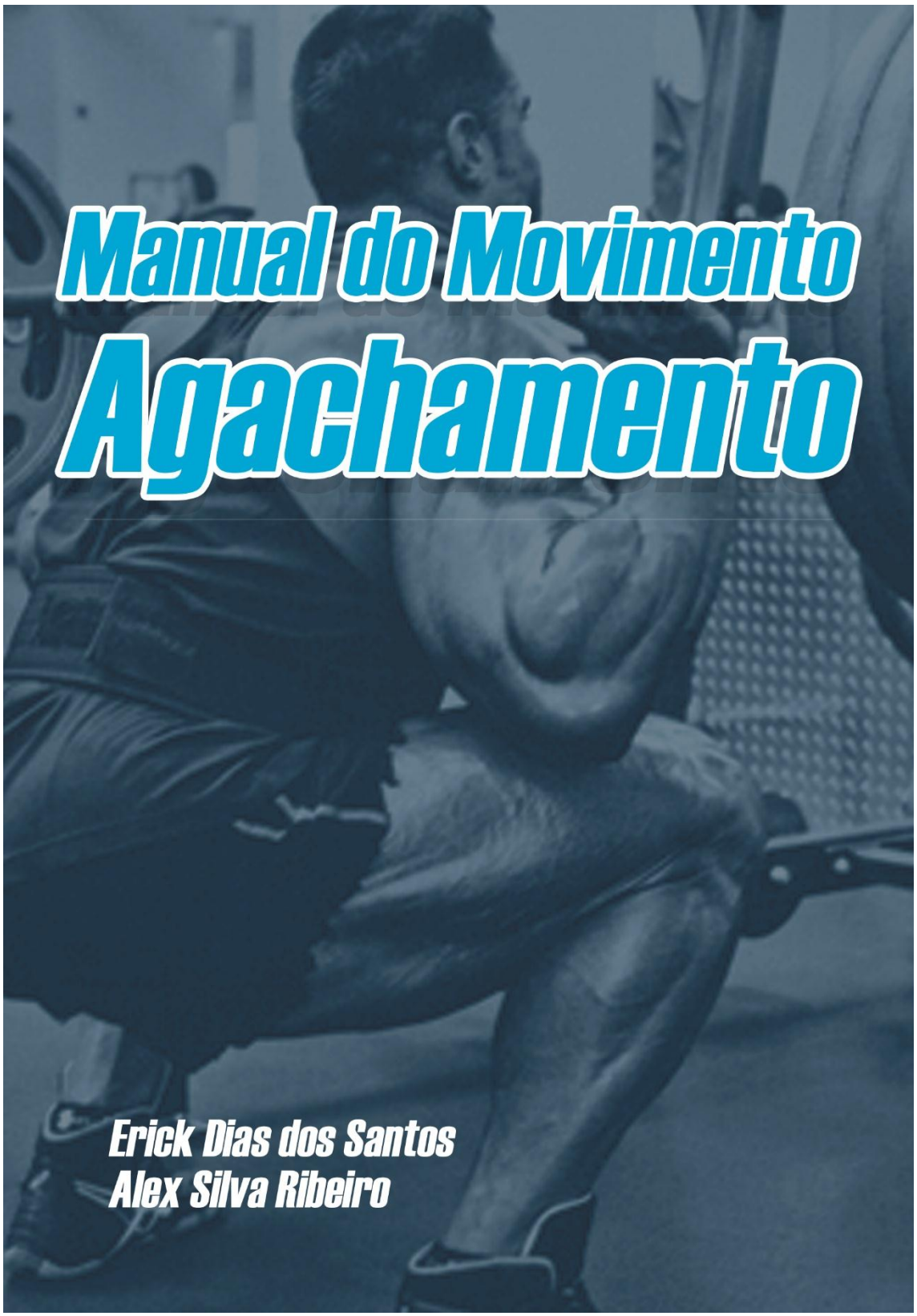
Due to the great versatility of the resistance exercise application, the need for a better understanding of this topic is increased. Although there are a lot of studies on this modality, more specific and controversial questions about the execution of the exercises are, most are presented in a generalized and superficial way. In this sense, squatting is possibly one of the movements that also integrates the most varied exercise programs with several objectives, on which lies a great amount of doubts and myths. Thus, the development of a product that contributes to explore the unique issues of this theme, bringing a deeper understanding of the peculiarities and nuances that surround it, becomes relevant and unique. This work was idealized to address this perceived literary gap, which was done through the analysis and compilation of several studies concerning resistance exercise for lower limbs, especially squatting. In conclusion, the exercise in question comes from a natural movement of the human being, has application in several areas, with several purposes, and possible risks for injuries are mitigated when the movement is performed with correct technique and compatible load. Knowledge of the various details of its implementation is one of the crucial points for effectiveness and safety. Attending to all factors, not only safety, but also those related to the individuality of each subject is vitally important to the success and optimal use of this exercise. This product is aimed at guiding the correct squatting practice and providing a theoretical basis in a clear, direct and concise manner.

Keywords: Resistance exercise, lower limb, muscular strength.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 9
1. EXECUÇÃO 10
2. GRUPAMENTOS MUSCULARES ENVOLVIDOS 12
2.1 Quadríceps 12
2.2 Glúteo máximo 14
2.3 Isquiotibiais 15
2.4 Tríceps sural 15
2.5 Eretores da espinha 16
3. ARTICULAÇÕES ENVOLVIDAS 17
3.1 Joelho 17
3.2 Coluna vertebral 19
3.3 Quadril 20
3.4 Tornozelo 21
4. A AMPLITUDE IDEAL DO AGACHAMENTO 22
5. ERROS MAIS FREQUENTES DURANTE O AGACHAMENTO 23
5.1 Valgo dinâmico 23
5.2 Projeção da coluna à frente 25
5.4 Realização de agachamento com os pés próximos 26
6. VARIAÇÕES 26
6.1 Máquina Smith 27
6.2 Agachamento com barra à frente 28
6.3 Agachamento com halteres 29
6.4. Agachamento Hack 30
6.5. Avanço 31
6.6. Agachamento búlgaro 32
6.7. Agachamento sumô 32
6.8. Leg press 45 graus 33
Considerações finais 34
Referências 36
ARTIGO CIENTÍFICO 42
Acute effects of different training loads on rate perceived exertion, discomfort and feelings of pleasure/displeasure in resistance-trained men 42
ABSTRACT 42

INTRODUCTION 43
Methods 44
Experimental approach to the problem 44
Load determination 45
Testing protocol 46
Statistical analysis 46
Results 47
Discussion 49
Practical application 52
References 53
ANEXOS 57
ANEXO 1 – CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO DE TRABALHO EM EVENTO CIENTÍFICO 58
ANEXO 2 - CERTIFICADO DE PROFICIÊNCIA EM INGLÊS 60
ANEXO 3 - ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO 61
ANEXO 4 – ESCALA DE SENTIMENTO 62
ANEXO 5 – ESCALA DE DESCONFORTO 63


Manual do Movimento
Agachamento
Erick Dias dos Santos
Alex Silva Ribeiro

MANUAL DO MOVIMENTO AGACHAMENTO

INTRODUÇÃO

Os exercícios com pesos são uma modalidade utilizada para promoção de parâmetros da saúde, incluindo aptidão neuromuscular, sensibilidade à insulina, densidade mineral óssea, aptidão cardiovascular, entre outros[1-3]. Além disso, também é realizado com fins estéticos e como desempenho atlético.

Dentre os movimentos utilizados nos programas de treino, o agachamento é um dos mais utilizados. A sua popularidade deve-se à sua eficiência para o desenvolvimento da força e massa muscular de membros inferiores para variados objetivos. O agachamento é um movimento composto (multiarticular) por envolver, de forma dinâmica, mais de uma articulação[4]. Este é um exercício classificado como um exercício de cadeia cinética fechada, no qual os membros da parte distal do corpo permanecem fixos durante a execução do movimento.

Agachar é um movimento natural do ser humano, que está envolvido em vários movimentos do dia a dia. Nesse contexto, o agachamento é considerado um dos principais movimentos para melhorar a qualidade de vida, devido à sua habilidade de recrutar vários grupos musculares[5, 6], uma vez que muitas atividades diárias necessitam da coordenação e interação simultânea de vários grupos musculares. Além disso, este exercício também tem boa capacidade de ativação da musculatura do tronco[7].

O agachamento também vem sendo incluído em uma série de rotina de treinamento de variados esportes para aumento de performance de tarefas como salto e corrida[5]. No campo da pesquisa científica, o agachamento é frequentemente utilizado como um importante indicador de força muscular de membros inferiores[8, 9].

Os benefícios proporcionados pelo agachamento estão associados à sua correta execução, sendo um movimento seguro e efetivo quando realizado com técnica adequada[5, 10]. Por outro lado, o agachamento é um movimento

complexo e, havendo uma execução incorreta, esta poderá acarretar aumento de risco de lesões, como, por exemplo, distensões de músculos e ligamentos, discos intervertebrais rompidos, espondiloses** e espondilolistese***[5, 11]. Dessa forma, o entendimento da correta execução e possíveis variações do exercício serão de grande importância para se atingir o benefício desejado proporcionado pelo exercício, bem como reduzir as lesões relacionadas.

Portanto, o presente produto tem como objetivo abordar diversos aspectos sobre a execução do exercício, a eficácia deste para promoção da saúde e desempenho, além de aspectos de segurança. Também abordará possíveis efeitos das variações no posicionamento dos membros e de amplitude de execução, assim como principais articulações e músculos envolvidos. Espera-se que as informações produzidas contribuam para um melhor entendimento sobre o agachamento, servindo como subsídio para otimização das adaptações induzidas por esse exercício, e como forma de conhecimento sobre os meios de se evitar e se prevenir lesões, auxiliando os profissionais de Educação Física na correta prescrição do exercício.

** Desgaste/afinamento dos discos intervertebrais.
*** Deslizamento de uma vértebra da coluna sobre a outra.

1. EXECUÇÃO

A forma mais tradicional de realização do agachamento é com barra livre (Figura 1). A execução do agachamento com barra livre inicia-se com o praticante em pé, posicionado centralmente na barra, dessa maneira, evitando desequilíbrio devido à carga mal distribuída. A barra deve estar posicionada sobre o trapézio, pouco acima da linha do acrômio; o olhar e o posicionamento da cabeça deve ser à frente para que não influenciem na postura; os pés devem estar com distância ligeiramente superior à largura dos ombros, com os tornozelos levemente abduzidos. O executante, então, agacha flexionando o quadril, joelhos e realizando a dorsiflexão dos tornozelos, mantendo a coluna vertebral alinhada e a boa postura. Importante salientar a necessidade de uma boa flexibilidade dos isquiotibiais e dos tornozelos, não havendo essa condição implicará num prejuízo da correta técnica de execução. Por fim, quando a

profundidade desejada for atingida, o praticante reverte a direção, ascendendo de volta para a posição inicial estendendo o quadril, os joelhos e flexionando os tornozelos. No momento de transição entre a fase ascendente (ação concêntrica) e descendente (ação excêntrica), não é necessário realizar a extensão total da articulação do joelho, pois esse será um ponto de descanso, no qual o músculo reduz substancialmente sua ativação. Ou seja, uma mínima flexão do joelho deve ser mantida ao final do ciclo de cada repetição.

Quanto à respiração, orienta-se inspirar na fase excêntrica (descendente) e expirar na fase concêntrica (ascendente). Esta coordenação fará com que, ao final da fase excêntrica, os pulmões estejam cheios, o que auxilia na estabilização da coluna vertebral.

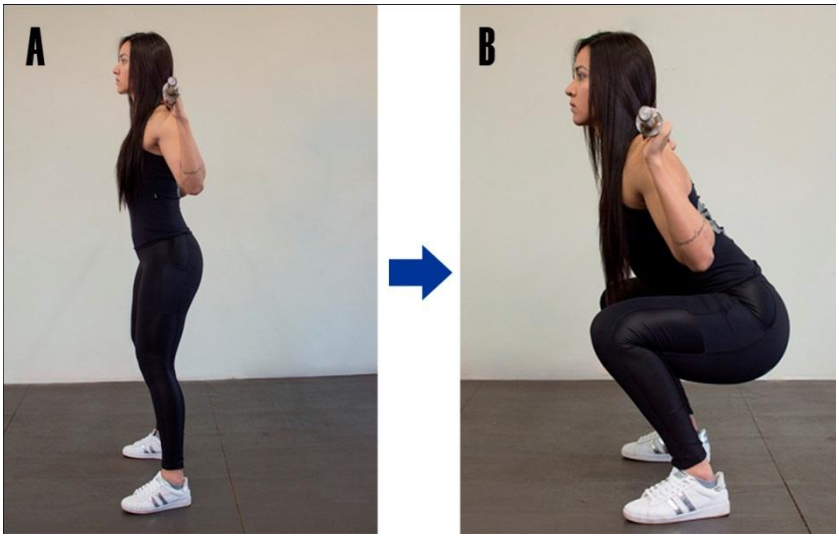


Figura 1. Agachamento com barra livre.

Esse exercício permite uma grande ativação dinâmica de quadríceps e glúteos, sendo estes considerados os motores primários nas articulações de joelho e quadril, respectivamente, logo, são esses os músculos-alvo a serem trabalhados no agachamento. Além de quadríceps e glúteo, os isquiotibiais também têm uma ativação na extensão do quadril, os músculos adutores e abdutores de quadril atuam como estabilizadores nessa articulação, e o sóleo e gastrocnêmico atuam na flexão plantar. Ainda, a partir do agachamento, existe uma atividade isométrica importante de músculos estabilizadores, incluindo abdominais, eretores da espinha, trapézio, romboides, entre outros, para estabilização do tronco. No geral, é estimado que mais de 200 músculos são

ativados durante a execução do agachamento.

2. GRUPAMENTOS MUSCULARES ENVOLVIDOS

Como mencionado anteriormente, o movimento de agachamento recruta e solicita uma quantidade muito grande de músculos. Entretanto, neste material iremos focar e abordar apenas os músculos primários e/ou motores do movimento.

2.1 Quadríceps



O quadríceps é o músculo agonista no agachamento com relação a extensão do joelho. Sua maior ativação ocorre aproximadamente nos ângulos próximos a 90 graus de flexão do joelho, mantendo-se relativamente constante após isso[5, 12-14]. Vale destacar que, embora exista uma importante associação entre hipertrofia e ativação muscular[15], a hipertrofia é um fenômeno multifatorial[16] e não é influenciada apenas pela ativação neuromuscular[17]. Assim, análises de estudos em longo prazo são importantes para um melhor entendimento. Nesse sentido, estudos indicam que o agachamento completo, realizado em maior ângulo de flexão do joelho, promove maior ganho de massa muscular do quadríceps[18] e de desempenho[19] em relação ao agachamento parcial, realizado com menor ângulo de flexão do joelho. Tal resultado pode, pelo menos em parte, estar relacionado, teoricamente, a um maior dano muscular induzido pelo agachamento profundo. Considerando que a hipertrofia muscular ocorre por estímulos tensionais, metabólicos e dano muscular[16], que o pico de tensão no quadríceps durante o agachamento ocorre quando o músculo está alongado[12], e que a produção de força com o músculo alongado promove maior dano muscular[20], a vantagem fisiológica do agachamento profundo estaria teoricamente relacionada a um maior dano muscular induzido pelo movimento

com maior flexão do joelho. Alternativamente, o melhor resultado para o agachamento profundo também pode estar associado a um maior tempo sob tensão, uma vez que movimentos mais profundos induzirão a um maior tempo sob tensão, desde que as demais variáveis (repetições e velocidade do movimento) se mantenham constantes.

Dos músculos que constituem o quadríceps, existe pouca diferença na ativação dos vastos durante o agachamento, produzindo força similar durante o movimento[5]. Entretanto, a atividade dos vastos é consideravelmente maior do que a do reto femoral[5, 12, 21]. Isso ocorre devido à natureza do reto femoral que é uma cabeça biarticular, que, além da articulação do joelho, também cruza a articulação do quadril. Isso faz com que, na fase descendente do agachamento, exista um encurtamento da porção proximal do reto femoral, enquanto sua porção distal se alonga, dessa forma, o reto femoral pode apresentar um déficit de desenvolvimento quando comparado aos vastos.

O estudo de Earp et al.[22] observou que, após oito semanas de um treinamento de agachamento realizado três vezes por semana, o grupo que realizou o treinamento com carga variando entre 75% e 90% de uma repetição máxima, três séries e entre três e seis repetições aumentou significantemente o quadríceps (+14,7%), no qual os vastos aumentaram de forma estatisticamente significante (vasto lateral = +13,5%, vasto intermédio = +18,0% e vasto medial = +17,1%), entretanto, não houve alteração estatisticamente significante para o reto femoral (+1,0%). O reto femoral provavelmente tenha maior ativação no exercício cadeira extensora, que, devido à posição do tronco, favorece melhor ativação do reto femoral[23, 24]. Nesse sentido, o estudo de Ema et. al. [24] observou que, após doze semanas de treinamento utilizando somente o exercício cadeira extensora, houve maior hipertrofia do reto femoral em relação aos vastos.

2.2 Glúteo máximo



Com relação ao quadril, o principal músculo atuante durante o agachamento é o glúteo máximo, por ser um potente extensor do quadril e também auxiliar na estabilização do quadril durante o agachamento. Sua ativação pode ser afetada pela profundidade do agachamento, fato observado no estudo de Caterisano et. al.[25], que observou que o agachamento profundo tenha promovido maior ativação no glúteo máximo quando comparado ao agachamento parcial e paralelo. Entretanto, o estudo de Contreras et al.[14] não observou diferenças entre ativação muscular do glúteo máximo, comparando agachamento paralelo e profundo. Ainda, o estudo de Da Silva et. al.[13] indicou uma maior ativação do glúteo máximo no agachamento paralelo, quando comparado ao agachamento profundo.

Esse conflito nos resultados pode estar relacionado a diferentes procedimentos experimentais entre os estudos, como, por exemplo, a população estudada, a carga utilizada, ângulos de movimento, entre outros. Porém, vale lembrar que a amplitude não afetaria somente a ativação muscular, mas também o dano muscular, uma vez que a ação muscular do glúteo máximo no agachamento aumenta de acordo com o seu alongamento. Logo, realizar o agachamento com maior amplitude, teoricamente, induziria maior dano muscular, que, por sua vez, poderia induzir maior hipertrofia. Estudos longitudinais comparando diferentes amplitudes do agachamento sobre a hipertrofia do glúteo máximo são necessários para confirmar esta hipótese.

2.3 Isquiotibiais



Os músculos isquiotibiais (semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral) também atuam no agachamento, promovendo a extensão do quadril, porém, diferentemente do glúteo máximo, sua participação é moderada durante o agachamento[5, 26]. A ativação dos isquiotibiais durante o agachamento é de, aproximadamente, metade da ativação, se comparada a exercícios isolados de extensão de quadril (*stiff*) e flexão de joelhos (mesa flexora)[26]. Essa ativação moderada no agachamento ocorre devido à natureza biarticular dos músculos isquiotibiais.

Esses músculos são extensores de quadril e flexores de joelho, logo, como durante o agachamento existem movimentos no joelho e quadril, uma porção dos isquiotibiais se alonga, enquanto outra porção se encurta, o que mantém seu comprimento relativamente constante durante o agachamento. Devido a isso, haverá um menor desenvolvimento dos músculos isquiotibiais em relação ao quadríceps. O estudo de Illera-Domínguez[27] observou que, após quatro semanas de agachamento, houve aumento de 9,8% do vasto medial, 8,8% dos vastos intermédio e lateral, 4,7% do reto femoral, entretanto não houve aumento estatisticamente significante para os músculos semitendinoso, semimembranoso, e a cabeça curta do bíceps femoral.

2.4 Tríceps sural

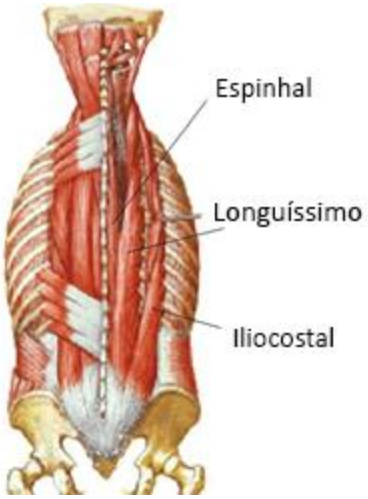


O gastrocnêmio e o sóleo são músculos da região posterior da perna que, coletivamente, são denominados como tríceps sural, musculatura responsável por movimentos de flexão plantar. A força exercida pela articulação do tornozelo é substancialmente inferior à produzida pelo quadril e joelho durante o agachamento[28], não ativando, desse modo, os

músculos sóleo e gastrocnêmio em sua plenitude. Além disso, o agachamento não permite uma grande amplitude de movimento dos músculos gastrocnêmio e sóleo.

O gastrocnêmio é ainda menos ativado quando comparado ao sóleo[29]. Considerando a anatomia desses dois músculos, esse resultado seria esperado, visto que o sóleo é um músculo monoarticular e, por isso, um músculo puramente de flexão plantar, e o gastrocnêmio é um músculo biarticular que cruza tanto a articulação do tornozelo quanto a do joelho, assim, atuando tanto na flexão plantar quanto na flexão do joelho. Desse modo, durante o agachamento, uma porção do gastrocnêmio se encurta, enquanto a outra alonga e, portanto, é esperada a baixa ativação do gastrocnêmio. Por isso, para melhor desenvolvimento dos músculos da panturrilha, é necessário complementar o treino com exercícios específicos para essa região.

2.5 Eretores da espinha



A coluna vertebral é sustentada por um arranjo de músculos da região do tronco e abdômen, incluindo os eretores da espinha (espinhal, iliocostal, longuíssimo), quadrado lombar e transverso do abdômen. Os eretores da espinha são particularmente importantes durante o agachamento, pois são músculos de estabilização que têm boa ativação durante o agachamento[7] por contribuírem para a estabilização da espinha atuando de forma isométrica, ajudando a coluna vertebral a resistir ao cisalhamento*, e mantendo a integridade anteroposterior da espinha.

Embora o agachamento promova uma boa ativação destes grupos musculares, no caso de o indivíduo possuir desequilíbrio muscular e/ou fraqueza desproporcional destes músculos, a tal ponto que prejudique o movimento, será necessário a inclusão de exercícios mais específicos para musculatura do core (tronco, abdômen, região central do corpo) para o fortalecimento desses grupos musculares. Exercícios isométricos como a prancha abdominal, com carga extra (anilhas, cabos, aparelhos) ou somente

com próprio peso corporal são uma boa alternativa para trabalhar e fortalecer os músculos do core.

* Tensão e/ou força exercida no mesmo plano, mas em sentidos opostos (ex: tesoura).

3. ARTICULAÇÕES ENVOLVIDAS

O movimento de agachamento solicita o trabalho basicamente de quatro articulações: joelho, coluna vertebral, quadril e tornozelo. Cada uma dessas sofre a influencia do movimento e possui um papel específico na sua execução. Compreender um pouco mais sobre estas questões e estas estruturas é de grande valia para uma boa e correta prática.

3.1 Joelho

O complexo do joelho consiste na articulação tibiofemoral, que permite movimentos de flexão e extensão no plano sagital. O complexo do joelho também envolve a articulação patelofemoral, uma articulação de deslizamento, já que a patela desliza sobre a superfície troclear do fêmur durante movimentos de flexão e extensão do joelho. As forças atuantes no joelho durante o agachamento são basicamente três: 1) força de compressão entre tíbia e fêmur; 2) força de compressão entre patela e fêmur; e 3) força de cisalhamento tibiofemoral.

As forças de compressão tibiofemural† e patelofemoral†† aumentam à medida que se aumenta a flexão do joelho[12, 30, 31]. Em um estudo de revisão, Escamilla[10] indicou que a maior força de compressão patelofemoral no agachamento foi a 130 graus de flexão do joelho. Todavia, é importante ressaltar que, em um joelho saudável, a força de tensão máxima suportada pelo tendão patelar e pelo tendão do quadríceps são maiores do que as tensões promovidas pelo agachamento, quando realizado com carga e técnica correta[5, 10], fazendo com que a probabilidade do agachamento de exceder o limiar de capacidade dos tendões seja mínima.

Das estruturas do joelho, os ligamentos cruzados são importantes estabilizadores da articulação. O ligamento cruzado anterior (LCA) tem como função primária prevenir a translação tibial anterior[32]. Também possui

importante papel em limitar rotações. O pico de força no LCA geralmente ocorre entre 15 e 30 graus de flexão do joelho, reduzindo significativamente até 60 graus de flexão do joelho[5, 10, 33]. Entretanto, em um estudo de Toutoungi et al.[29], foi observado que a maior força exercitada no LCA durante o agachamento foi de, aproximadamente, menos de um quarto da capacidade total do LCA de uma pessoa jovem saudável em suportar tensão[5, 34]. Dessa forma, constatou-se que o agachamento é um movimento seguro para o LCA, mesmo em movimentos mais profundos.

A redução do estresse no LCA durante a flexão do joelho é, em parte, devido à coativação dos músculos isquiotibiais (bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso), que, durante o agachamento, têm uma ação sinérgica em relação ao quadril, tendo essa ativação importante papel na estabilização do joelho por auxiliar a neutralizar a força de cisalhamento tibiofemoral anterior e aliviar o estresse no LCA[10, 35, 36].

Se por um lado a tensão no LCA diminui durante a flexão do joelho durante o agachamento, a tensão no ligamento cruzado posterior (LCP) aumenta com maiores flexões do joelho[12, 31]. No entanto, durante o agachamento, dificilmente será imposta ao LCP uma tensão maior que sua capacidade máxima de suportar tensão. Como exemplo, Toutoungi et al.[29] observaram que a máxima tensão reportada no LCP durante o agachamento representa, aproximadamente, um valor em torno de 50% da capacidade máxima do LCP de suportar tensão estimada em uma pessoa jovem saudável para o LCP[10].

Quanto à amplitude ideal do agachamento, existe muita referência ao “agachamento paralelo”, que deve ser realizado até que as coxas fiquem paralelas ao solo, promovendo um ângulo de aproximadamente 90 graus de flexão dos joelhos. A teoria para essa recomendação estaria baseada na ideia de que o agachamento, em ângulos superiores a 90 graus de flexão do joelho, seria potencialmente lesivo ao joelho, porque, ao flexionar o joelho em ângulos maiores que 90 graus, isso aumentaria a força de compressão tibiofemoral e patelofemoral. Entretanto, análises de vários estudos científicos indicam que as maiores forças de compressão e de cisalhamento no agachamento ocorrem justamente nos ângulos próximos a 90 graus de flexão de joelho [12, 31, 37], observando ainda uma tendência de redução nas forças, à medida que a

amplitude de flexão do joelho aumenta. Considerando que, para realizar um agachamento de até 90 graus, a carga absoluta é geralmente maior em comparação com o agachamento em maiores flexão do joelho[38], e que as forças compressivas e de cisalhamento são proporcionais à carga utilizada, os movimentos parciais irão impor uma maior força de compressão em comparação ao agachamento profundo devido à maior carga. Portanto, a relação entre carga e profundidade também deve ser considerada.

De forma geral, a precaução aparente em agachar com maiores flexões de joelho não se justifica, desde que o movimento seja realizado com técnica correta. As forças tensionais e compressivas desse tipo de exercício estão dentro das capacidades fisiológicas e articulares do joelho. Desse modo, conclui-se que o agachamento realizado com carga compatível e técnica correta não trará prejuízo para o joelho. Via de regra, as lesões no joelho associadas ao agachamento são causadas pela combinação de alta carga e técnica inapropriada. Para realização do movimento completo, é inevitável que se utilize uma menor quantidade de peso (carga absoluta), o que, somado à menor tensão nas estruturas do joelho, torna esse exercício seguro para a maioria dos praticantes.

† Força exercida de modo axial/vertical da tíbia sobre o fêmur.
†† Força exercida de modo axial/vertical da patela sobre o fêmur.

3.2 Coluna vertebral

Durante o agachamento, é necessário manter uma postura adequada e manter o alinhamento da coluna vertebral. Naturalmente, o agachamento aumentará as forças compressivas na coluna vertebral e nos músculos que a suportam, especialmente nos ângulos mais profundos. Embora o agachamento aumente as forças compressivas sobre a coluna vertebral, se o exercício for realizado com técnica correta e carga compatível, é pouco provável que este gerará prejuízos à coluna vertebral. Como exemplo, um estudo conduzido por Granhed e Morelli[39] indicou que a prevalência de dor lombar em levantadores de peso tendeu a ser menor (21%), quando comparados ao grupo controle (31%), indicando que a prática de agachamento não promoveu aumento na dor lombar. Adicionalmente, Raty et. al.[40] também não observaram prejuízo na

mobilidade lombar de levantadores de peso. Entretanto, uma alteração em levantadores de peso, reportada na literatura, foi uma redução na altura do disco[39, 40]. A esse respeito, é importante destacar que levantadores de peso treinam e competem com cargas muito elevadas, podendo ser este o principal fator para o aumento no risco de lesões na região lombar[41].

Para evitar problemas na coluna relacionados à prática do agachamento, deve-se evitar:

- Inclinação exagerada do tronco à frente, pois isso aumentará a sobrecarga na coluna vertebral, especialmente na região lombar;
- Utilização de cargas excessivas, uma vez que isso aumenta as forças compressivas na coluna vertebral[42] e, normalmente, prejudica a técnica do exercício;
- Alteração do alinhamento da coluna. Estudos indicam que alterar, de forma excessiva, o alinhamento da coluna vertebral (retroversão pélvica, anteversão pélvica ou projeção da coluna à frente) aumenta a força de cisalhamento e de compressão na coluna lombar[5, 43]. Dessa forma, será benéfico manter uma boa postura e não desalinhar a coluna durante o agachamento.

3.3 Quadril

A articulação do quadril é uma articulação de bola-soquete entre a cabeça do fêmur e o acetábulo, que realiza movimentos nos três planos (sagital, frontal e transversal). Para realizar um bom agachamento, é necessário ter boa mobilidade do quadril[44]. Dessa maneira, algumas pessoas mais encurtadas precisam aumentar os níveis de flexibilidade do quadril para realizar agachamento de forma adequada, sobretudo agachamento profundo.

Pouca mobilidade do quadril normalmente esta associada entre outros fatores a um encurtamento dos isquiotibiais, o que repercute em prejuízo da técnica de execução. Por possuir relação direta com o quadril o tronco é afetado por esse déficit de mobilidade, acarretando em uma postura inadequada durante o movimento e colocando o indivíduo em uma condição mais suscetível a lesão.

Há ainda uma influência do quadril sobre os joelhos, mais especificamente do glúteo, principal músculo dessa articulação. A porção média deste músculo atua no movimento de abdução do quadril e contribui para estabilização dos joelhos durante a execução do movimento de agachamento. Não havendo um equilíbrio entre os músculos adutores e abdutores do quadril ou ainda em uma condição já existente de algum tipo de problema de ordem articular ou postural resultará em um tipo de erro muito frequente denominado: valgo dinâmico, o qual será abordando de maneira mais detalhada posteriormente no tópico de erros mais frequentes durante o agachamento.

3.4 Tornozelo

A articulação do tornozelo participa, de forma dinâmica, no agachamento, no movimento de flexão plantar, além de manter a estabilidade da articulação, evitando eversão e inversão do tornozelo.

Uma boa mobilidade do tornozelo é necessária para realização de um bom agachamento. Quando há uma falta de flexibilidade desta articulação, existe uma tendência de se elevar o calcanhar, aumentando o estresse no joelho[29], especialmente em maiores graus de flexão do joelho. Uma prática comum para compensar essa falta de mobilidade é executar o agachamento com um apoio que eleve os calcanhares. Embora isso não altere substancialmente a ativação do quadríceps[45], aumenta a sobrecarga no joelho[29], e também pode resultar em movimentos compensatórios que sobrecarreguem outras articulações e potencialmente possam induzir a lesões.

Uma maneira simples de observar se o praticante possui mobilidade adequada no tornozelo para executar o agachamento é posicionar a ponta do pé a aproximadamente uma mão de distância de uma parede e tentar encostar o joelho na parede sem remover o calcanhar do solo (Figura 2). Caso não consiga, provavelmente precisará aumentar os níveis de flexibilidade do tornozelo. Nos casos abaixo, pode-se observar que o praticante da figura A possui boa mobilidade, ao passo que o praticante da figura B, não. Nesse último caso, pode-se utilizar um calço para compensar a falta de mobilidade, além de realizar exercícios específicos de alongamento para melhorar o nível

de flexibilidade da articulação do tornozelo.



Figura 2. Teste para verificar mobilidade de tornozelo.

4. A AMPLITUDE IDEAL DO AGACHAMENTO

Uma pergunta importante é: a qual amplitude o praticante deve agachar? Considera-se a amplitude ideal aquela em que o executante consiga realizar o movimento sem que haja um aumento no risco de lesões.

Como mencionado anteriormente, o joelho suporta agachamento profundo. Todavia, a coluna vertebral pode sofrer maior consequência com a execução do agachamento, fato evidenciado por um estudo que verificou a prevalência e consequência de lesões em atletas de *powerlifting,* e os resultados revelaram uma prevalência muito maior de lesões na região lombar em comparação ao joelho[41].

Durante a fase descendente, poderá ocorrer uma retroversão pélvica, que faz com que a coluna vertebral perca seu alinhamento natural, ou seja, mais especificamente, a curvatura fisiológica natural da região lombar é perdida, retificando a coluna, o que, então, resultará em aumento da força compressiva na região lombar e maior risco de lesão na coluna. Desse modo, recomenda-se agachar até o ponto anterior da retroversão pélvica. A Figura 3 indica, no painel A, um movimento com a coluna alinhada e, no painel B, com uma retroversão pélvica. Essa alteração na coluna vertebral ocorrerá principalmente devido a um encurtamento e/ou hipertonia dos músculos reto abdominal, oblíquo interno e externo, glúteo máximo e isquiotibiais. Assim,

cada indivíduo apresentará diferenças no ângulo em que a retroversão ocorrerá, portanto, será necessário considerar a condição individual para determinar a ótima profundidade.

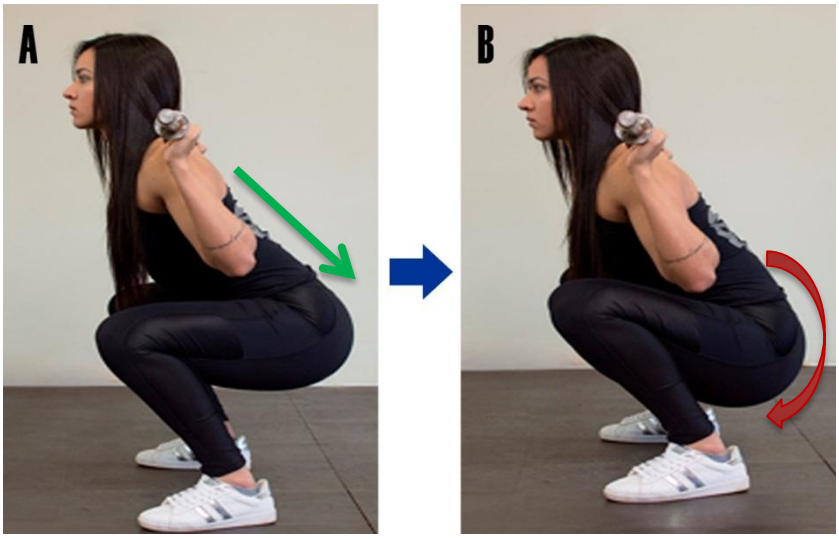


Figura 3. Agachamento sem retroversão pélvica (Painel A) e com retroversão pélvica (Painel B).

5. ERROS MAIS FREQUENTES DURANTE O AGACHAMENTO

O agachamento é um movimento seguro e eficiente, desde que realizado de forma adequada. Entretanto, alguns erros podem ocorrer com maior frequência. Abaixo, há uma lista com os erros mais frequentemente observados entre os praticantes.

5.1 Valgo dinâmico

Alguns indivíduos, ao executar o agachamento, produzem um valgo dinâmico no joelho (Figura 4, painel A), movimento que aproxima os joelhos. Isso deve ser evitado, porque pode causar desgaste nas cartilagens dos joelhos, denominado condromalácia patelar. O valgo dinâmico é observado com maior frequência em mulheres, devido ao quadril normalmente mais largo em relação aos homens.

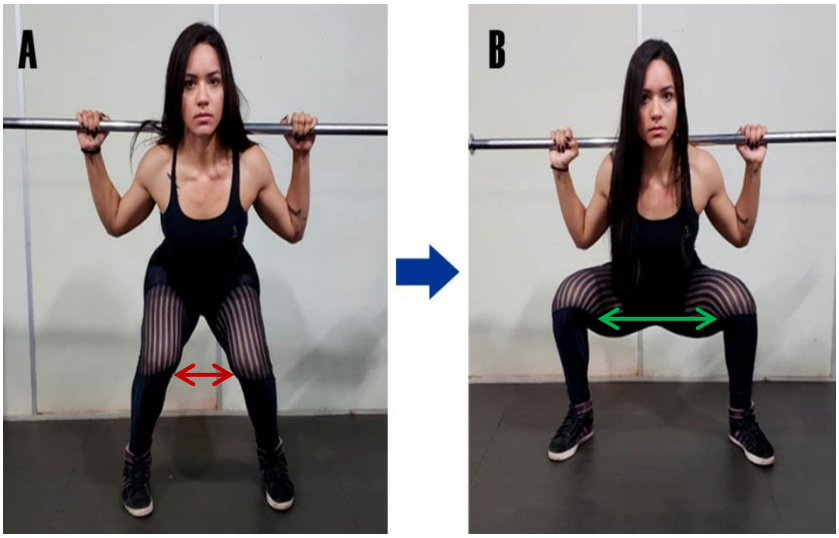


Figura 4. Agachamento com valgo dinâmico (Painel A) e sem valgo dinâmico (Painel B).

Procedimentos devem ser tomados para evitar o valgo dinâmico, que, durante o agachamento, ocorre, sobretudo, devido a um desequilíbrio muscular. Embora o efeito possa ser observado no joelho, a causa está na musculatura da articulação do quadril, já que o valgo dinâmico é causado por uma adução e rotação interna do quadril. O seu principal fator é que os músculos abdutores de quadril, que deveriam equilibrar a articulação e evitar esse movimento, podem estar enfraquecidos, especificamente o glúteo médio e o tensor da fáscia lata, importantes abdutores do quadril. Logo, será prudente trabalhar o fortalecimento específico desses músculos.

Uma abordagem simples é a colocação de um elástico tensionado logo abaixo dos joelhos durante o agachamento, que fará com que o executante projete os joelhos para fora para manter o elástico tensionado (Figura 5). Além disso, caso o valgo dinâmico ocorra nos maiores ângulos de flexão do joelho, deve-se, então, limitar a profundidade do agachamento a ângulos em que o valgo dinâmico não ocorra.



Figura 5. Utilização de elástico logo abaixo do joelho para reduzir o valgo dinâmico.

5.2 Projeção da coluna à frente

A projeção do tronco à frente (Figura 6) aumenta a sobrecarga na região lombar[46], logo, esse é um movimento que deve ser evitado.



Figura 6. Agachamento com projeção excessiva do tronco à frente.

Alguns dos fatores que induzem a maior projeção do tronco à frente são: 1) falta de mobilidade no tornozelo; 2) desproporção entre o comprimento do fêmur e do tronco, sendo maior comprimento relativo do fêmur e menor comprimento relativo do tronco; 3) menor distância entre os pés; 4) barra posicionada mais abaixo, nas costas; 5) desequilíbrio entre a força do

quadríceps e glúteo máximo, havendo uma maior força relativa dos glúteos; e 6) maior intenção de, desnecessariamente, ativar os extensores do quadril (glúteo máximo e isquiotibiais).

Outro fator que contribui é preocupação excessiva com a projeção do joelho à frente da linha da ponta dos pés. Fry et al.[46] observaram que, ao limitar os joelhos à linha da ponta dos pés, aumenta-se a força na parte inferior da coluna, comparativamente ao agachamento realizado de forma natural. Dessa forma, pode ser necessário que os joelhos passem de forma natural à linha da ponta dos pés.

5.4 Realização de agachamento com os pés próximos

Na prática, observa-se que existe uma crença de que a ativação dos vastos será alterada com a alteração da distância entre os pés. Entretanto, os estudos científicos não indicam alteração na ativação dos vastos com afastamento ou aproximação dos pés[12, 21, 47]. Na verdade, isso nem deveria ser esperado, uma vez que, em primeiro lugar, é praticamente impossível ativar isoladamente algum dos vastos com exercícios resistidos; em segundo lugar, aumentar a distância entre os pés (abduzindo o quadril) ou aproximar os pés (aduzindo o quadril) não altera o comprimento dos vastos, uma vez que estes, por serem músculos de natureza monoarticuar, cruzam somente a articulação do joelho. Assim, abduzir o quadril (afastar os pés) ou aduzir o quadril (aproximar os pés) não afeta significativamente os vastos. Entretanto, realizar o agachamento com maior distância entre os pés aumenta a ativação do glúteo máximo[21, 47].

6. VARIAÇÕES

Para uma boa e segura execução do agachamento com barra livre, alguns pressupostos devem ser atendidos: 1) articulações saudáveis, ou seja, ausência de lesões pré-existentes, especialmente de coluna e joelho (como algum desvio grave de postura), doenças degenerativas da articulação (artrose, osteoartrite, osteoartrose), osteoporose, pinçamento de nervos etc; 2) Mobilidade de quadril e tornozelo; 3) Equilíbrio e coordenação para realizar o exercício; 4) Proporcionalidade de comprimento relativo entre tronco e

membros inferiores.

Porém, nem todo indivíduo atenderá a todos esses critérios e a técnica de execução do agachamento ficará comprometida e induzirá a erros potencialmente perigosos, como desalinhamento da curvatura lombar, inclinação excessiva do tronco a frente etc. Nesses casos, quando o indivíduo não está apto para realizar adequadamente o agachamento, existe a possibilidade de variação para um exercício que proporcionará benefícios similares, porém, com menos risco.

Além disso, variações também são importantes para otimizar o aumento da massa muscular. Por exemplo, Fonseca et al.[48] observaram que os grupos que variaram exercício obtiveram melhores resultados, comparados aos grupos que não variaram exercícios. Adicionalmente, as variações também podem ser importantes para aumentar o volume de treino no quadríceps e glúteo, já que o volume de treino é uma das principais variáveis de manipulação do treinamento resistido[49-51].

Abaixo, é apresentada uma lista de variações do agachamento que possuem movimentos articulares semelhantes (extensão de joelho e quadril) e que ativam essencialmente os mesmos músculos-alvo (quadríceps e glúteo máximo) trabalhados durante o agachamento.

6.1 Máquina Smith

Nesta variação o indivíduo se posiciona centralizado a barra do aparelho, faz a adução das escápulas simultaneamente apoiando a barra sobre seu trapézio, destrava a barra com movimento dos pulsos (normalmente por uma flexão ou hipertensão), posiciona os pés na largura dos ombros e ligeiramente anteriorizados em relação à linha do tronco, o que contribui para uma postura adequada do tronco durante a execução. Entretanto, essa sutil projeção dos pés a frente não deve ser demasiada, pois implica numa retificação exagerada e desnecessária da coluna, aumentando a compressão sobre a mesma podendo acarretar em lesões. Finalmente o sujeito então fixa o olhar à frente ou ligeiramente para cima, inspira e inicia o movimento realizando a flexão do quadril, joelhos e dorsiflexão dos tornozelos, atingi a amplitude desejada e faz o retorno a posição inicial estendendo quadril joelhos

e flexionando os tornozelos.

Basicamente, enquanto que, para executar o agachamento com barra livre, é necessário vencer a resistência e equilibrar o movimento, o agachamento na máquina Smith exige menos equilíbrio por parte do praticante. Isso faz com que o movimento se torne mais fácil do ponto de vista do equilíbrio, uma vez que a trajetória já é pré-definida pela guia da máquina, assim, pode ser interessante para iniciantes que não têm equilíbrio e coordenação motora para o agachamento livre e/ou para aqueles que têm dificuldade em manter uma boa postura na barra livre.

O movimento realizado em barra livre permite uma maior ativação muscular, comparativamente ao agachamento realizado em máquina Smith[52], todavia, para saber se essa diferença de ativação é suficiente para induzir maiores ganhos de força e massa muscular, é preciso confirmar em estudos longitudinais.



Figura 7. Agachamento em máquina Smith

6.2 Agachamento com barra à frente

Nesta variação o indivíduo apoia a barra sobre a porção anterior dos deltoides e a linha clavicular, quando a carga utilizada é relativamente baixa e até moderada para o sujeito sua retirada é feita do solo por meio de um movimento semelhante ao levantamento olímpico, não havendo coordenação, técnica e experiência necessárias para executar esta fase, o indivíduo pode

fazer a retirada da barra a partir do suporte tradicional, poupando o indivíduo deste movimento inicial e permitindo uma postura e posicionamento praticamente ideal para iniciar o movimento. Feito isso, são seguidas para a execução as mesmas recomendações e atenção que o movimento de agachamento tradicional.

Essa variação permite que o executante mantenha uma melhor postura durante o agachamento, inclinando menos o tronco[53], logo, uma alternativa interessante para aqueles que geralmente projetam excessivamente o tronco à frente. Ainda, estudos indicam que a ativação muscular é semelhante com a barra nas costas[14, 30]. Por outro lado, existe uma maior dificuldade em equilibrar a barra.

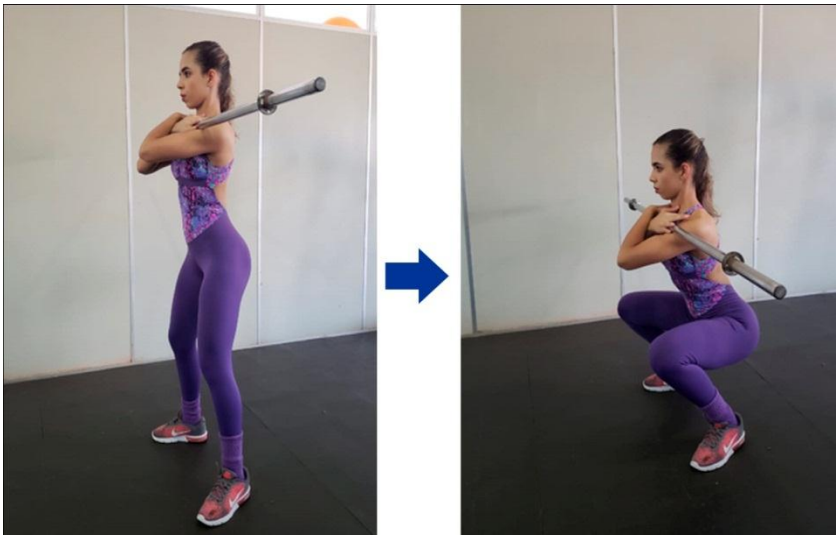


Figura 8. Agachamento com barra à frente.

6.3 Agachamento com halteres

Nesta variação o sujeito segura e sustenta o par de halteres lateralmente aos quadríceps, essa sustentação feita pelos braços e mãos deve ser feita de maneira natural, não exagerando na contração isométrica dos membros superiores distais para que não haja um esforço desnecessário e excessivo de outros grupos musculares. Demais detalhes para realizar a execução como postura, olhar, respiração entre outros seguem os mesmos do movimento de agachamento tradicional.

Realizar o agachamento com os halteres reduz significativamente a compressão na coluna vertebral, uma vez que a carga não estará posicionada sobre a mesma. Portanto, pessoas com histórico de lesão na coluna vertebral,

ou com desvio acentuado, podem se beneficiar com essa variação. Uma desvantagem é que pessoas com alto nível de força muscular terão mais dificuldade para trabalhar com carga elevada.

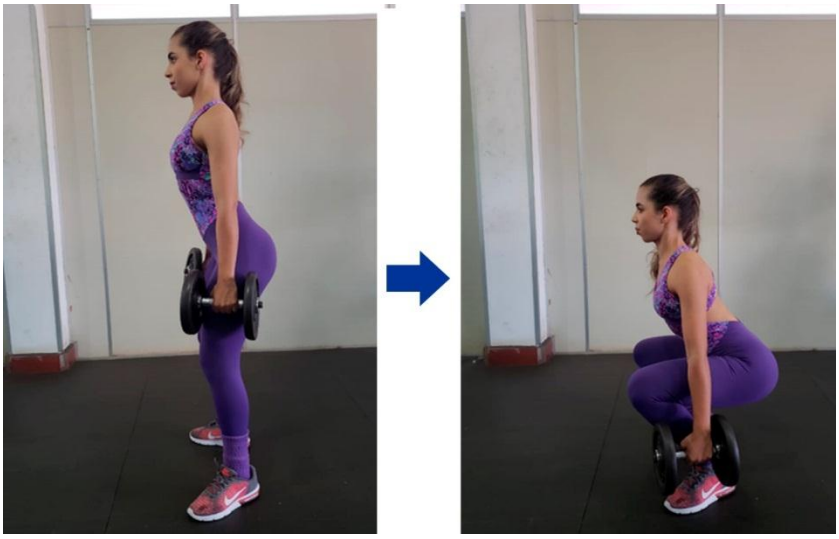


Figura 9. Agachamento com halteres.

6.4. Agachamento Hack

Nesta variação o sujeito se posiciona no equipamento, apoiando coluna e cabeça completamente no encosto, deltoides também são apoiados e sobre estes é exercida a carga. O posicionamento dos pés, olhar e a respiração obedecem à recomendação do movimento tradicional e a postura é favorecida e facilitada pela estrutura do aparelho.

Uma grande vantagem do agachamento Hack é a sustentação na coluna vertebral, uma vez que a coluna estará apoiada no encosto da máquina. Também é um exercício de mais fácil execução em comparação ao agachamento com barra livre, pois a trajetória já estará definida pela máquina.

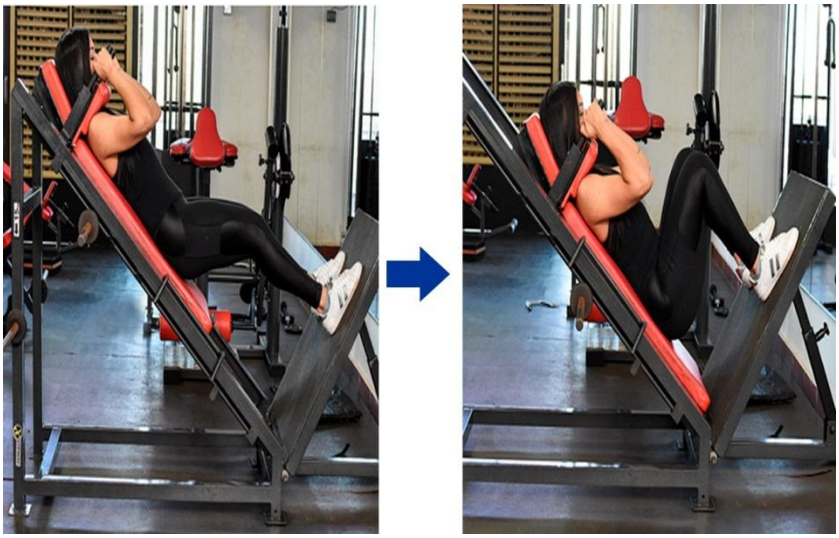


Figura 10. Agachamento Hack

6.5. Avanço

Nesta variação o indivíduo retira a barra do suporte atentando para os mesmos detalhes do movimento tradicional, posiciona um dos pés anteriormente e o outro posteriormente, sendo este último apoiado apenas no ante-pé (ponta do pé) e inicia a execução.

Essa variação permite uma boa postura, além de maior ativação do glúteo máximo[54], e adaptações bastante semelhantes ao agachamento[55]. Entretanto, exige um bom equilíbrio. No caso de pessoas que não consigam realizar o movimento com barra livre, o avanço pode ser executado na máquina Smith.



Figura 11. Avanço.

6.6. Agachamento búlgaro

Nesta variação um dos pés é apoiado posteriormente sobre um banco, o qual não deve estar ou ser posicionado excessivamente afastado do indivíduo, a postura, o olhar e a respiração seguem as mesmas descritas do movimento tradicional. A carga é imposta por halteres e sustentada pelos membros superiores distais e a sustentação da mesma deve ser feita com o mesmo cuidado mencionado no agachamento com halteres.

Em comparação ao agachamento, essa variação permite maior ativação de glúteo máximo[56] e isquiotibiais[57], similar ativação do vasto medial e vasto lateral[57], porém menor ativação do reto femoral[57]. Por outro lado, é um exercício que exige um elevado nível de coordenação motora e equilíbrio.

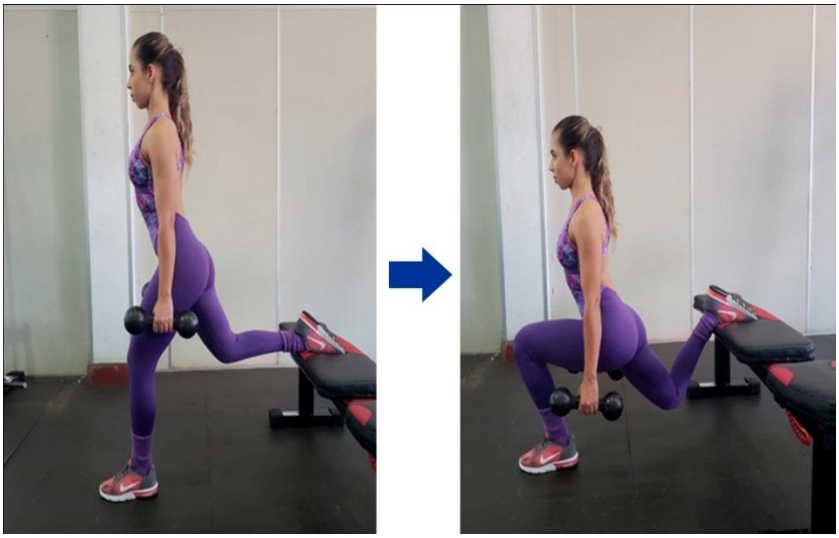


Figura 11. Agachamento búlgaro.

6.7. Agachamento sumô

Nesta variação o sujeito se posiciona com uma abdução do quadril e espaçamento dos pés superior ao movimento tradicional. A carga é mantida anteriormente e sustentada pelos membros distais superiores, podendo ser imposta por uma barra, anilha ou halter, demais cuidados e detalhes em relação à técnica de execução permanecem inalterados.

Durante o agachamento sumô os pés fiquem mais afastados, o que permite maior ativação do glúteo máximo e do adutor, sem alterar a ativação do quadríceps. Outra vantagem é que facilita uma melhor postura e reduz a

sobrecarga axial sobre a coluna vertebral. Geralmente esse exercício é realizado com abdução excessiva do tornozelo (ponta dos pés indicando para fora), entretanto, o posicionamento dos pés não altera o padrão de ativação do quadríceps[5]. Porém, considerando que rotações extremas da tíbia podem alterar a movimentação natural da patela e também causar vago ou varo no joelho, é prudente evitar exageros. Além disso, um erro comum nesse exercício é realizar uma eversão do tornozelo (na maioria das vezes involuntária) nos maiores graus de flexão dos joelhos.

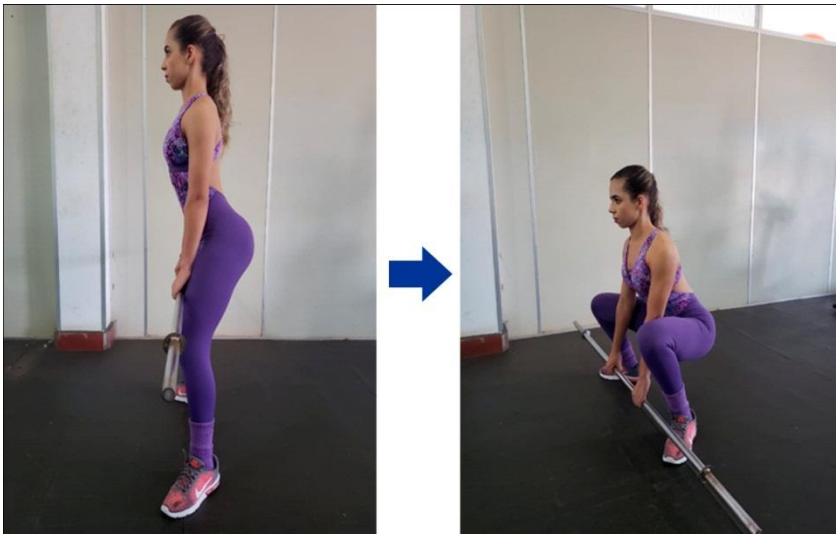


Figura 12. Agachamento sumô.

6.8. Leg press 45 graus

Neste exercício o sujeito se posiciona no aparelho sentado, apoiando cabeça, coluna e glúteo, sendo este último grupo muscular um importante indicador de um erro na técnica de execução, que é a flexão excessiva dos joelhos e quadril que pode ocasionar em lesão. Ao flexionar excessivamente os joelhos e quadril na fase excêntrica do movimento há uma tendência da retirada do glúteo do apoio/encosto do aparelho, ocasionando uma retroversão pélvica, e devido ao tronco ser solidário a pelve também sofre influência da mesma alterando assim sua postura correta e natural.

Embora não seja um movimento de agachar, o leg press 45 graus ativa praticamente os mesmos músculos-alvo do agachamento (quadríceps e glúteo máximo), pois o movimento articular de membro inferior é também de extensão de joelho e quadril, portanto, seus benefícios serão muito similares ao

agachamento. Esse exercício alternativo tem como grande vantagem a redução da carga axial diretamente sobre a coluna vertebral. Por isso, pessoas com dores lombares, desvio acentuado ou com histórico de problemas na coluna vertebral poderão se beneficiar com esse exercício.

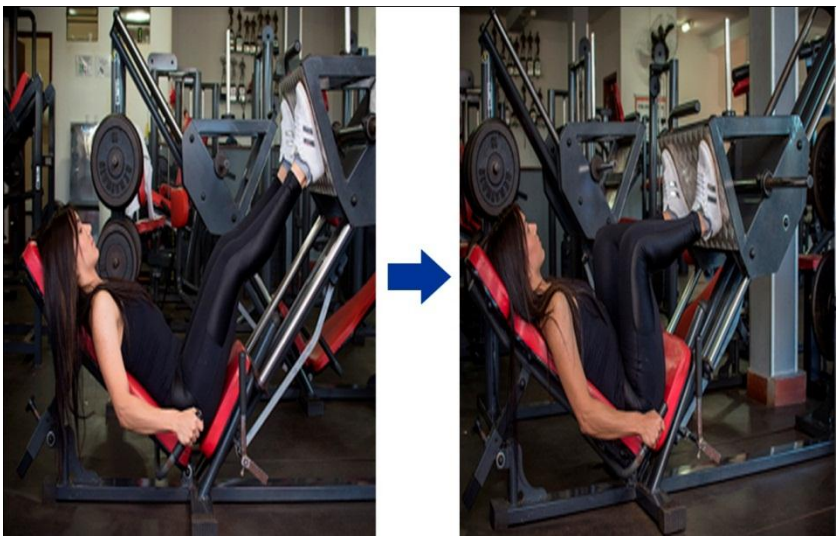


Figura 13. Leg press 45º.

As variações podem ser utilizadas com três finalidades, primeiro: para evitar riscos de lesões em virtude de uma pouca experiência prática e consequentemente o não desenvolvimento pleno das capacidades necessárias, também para possibilitar que indivíduos com algum tipo de desvio postural ou problema articular já estabelecido possam estimular seus membros inferiores sem agravar suas condições. Segundo: de maneira estética com o objetivo de enfatizar a melhora de um grupo muscular específico. Terceiro: de maneira atlética com intuito de promover estímulos variados buscando evitar a estagnação e continuar obtendo evolução.

Considerações finais

O agachamento é um movimento seguro e eficaz para o desenvolvimento da força e aumento de massa muscular, especialmente de quadríceps e glúteo máximo. Embora sejam a hipertrofia dos membros inferiores e a melhora neuromuscular os mais evidenciados e mencionados, a influência positiva em todas as demais estruturas e tecidos não pode ser

esquecida, nem tão pouco tida como menos relevante.

O emprego do agachamento e a tomada de decisão sobre quais de suas variações irão compor a rotina de exercícios resistidos devem ser pautados em vários fatores como: necessidades do indivíduo, segurança, eficiência, conforto, nível de experiência, coordenação motora, flexibilidade articular e consciência corporal.

Negligenciar ou subestimar a importância desses aspectos citados e de qualquer um dos detalhes da execução desse movimento, assim como também desconhecer os reais riscos e benefícios do agachamento são possivelmente algumas das razões que podem acarretar lesões. Nesse sentido, espera-se que este produto tenha oferecido informações que possam subsidiar não apenas o profissional de Educação Física na prescrição do agachamento em rotinas de exercício com pesos, mas também as pessoas praticantes ou não dessa modalidade que estejam buscando adquirir e/ou aprofundar seu conhecimento sobre o tema.

Referências

1. Westcott WL. Resistance training is medicine: effects of strength training on health. Curr Sports Med Rep. 2012;11(4):209-16.

2. ACSM. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. Med Sci Sports Exerc. 2009;41(3):687-708.

3. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, et al. 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 Exerc. 2011;43(7):1334-59.

4. Ribeiro AS, Schoenfeld BJ, Nunes JP. Large and small muscles in resistance training: is it time for a better definition? Strength & Conditioning Journal. 2017;39(5):33-5.

5. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. J Strength Cond Res. 2010;24(12):3497-506.

6. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. J Strength Cond Res. 2012;26(4):1169-78.

7. Aspe RR, Swinton PA. Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. J Strength Cond Res. 2014;28(10):2827-36.

8. Ribeiro AS, Nascimento MA, Mayhew JL, Ritti-Dias RM, Avelar A, Okano AH, et al. Reliability of 1RM test in detrained men with previous resistance training experience. Isokinet Exerc Sci. 2014;22:137-43.

9. Ribeiro AS, Nascimento MA, Salvador EP, Gurjão ALD, Ritti-Dias RM, Mayhew JL, et al. Reliability of one-repetition maximum test in untrained young adult men and women. Isokinet Exerc Sci. 2014;22(175-182).

10. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Med Sci Sports Exerc. 2001;33(1):127-41.

11. Vakos JP, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R, Horn T. Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift. Effect of varying the lumbar posture. Spine (Phila Pa 1976). 1994;19(6):687-95.

12. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Med Sci Sports Exerc. 2001;33(9):1552-66.

13. da Silva JJ, Schoenfeld BJ, Marchetti PN, Pecoraro SL, Greve JMD, Marchetti PH. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. J Strength Cond Res. 2017;31(6):1688-93.

14. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. A comparison of guteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. J Appl Biomech. 2016;32(1):16-22.

15. Wakahara T, Miyamoto N, Sugisaki N, Murata K, Kanehisa H, Kawakami Y, et al. Association between regional differences in muscle activation in one session of resistance exercise and in muscle hypertrophy after resistance training. Eur J Appl Physiol. 2012;112(4):1569-76.

16. Schoenfeld BJ. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. J Strength Cond Res. 2010;24(10):2857-72.

17. Vigotsky AD, Beardsley C, Contreras B, Steele J, Ogborn D, Phillips SM. Greater electromyographic responses do not imply greater motor unit recruitment and 'hypertrophic potential' cannot be inferred. J Strength Cond Res. 2015.

18. Bloomquist K, Langberg H, Karlsen S, Madsgaard S, Boesen M, Raastad T. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. Eur J Appl Physiol. 2013;113(8):2133-42.

19. WEISS LW, FRX AC, WOOD LE, RELYEA GE, MELTON C. Comparative effects of deep versus shallow squat and leg-press training on vertical jumping ability and related factors. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2000;14(3):241-7.

20. Gibala MJ, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Stauber WT, Elorriaga A. Changes in human skeletal muscle ultrastructure and force production after acute resistance exercise. J Appl Physiol (1985). 1995;78(2):702-8.

21. McCaw ST, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. Med Sci Sports Exerc. 1999;31(3):428-36.

22. Earp JE, Newton RU, Cormie P, Blazevich AJ. Inhomogeneous quadriceps femoris hypertrophy in response to strength and power training. Med Sci Sports Exerc. 2015;47(11):2389-97.

23. Ema R, Sakaguchi M, Akagi R, Kawakami Y. Unique activation of the quadriceps femoris during single- and multi-joint exercises. Eur J Appl Physiol. 2016;116(5):1031-41.

24. Ema R, Wakahara T, Miyamoto N, Kanehisa H, Kawakami Y. Inhomogeneous architectural changes of the quadriceps femoris induced by resistance training. Eur J Appl Physiol. 2013;113(11):2691-703.

25. Caterisano A, Moss RF, Pellinger TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. J Strength Cond Res. 2002;16(3):428-32.

26. Wright GA, Delong TH, Gehlsen G. Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements. The Journal of Strength & Conditioning Research. 1999;13(2):168-74.

27. Illera-Dominguez V, Nuell S, Carmona G, Padulles JM, Padulles X, Lloret M, et al. Early functional and morphological muscle adaptations during short-term inertial-squat training. Front Physiol. 2018;9:1265.

28. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. Med Sci Sports Exerc. 2001;33(6):984-98.

29. Toutoungi DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2000;15(3):176-87.

30. Gullett JC, Tillman MD, Gutierrez GM, Chow JW. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. J Strength Cond Res. 2009;23(1):284-92.

31. Zheng N, Fleisig GS, Escamilla RF, Barrentine SW. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. J Biomech. 1998;31(10):963-7.

32. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effects of fatigue on knee proprioception. Clin J Sport Med. 1997;7(1):22-7.

33. Isear JA, Jr., Erickson JC, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. Med Sci Sports Exerc. 1997;29(4):532-9.

34. Escamilla RF, Macleod TD, Wilk KE, Paulos L, Andrews JR. Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: a guide to exercise selection. J Orthop Sports Phys Ther. 2012;42(3):208-20.

35. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. J Biomech. 1999;32(4):395-400.

36. More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM. Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. Am J Sports Med. 1993;21(2):231-7.

37. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. Am J Sports Med. 1996;24(4):518-27.

38. Flores V, Becker J, Burkhardt E, Cotter J. Knee Kinetics during Squats of Varying Loads and Depths in Recreationally Trained Females. J Strength Cond Res. 2018.

39. Granhed H, Morelli B. Low back pain among retired wrestlers and heavyweight lifters. Am J Sports Med. 1988;16(5):530-3.

40. Raty HP, Battie MC, Videman T, Sarna S. Lumbar mobility in former elite male weight-lifters, soccer players, long-distance runners and shooters. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1997;12(5):325-30.

41. Stromback E, Aasa U, Gilenstam K, Berglund L. Prevalence and consequences of injuries in powerlifting: a cross-sectional study. Orthop J Sports Med. 2018;6(5):2325967118771016.

42. Walsh JC, Quinlan JF, Stapleton R, FitzPatrick DP, McCormack D. Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during "free squat" weight lift training. Am J Sports Med. 2007;35(6):927-32.

43. Potvin JR, McGill SM, Norman RW. Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. Spine (Phila Pa 1976). 1991;16(9):1099-107.

44. Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam SS, Wyss UP. Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. J Orthop Res. 2006;24(4):770-81.

45. Alves FSM, Oliveira FS, Junqueira CHBF, Azevedo BMS, Dionísio VC. Análise do padrão eletromiográfico durante os agachamentos padrão e declinado. Brazilian Journal of Physical Therapy. 2009;13:164-72.

46. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. J Strength Cond Res. 2003;17(4):629-33.

47. Paoli A, Marcolin G, Petrone N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. J Strength Cond Res. 2009;23(1):246-50.

48. Fonseca RM, Roschel H, Tricoli V, de Souza EO, Wilson JM, Laurentino GC, et al. Changes in exercises are more effective than in loading schemes to improve muscle strength. J Strength Cond Res. 2014;28(11):3085-92.

49. Schoenfeld B, Grgic J. Evidence-based guidelines for resistance training volume to maximize muscle hypertrophy. Strength & Conditioning Journal. 2017;Publish Ahead of Print.

50. Schoenfeld BJ, Contreras B, Krieger J, Grgic J, Delcastillo K, Belliard R, et al. Resistance training volume enhances muscle hypertrophy. Med Sci Sports Exerc. 2018.

51. Schoenfeld BJ, Ogborn D, Krieger JW. Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. J Sports Sci. 2017;35(11):1073-82.

52. Schwanbeck S, Chilibeck PD, Binsted G. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. J Strength Cond Res. 2009;23(9):2588-91.

53. Yavuz HU, Erdag D, Amca AM, Aritan S. Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. J Sports Sci. 2015;33(10):1058-66.

54. Leporace G, Pereira GR, Costa LCN, Teixeira LC, Batista LA. Comparação da ativação mioelétrica do glúteo máximo e bíceps femoral entre os agachamentos paralelo e com passada à frente. Rev Bras Educ Fis Esporte. 2012;26(3):383-9.

55. Speirs DE, Bennett MA, Finn CV, Turner AP. Unilateral vs. bilateral squat training for strength, sprints, and agility in academy rugby players. J Strength Cond Res. 2016;30(2):386-92.

56. McCurdy K, Walker J, Yuen D. Gluteus maximus and hamstring activation during selected weight-bearing resistance exercises. J Strength Cond Res. 2018;32(3):594-601.

57. Andersen V, Fimland MS, Brennset O, Haslestad LR, Lundteigen MS, Skalleberg K, et al. Muscle activation and strength in squat and Bulgarian squat on stable and unstable surface. Int J Sports Med. 2014;35(14):1196-202.

ARTIGO CIENTÍFICO

Acute effects of different training loads on rate perceived exertion, discomfort and feelings of pleasure/displeasure in resistance-trained men

Running head: Training load and affectivity

ABSTRACT

The main purpose of the present study was to investigate the acute effects of different training loads on rating of perceived exertion, discomfort and feelings of pleasure/displeasure in resistance trained men. Twelve resistance-trained men (26.7 ± 3.5 years, 85.1 ± 17.5 kg, and 174.9 ± 9.9 cm) performed 3 sets of the bench press, squat on a hack machine, and lat-pulldown until volitional failure in two separate conditions: a moderate load (MOD) consisting of a relative load of 8-12 repetitions maximum; (RM) and a light load (LIT) consisting of a relative load of 20-30 RM. The session rating of perceived exertion (sRPE), session rating of perceived discomfort (sRPD), and session pleasure/displeasure feelings (sPDF) were assessed after 15 min after the ending of each session. A randomized, counterbalanced, crossover design was performed with 48 hours recovery afforded between sessions. Differences between conditions were observed for sRPE and sRPD, in which scores for LIT were greater than MOD (sRPE: MOD = 5.5 ± 1.0 vs. LIT = 6.4 ± 0.7; sRPD = MOD = 6.7 ± 1.7 vs. LIT = 8.7 ± 1.0). For sPDF, MOD reported feelings of pleasure (1.2) whereas the LIT presented feeling of displeasure (-2.3). Results suggest that resistance training performed with a light load until failure induces higher degrees of effort, discomfort and displeasure compared to a moderate load.

Keywords: Strength training, intensity, affectivity.

INTRODUCTION

Resistance training (RT) is a modality of exercise recommended for improving a wide range of health-related parameters including neuromuscular fitness, insulin sensitivity, bone density, and cardiovascular wellness (1, 4, 10), as well as a popular strategy for enhancing physique aesthetics and sports-performance. The rating of perceived exertion is a well-known marker of exercise intensity and has correlation with intensity of effort (6, 22). Therefore, the rating of perceived exertion of the session (sRPE) has been used as a simple method to rate effort individuals during a RT session (6, 26). This approach allows to verify a single global rating of how difficult an entire session training and has been reported as valid and reliable indicator of RT intensity (26).

The benefits associated with RT are dependent on the proper manipulation of the variables that make up the RT program (1, 23). The RT protocols designed to induce neuromuscular fitness may differ in their organization relative to variables. Regarding training load, emerging research indicates that muscle hypertrophy is similar regardless of the magnitude of load provided that repetitions are performed until momentary failure (17, 18, 24, 25).

However, although gains in muscle mass may be similar across the spectrum of loading ranges, the acute physiological responses are different between protocols. For example, a high number of repetitions performed with lighter loads induces a greater increase in heart rate, blood pressure, and accumulation of metabolites in comparison to a low number of repetitions performed with heavier loads when sets are carried out to muscular failure (12, 13, 19). Thus, it can be hypothesized that the practitioner's feelings of pleasure/displeasure as well as the effort and discomfort perceived may be different according to the load and the number of repetitions performed.

Moreover, the adherence to a physical exercise program is strictly correlated with feelings of pleasure/pleasure, thus the knowledge if different load performed until failure affects these feelings may help in avoid desistance by displeasure.

The main purpose of the present study was to verify the acute effects of different training loads carried out to muscular failure on ratings of perceived exertion (sRPE), discomfort (sRPD), and feelings of pleasure/displeasure

(sPDF) in resistance-trained men. We hypothesized that training with a light load would produce greater sRPE and sRPD, and lower sPDF compared to moderate load RT.

Methods

Participants

A convenience sample of 12 men with previous experience in RT were selected for participation in this research. All participants completed a detailed health history questionnaire and were included in the study if they had a minimum of one year of experience in RT, were free from orthopedic injuries that could have precluded or hindered the movements performed, and have been performing the bench press, hack squat, and lat-pulldown exercises in their normal routine. The participants were required to refrain from other RT sessions during course of the study. All participants were informed of the procedures and signed a written informed consent to participate in the study. The investigation was performed according to the principles outlined in the Declaration of Helsinki and was approved by the local University Ethics Committee.

Experimental approach to the problem

Participants volunteered to visit the laboratory on four separate occasions separated by intervals of 48-72 hours. Anthropometric measurements and individual interviews were conducted on the first visit. Additionally, in the first and second visits, participants randomly performed the repetition maximum (RM) testing to determine the loads for moderate and light conditions to be used in the experimental conditions in bench press, hack squat, and lat-pulldown exercises. During these two first sessions, the participants also were familiarized with the evaluation scales. Afterwards, a randomized, counterbalanced, cross-over design was employed in the third and fourth visits, whereby the participants performed 3 exercises for 3 sets in moderate load (MOD) consisting of a relative load of 8-12 RM, or light load (LIT) consisting of a relative load of 20-30 RM. The experimental design is shown in Figure 1.

Sessions were conducted at the same time of day to avoid any possible

confounding effects of the circadian cycle. Participants were instructed to refrain from caffeinated beverages and foods 48 hours prior to the sessions.

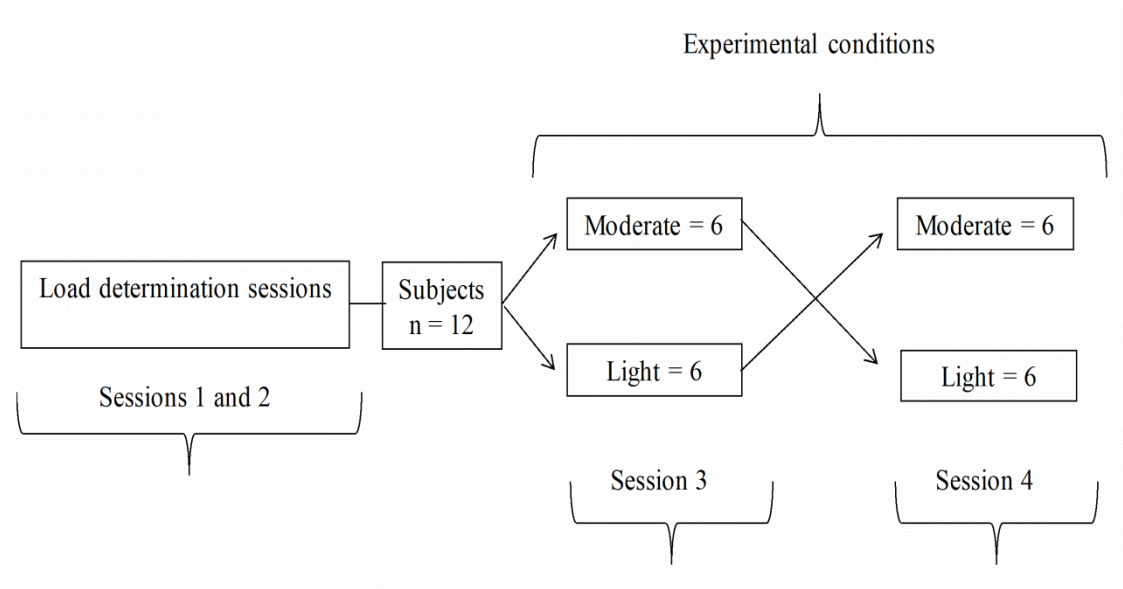


Figure 1. Experimental design of the study.

Load determination

The loads employed for each condition were determined via RM testing as described elsewhere (21). Briefly, the test consists of executing the first and second sets at the lower end of the repetition zone (8 repetitions for MOD, and 20 repetitions for LIT), and as many repetitions as possible until voluntary exhaustion or the inability to maintain proper technique in the third set. The same weight was used to perform all three sets of each exercise. Therefore, the load for the protocol conditions were determined using the following equations:

Upper limb exercises: FW = WT + RE/2

Lower limb exercises: FW = WT + RE

where FW = final weight (kg) used in experimental session; WT = weight used in the test (kg); RE = maximum number of repetitions performed that exceeded the lower limit (8 repetitions for MOD, and 20 repetitions for LIT) in the third set.

When the number of repetitions exceeded in the last series in the maximal repetition weight test resulted in an odd number, the immediately previous pair value was considered. In none of the exercises for both conditions (LIT and MOD) the participants perform more than fifteen repetitions above the lower limit in the third set.

The weight used in the first sets was based according to previous information of the practitioners and the perception and experience of the researchers. The results of these tests were used to determine the weight used in the experimental protocols.

Testing protocol

Sessions for each loading condition were carried out on the 3 exercises in the following order: bench press, hack squat, and lat-pulldown. This alternated by segment order was applied to avoid accumulated fatigue. The exercises chosen are very popular and efficient to work muscles of trunk and limbs. For all exercises, participants performed 3 sets with the specific load maintaining a constant velocity of movement at a ratio of approximately 1:2 seconds for the concentric and eccentric phases, respectively. A rest period of 120 secs was afforded between sets and exercises. Repetitions for all sets were performed until volitional failure or an inability to carry out the exercise with proper technique. Participants were instructed to perform repetitions using their habitual range of motion and to avoid resting in the transition phases between repetitions (intra-set rest).

The 0 to 10 OMNI scale was employed for determination of sRPE (22), in which the lowest score represents no physical exertion and the highest score in the scale represents maximum perceivable effort. The sRPD was assessed with a 0 to 10 point scale (8), in which 0 represents no perceived discomfort and 10 represents maximum perceivable discomfort. For both scales (sRPE and sRPD) participants were instructed to answer the question: “How hard did you work out?” The sPDF was assessed with the Hardy and Rejesky (14) scale, which uses a bipolar 11-point scale varying from -5 to +5; a score of zero is considered neutral, positive numbers (+1 to +5) represent pleasurable feelings and negative numbers (-1 to -5) represent unpleasurable feelings. For the sPDF scale, participants were instructed to answer the question: “How was your workout?” All ratings were assessed 15 minutes after the ending of the session (15, 26).

Statistical analysis

The Kolmogorov-Smirnov and Levene`s test was used to determine normality and homogeneity of the data, respectively. A dependent Student`s t-test was used to compare the differences between sessions. The effect size (ES) was calculated as the MOD mean minus LIT mean divided by the pooled standard deviation (5). An ES of 0.00-0.19 was considered as trivial, 0.20-0.49 as small, 0.50-0.79 as moderate and ≥ 0.80 as large (5). For all statistical analyses, significance was accepted at $P < 0.05$. The data were analyzed using SPSS software version 20.0.

Results

The characteristics of the participants are presented in Table 1. The total load lifted, the volume-load, and duration of sessions are detailed in Table 2. As expected, MOD showed a greater ($P < 0.05$) total load lifted and shorter duration than LIT; alternatively, LIT showed a greater volume-load than MOD. The Table 3 presents the training load and volume-load according to exercise, where for all exercises MOD presented greater ($P < 0.05$) load than LIT, however the volume-load was greater ($P < 0.05$) for LIT compared to MOD.

Table 1. Typical characteristics of the participants (n = 12).

	Mean	**Standard deviation**	**Minimum**	**Maximum**
Age (years)	26.7	3.5	23	32
Body mass (kg)	85.1	17.5	64	112
Height (cm)	174.9	9.9	167	185
BMI (kg/m²)	27.3	4.4	21.5	34.6
RT experience (years)	2.3	0.9	1	4

Note: BMI = body mass index. RT = resistance training

Table 2. Training load, volume-load and session duration according to load session. Data are presented as mean and standard deviation.

	Light	**Moderate**	***P***	**Effect size**
Total load (kg)	112.4 ± 19.9	176.1 ± 30.1	< 0.001	2.5
Volume-load (kg)	8959.7 ± 1942.2	6139.3 ± 1226.9	< 0.001	-1.8
Session duration (min)	28.0 ± 4.0	24.6 ± 4.5	< 0.01	-0.8

Note: Volume-load = total load × total number of repetitions.

Table 3. Training load, volume-load and session duration according to load session and exercise. Data are presented as mean and standard deviation.

	Light	**Moderate**	***P***	**Effect size**
Bench press				
Total load (kg)	38.6 ± 9.8	63.3 ± 11.5	< 0.001	2.3
Volume-load (kg)	3103.5 ± 791.1	2089.8 ± 457.1	< 0.001	-1.6
Squat				
Total load (kg)	41.6 ± 9.7	65.3 ± 16.4	< 0.001	1.8
Volume-load (kg)	3227.5 ± 985.3	2381.1 ± 675.3	< 0.01	-1.0
Lat-pulldown				
Total load (kg)	32.0 ± 7.8	47.5 ± 6.5	< 0.001	2.2
Volume-load (kg)	2628.7 ± 609.2	1668.3 ± 249.2	< 0.001	-2.2

Note: Volume-load = total load × total number of repetitions.

The sRPE, sRPD and sPDF outcomes for each loading condition are displayed in Table 4. Differences between conditions were observed for sRPE and sRPD, in which LIT showed higher scores compared to MOD. In regard to sPDF, MOD reported feelings of pleasure whereas the LIT presented feelings of displeasure. Effect sizes were of a large magnitude for all outcomes.

Table 4. Variables according to load session. Data are presented as mean and standard deviation.

	Light	Moderate	*P*	Effect size
RPE	6.4 ± 0.7	5.5 ± 1.0	0.03	-1.1
Discomfort	8.7 ± 1.0	6.7 ± 1.7	0.01	-1.5
Feeling	-2.3 ± 1.9	1.2 ± 1.3	< 0.001	2.2

Note: RPE = rate of perceived exertion.

Figure 2 illustrates the individual scores for sRPE, sRPD and sPDF (Panels A, B, and C, respectively) according to loading condition.

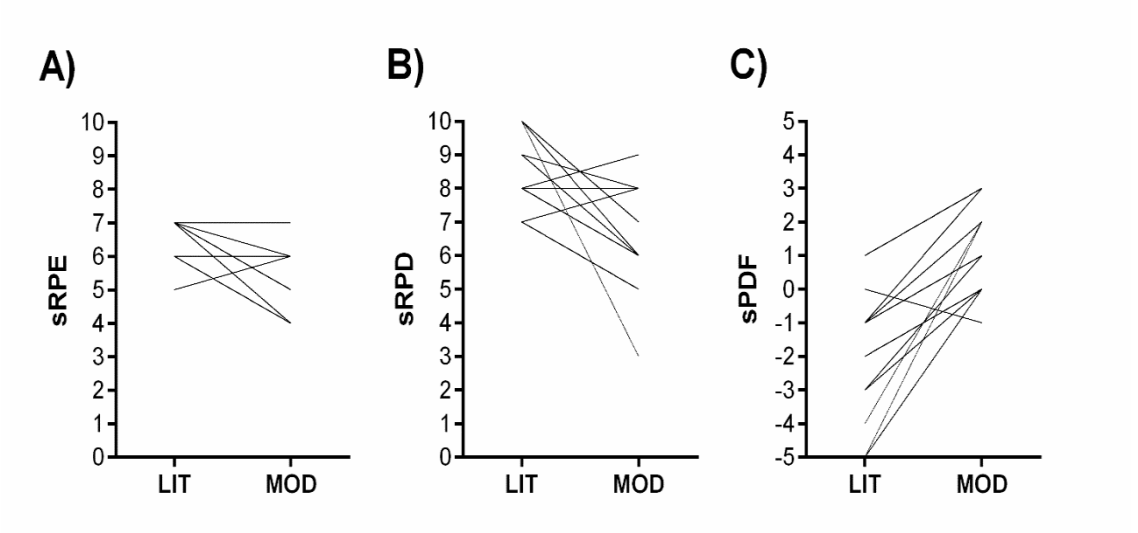


Figure 2. Individual values for session rate of perceived effort (Panel A), session rate of perceived discomfort (Panel B) and session pleasure/displeasure feelings (Panel C). The lines represent the subject's reports. There are overlapping lines.

Discussion

The main finding of our study was that RT session-based ratings of perceived effort and discomfort as well as feelings of pleasure/displeasure are affected by training load, in which a moderate load protocol induced lower degrees of effort and discomfort and greater feelings of pleasure compared to light load when training is carried out until momentary muscular failure. Our results regarding sRPE agree with some previous investigations. Pritchett et al.

(20) compared bouts of RT performed to failure at low (60% of 1RM) and high (90% of 1RM) loads, in which 12 recreationally trained (RT experience ≥ 6 weeks) men performed 3 sets of 6 exercises (leg press, bench press, lat-pulldwon, shoulder press, triceps press, and biceps curl) to volitional failure. Results indicated higher sRPE for low load (8.8 ± 0.8) compared with higher load (6.3 ± 1.2). Similarly, Shimano et al. (27) showed that RPE for squat was significantly higher at 60% of 1RM (8.8 ± 0.7) compared to both 80% of 1RM (7.4 ± 1.4) and 90% of 1RM (6.9 ± 2.5). Collectively, these findings suggest that sets employing lighter loads are associated with a higher perception of effort compared to heavier load sets when training is performed to muscular failure.

In contrast, some research has found a higher sRPE when training with heavier compared to lighter loads (6, 11, 15, 29). In a sample of men and women (experience in RT ≥ 6 months), Day et al. (6) observed differences between performance of 1 set of RT carried out at 90% of 1RM (4-5 repetitions), 70% of 1RM (10 repetitions), and 50% of 1RM (15 repetitions), whereby the sRPE was greatest for the 90% bout. Based on the loading schemes, training was closer to failure in the heavier load conditions. Gearhart et al. (11) also observed that training with a heavier load (5 repetitions at 90%) induced greater RPE compared to a lighter load (15 repetitions at 30% of 1RM); importantly, the light load set was stopped well short of failure. Hiscock et al. (15) reported that 3 sets of 8 repetitions at 70% of 1RM induced a greater sRPE (4 ± 1) compared to 3 sets of 14 repetitions at 40% of 1RM (2.5 ± 1) when training was not taken to the point of muscular failure. Sweet et al. (29) investigated 10 men and 10 women whose performed 2 sets of 6 exercises at 50% of 1RM (15 repetitions), 70% of 1RM (10 repetitions), and 90% of 1RM (4 repetitions), and found that sRPE was greater for the higher load conditions; again, training was not carried out to muscular failure.

A key point that seemingly explains these contradictory results is the fact that participants in the studies that found greater degree of effort with higher loads (6, 11, 15, 29) employed a pre-determined number of repetitions for each condition whereby the heavier load conditions were performed closer to failure compared to the lighter load conditions. Conversely, the investigations (including our experiment) in which participants performed sets until momentary muscular failure (20, 27) consistently show that the lighter loads induce a

greater RPE. Given the aforementioned information, it can be postulated that load would be associated with effort when the all other variables are maintained constant. Alternatively, the higher sRPE for the LIT could also be related to greater time under tension during the exercises, as indicated by Diniz et al. (7), who compared different repetition-matched RT protocols and noted a higher sRPE when exercises were performed with longer repetition durations.

In regard to perceived feelings of discomfort, our results indicate higher scores are associated with light-load training compared to training with moderate loads. Similar findings were reported by Fisher and Steele (8), which investigated perception of discomfort in seven men who performed unilateral leg extension exercise using a high load (80% of maximal voluntary isometric torque) versus light load (50% of maximal voluntary isometric torque) and observed that the higher load condition induced a greater degree of discomfort (higher = 6.5 ± 2.2 vs. lower = 8.7 ± 0.9).

A unique aspect of our experiment was the assessment of feelings of exercise pleasure/displeasure between LIT and MOD. Results showed that training with a moderate load induced pleasurable feelings whereas light-load training elicited unpleasurable feelings. The results indicate that performing fatiguing resistance exercise with a high time under tension will make the response to training less gratifying.

A possible physiological mechanism to explain our findings may be related to the body's greater internal effort to perform more repetitions with low loads. For example, Gjovaag et al. (12) compared physiological and cardiovascular parameters in 4RM versus 20RM in the performance of 4 sets of leg extensions. Results indicated that, when compared to heavy-load training, the lighter load condition elicited greater RPE assessed immediately after the end of the sets (6.3 ± 1.6 vs. 9.2 ± 1.6, respectively) and greater lactate accumulation (2.8 ± 0.7 vs. 10.3 ± 1.3 mMol/L). Moreover, cardiovascular measures (e.g. heart rate, blood pressure, cardiac output) were also more elevated in lower than higher load. Pritchett et al. (20) also reported higher heart rate for lower load compared to higher load performed until failure. Therefore, it can be suggested that the greater accumulation of metabolites and cardiovascular demand associated with low-load training, either alone or in combination, may bring about a higher level of perceived effort, discomfort and

unpleasant feelings.

It should be noted that fatigue and exhaustion are multifactorial phenomena (3, 9). It therefore follows that exhaustion from MOD occurred primarily as a result of more centrally-mediated fatigue (a decrease in number and discharge rates of motor units), whereas momentary failure in LIT resulted more from peripheral neuromuscular fatigue (e.g. accumulation of metabolites and reduced intramuscular pH) due a longer time under tension and thus greater reliance on fast glycolysis (2). The associated acidosis from metabolic stress would seemingly have a more negative effect on perceptual response compared to central factors of fatigue.

We cannot rule out the possibility that results may have been related to the novelty of the stimulus. Initial interviews revealed that most participants performed RT with moderate load during their normal routines. Thus, the unfamiliarity of training with light loads conceivably results in a greater effort and discomfort compared to a familiar stimulus. Further study is warranted to better understand this phenomenon.

Although participants performed all sets until momentary muscular failure, the sRPE scale did not reach highest score in the scale for any protocol. This is to be expected because sRPE tends to underestimate the average perceived level of effort when reported shortly after an exercise bout (16, 20, 28, 29).

The present study has some limitations that must be acknowledged. The data were not obtained from direct measurements of internal effort. We did not monitor metabolite accumulation and thus cannot directly infer mechanistic explanations related to acidosis for the findings. Results are specific to the order applied, thus if different order of exercise would induce different results is still unknown, and future studies are warrant to this topic. Finally, our findings are acute; thus, we cannot rule out the possibility that the tolerance to lighter loads may improve over time because of repeated exposure to higher number of repetitions.

Practical application

Our results indicate that training load affects perceived effort, discomfort

and feelings of pleasure/displeasure when exercise is carried out to failure, and that the use of light loads elicits a higher degree of effort, discomfort and displeasure compared to a moderate load, therefore, from a practical standpoint, it can be inferred that the use of moderate loads may promote better adherence and motivation to resistance training protocols.

References

1. ACSM. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41: 687-708, 2009.
2. Behm, DG, Reardon, G, Fitzgerald, J, and Drinkwater, E. The effect of 5, 10, and 20 repetition maximums on the recovery of voluntary and evoked contractile properties. *J Strength Cond Res* 16: 209-218, 2002.
3. Boyas, S and Guevel, A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med* 54: 88-108, 2011.
4. Chodzko-Zajko, WJ, Proctor, DN, Fiatarone Singh, MA, Minson, CT, Nigg, CR, Salem, GJ, and Skinner, JS. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc* 41: 1510-1530, 2009.
5. Cohen, J. A power primer. *Psychol Bull* 112: 155-159, 1992.
6. Day, ML, McGuigan, MR, Brice, G, and Foster, C. Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. *J Strength Cond Res* 18: 353-358, 2004.
7. Diniz, RC, Martins-Costa, HC, Machado, SC, Lima, FV, and Chagas, MH. Repetition duration influences ratings of perceived exertion. *Percept Mot Skills* 118: 261-273, 2014.
8. Fisher, JP and Steele, J. Heavier and lighter load resistance training to momentary failure produce similar increases in strength with differing degrees of discomfort. *Muscle Nerve* 56: 797-803, 2017.
9. Gandevia, SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81: 1725-1789, 2001.

10. Garber, CE, Blissmer, B, Deschenes, MR, Franklin, BA, Lamonte, MJ, Lee, IM, Nieman, DC, and Swain, DP. 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 Exerc* 43: 1334-1359, 2011.
11. Gearhart, RF, Jr., Goss, FL, Lagally, KM, Jakicic, JM, Gallagher, J, Gallagher, KI, and Robertson, RJ. Ratings of perceived exertion in active muscle during high-intensity and low-intensity resistance exercise. *J Strength Cond Res* 16: 87-91, 2002.
12. Gjovaag, T, Hjelmeland, AK, Oygard, JB, Vikne, H, and Mirtaheri, P. Acute hemodynamic and cardiovascular responses following resistance exercise to voluntary exhaustion. Effects of different loadings and exercise durations. *J Sports Med Phys Fitness* 56: 616-623, 2016.
13. Gonzalez-Hernadez, JM, Garcia-Ramos, A, Capelo-Ramirez, F, Castano-Zambudio, A, Marquez, G, Boullosa, D, and Jimenez-Reyes, P. Mechanical, metabolic, and perceptual acute responses to different set configurations in full squat. *J Strength Cond Res*, 2017.
14. Hardy, CJ and Rejeski, WJ. Not what, but how one feels: the measurement of affect during exercise. *Journal of Sport and Exercise Psychology* 11: 304-317, 1989.
15. Hiscock, DJ, Dawson, B, and Peeling, P. Perceived exertion responses to changing resistance training programming variables. *J Strength Cond Res* 29: 1564-1569, 2015.
16. Lagally, KM, McCaw, ST, Young, GT, Medema, HC, and Thomas, DQ. Ratings of perceived exertion and muscle activity during the bench press exercise in recreational and novice lifters. *J Strength Cond Res* 18: 359-364, 2004.
17. Mitchell, CJ, Churchward-Venne, TA, West, DW, Burd, NA, Breen, L, Baker, SK, and Phillips, SM. Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. *J Appl Physiol* 113: 71-77, 2012.
18. Morton, RW, Oikawa, SY, Wavell, CG, Mazara, N, McGlory, C, Quadrilatero, J, Baechler, BL, Baker, SK, and Phillips, SM. Neither load

nor systemic hormones determine resistance training-mediated hypertrophy or strength gains in resistance-trained young men. *J Appl Physiol (1985)* 121: 129-138, 2016.

19. Polotow, TG, Souza-Junior, TP, Sampaio, RC, Okuyama, AR, Ganini, D, Vardaris, CV, Alves, RC, McAnulty, SR, and Barros, MP. Effect of 1 Repetition Maximum, 80% Repetition Maximum, and 50% Repetition Maximum Strength Exercise in Trained Individuals on Variations in Plasma Redox Biomarkers. *J Strength Cond Res* 31: 2489-2497, 2017.
20. Pritchett, RC, Green, JM, Wickwire, PJ, Pritchett, KL, and Kovacs, PS. Acute and session RPE responses during resistance training: bouts to failure at 60% and 90% of 1RM. *South African Journal of Sports Medicine* 21: 23-26, 2009.
21. Ribeiro, AS, Avelar, A, Schoenfeld, BJ, Fleck, SJ, Souza, MF, Padilha, CS, and Cyrino, ES. Analysis of the training load during a hypertrophy-type resistance training programme in men and women. *Eur J Sport Sci* 15: 256-264, 2015.
22. Robertson, RJ, Goss, FL, Rutkowski, J, Lenz, B, Dixon, C, Timmer, J, Frazee, K, Dube, J, and Andreacci, J. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc* 35: 333-341, 2003.
23. Schoenfeld, BJ. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *J Strength Cond Res* 24: 2857-2872, 2010.
24. Schoenfeld, BJ, Grgic, J, Ogborn, D, and Krieger, JW. Strength and hypertrophy adaptations between low- vs. high-load resistance training: a systematic review and meta-analysis. *J Strength Cond Res* 31: 3508-3523, 2017.
25. Schoenfeld, BJ, Peterson, MD, Ogborn, D, Contreras, B, and Sonmez, GT. Effects of low- vs. high-load resistance training on muscle strength and hypertrophy in well-trained men. *J Strength Cond Res* 29: 2954-2963, 2015.
26. Scott, BR, Duthie, GM, Thornton, HR, and Dascombe, BJ. Training monitoring for resistance exercise: theory and applications. *Sports Med* 46: 687-698, 2016.

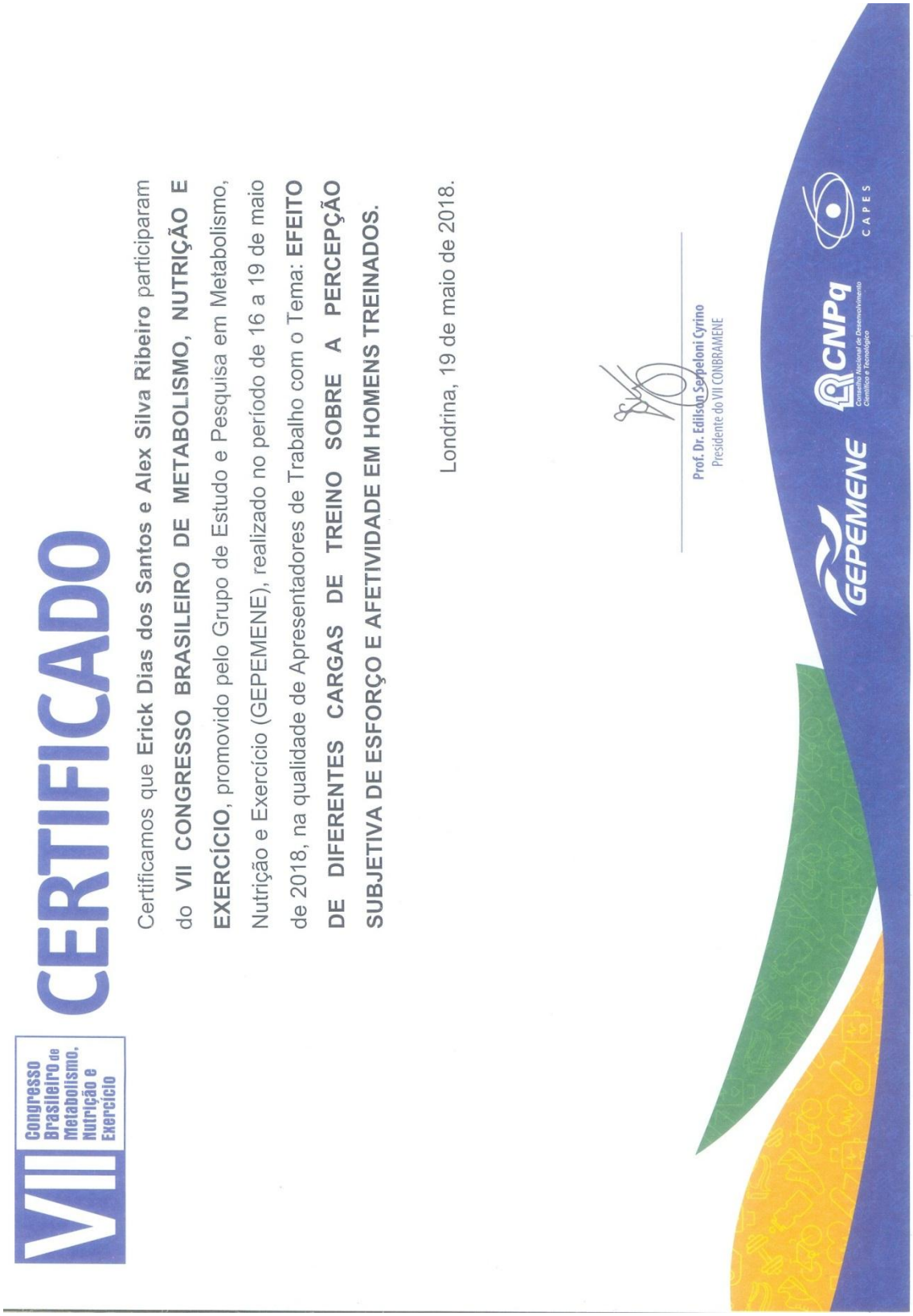
27. Shimano, T, Kraemer, WJ, Spiering, BA, Volek, JS, Hatfield, DL, Silvestre, R, Vingren, JL, Fragala, MS, Maresh, CM, Fleck, SJ, Newton, RU, Spreuwenberg, LP, and Hakkinen, K. Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men. *J Strength Cond Res* 20: 819-823, 2006.

28. Singh, F, Foster, C, Tod, D, and McGuigan, MR. Monitoring different types of resistance training using session rating of perceived exertion. *Int J Sports Physiol Perform* 2: 34-45, 2007.

29. Sweet, TW, Foster, C, McGuigan, MR, and Brice, G. Quantitation of resistance training using the session rating of perceived exertion method. *J Strength Cond Res* 18: 796-802, 2004.

ANEXOS

ANEXO 1 – CERTIFICADO DE APRESENTAÇÃO DE TRABALHO EM EVENTO CIENTÍFICO



VII Congresso Brasileiro de Metabolismo, Nutrição e Exercício

CERTIFICADO

Certificamos que **Erick Dias dos Santos e Alex Silva Ribeiro** participaram do **VII CONGRESSO BRASILEIRO DE METABOLISMO, NUTRIÇÃO E EXERCÍCIO**, promovido pelo Grupo de Estudo e Pesquisa em Metabolismo, Nutrição e Exercício (GEPEMENE), realizado no período de 16 a 19 de maio de 2018, na qualidade de Apresentadores de Trabalho com o Tema: **EFEITO DE DIFERENTES CARGAS DE TREINO SOBRE A PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO E AFETIVIDADE EM HOMENS TREINADOS.**

Londrina, 19 de maio de 2018.

Prof. Dr. Edilson Serpeloni Cyrino
Presidente do VII CONBRAMENE

GEPEMENE CNPq CAPES

GEPEMENE

CNPq
Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

CAPES

CONFERÊNCIA DE ABERTURA -Temática: *Benefícios da Atividade Física no Câncer: do animal ao homem.*
CONFERÊNCIA DO DIA - Temática: *Novas Abordagens Nutricionais para o Emagrecimento.*
CONFERÊNCIA DO DIA - Temática: *Débito de Sono e sua Relação com a Incidência e Frequência de Lesões Musculares.*
CONFERÊNCIA DE ENCERRAMENTO - Temática: *Da Pesquisa Básica à Aplicada: investindo em educação e pesquisa para transformação social.*

MESA REDONDA I - Temática: *Suplementação Nutricional para o Esporte de Alto Rendimento.*
MESA REDONDA II - Temática: *Desempenho Esportivo, Lesões Musculares, Tempo Total de Recuperação e Sono.*
MESA REDONDA III - Temática: *Exercício Físico e Doença de Parkinson: efeitos fisiológicos e comportamentais.*
MESA REDONDA IV - Temática: *Variáveis Agudas e Crônicas do Treinamento de Força: bases científicas.*
MESA REDONDA V - Temática: *Estratégias para a Melhoria do Desempenho Físico de Atletas de Futebol.*
MESA REDONDA VI - Temática: *Obesidade, Inflamação e Exercício Físico.*
MESA REDONDA VII - Temática: *Avaliação da Capacidade Funcional em Idosos.*
MESA REDONDA VIII - Temática: *Efeitos Anti-hipertensivos do Treinamento Aeróbio vs. Resistido.*
MESA REDONDA IX - *Treinamento de Força com Restrição de Fluxo.*
MESA REDONDA X - Temática: *Exercício Físico em Obesos Submetidos a Cirurgia Bariátrica.*
MESA REDONDA XI - Temática: *Envelhecimento Cardiovascular e Exercício Físico.*
MESA REDONDA XII - Temática: *Neurociência do Exercício: integrando a neuromodulação e a cognição.*
MESA REDONDA XIII - Temática: *Atividade Física e Saúde em Crianças e Adolescentes.*
MESA REDONDA XIV - Temática: *Treinamento Funcional ou Resistido para Idosos?*
MESA REDONDA XV - Temática: *Exercício Físico no Tratamento de Doenças Reumatológicas e Neurovasculares.*
MESA REDONDA XVI - Temática: *Jejum Intermitente ou Restrição de Carboidratos: mitos e verdades.*

MÓDULO TEMÁTICO I - Temática: *Planejamento e Elaboração de Ensaios Clínicos Controlados.*
MÓDULO TEMÁTICO II - Temática: *Risco Cardiometabólico e Exercício: da fisiologia à prescrição.*
MÓDULO TEMÁTICO III - Temática: *Aplicações do Modelo de Potência Crítica para o Esporte de Rendimento e para a Saúde.*
MÓDULO TEMÁTICO IV - Temática: *Medidas da Atividade Física e do Comportamento Sedentário.*
MÓDULO TEMÁTICO V - Temática: *Suplementação Nutricional Aplicada ao Desempenho Físico.*
MÓDULO TEMÁTICO VI - Temática: *Aplicações Tecnológicas na Avaliação do Desempenho Esportivo.*
MÓDULO TEMÁTICO VII - Temática: *Gestão de Atividades de Pesquisa.*
MÓDULO TEMÁTICO VIII - Temática: *Organização de Programas de Treinamento de Força.*
MÓDULO TEMÁTICO IX - Temática: *Avaliação e Prescrição de Treinamento Físico em Meio Aquático para o Controle de Doenças Cardiometabólicas.*
MÓDULO TEMÁTICO X - Temática: *Epidemiologia da Atividade Física.*
MÓDULO TEMÁTICO XI - Temática: *Dietas da Atualidade Aplicadas em Situações Específicas de Treinamento (emagrecimento, hipertrofia muscular e desempenho).*
MÓDULO TEMÁTICO XII - Temática: *Prescrição e Orientação de Exercícios Resistidos em Idosos.*

Prof. Dr. Edilson Serpeloni Cyrino
Coordenação Científica

ANEXO 2 - CERTIFICADO DE PROFICIÊNCIA EM INGLÊS

CERTIFICADO DE IDIOMAS PARA PROPÓSITOS ACADÊMICOS ESPECÍFICOS

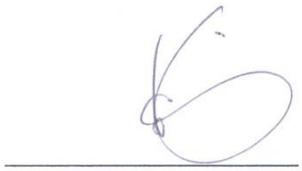
EXERCÍCIO FÍSICO E SAÚDE – INGLÊS

Certificamos que

ERICK DIAS DOS SANTOS

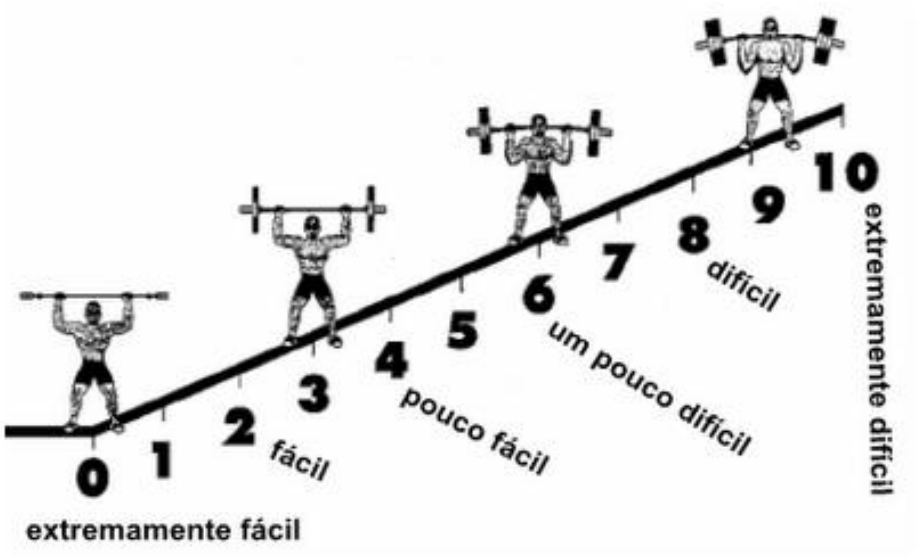
foi aprovado(a) no exame realizado em 24/10/2017, com a nota **100**.

COD PROVA: **LDAEFS241017-05** DOC: **407461309**



CCAA Londrina - CNPJ: 72.506.751/0001-95

ANEXO 3 - ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO



ANEXO 4 – ESCALA DE SENTIMENTO

Escala de sentimento (Hardy & Rejeski 1989)	
+5	Muito bom
+4	
+3	Bom
+2	
+1	Razoavelmente bom
0	Neutro
-1	Razoavelmente ruim
-2	
-3	Ruim
-4	
-5	Muito ruim

ANEXO 5 – ESCALA DE DESCONFORTO

Escala de desconforto	
0	Nenhum desconforto
1	Pouco desconforto
2	
3	Leve desconforto
4	
5	Moderado desconforto
6	
7	Severo desconforto
8	
9	Muito severo desconforto
10	Máximo desconforto