UNIVERDIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO

CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS

MATHEUS VIEIRA PIMENTEL

ANÁLISE COMPARATIVA DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NOS EXERCÍCIOS DE AGACHAMENTO LIVRE E COM SMITH MACHINE: UMA REVISÃO DA LITERATURA

VITÓRIA

2019

MATHEUS VIEIRA PIMENTEL

ANÁLISE COMPARATIVA DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NOS EXERCÍCIOS DE AGACHAMENTO LIVRE E COM SMITH MACHINE: UMA REVISÃO DA LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado a Universidade Federal do Espírito Santo, no Centro de Educação Física e Desportos, como parte das exigências para obtenção do título de Bacharel em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Lunz.

VITÓRIA

2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPIRITO SANTO

DOCETE OMNES GENTES

MATHEUS VIEIRA PIMENTEL

ANÁLISE COMPARATIVA DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NOS EXERCÍCIOS DE AGACHAMENTO LIVRE E COM SMITH MACHINE

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado ao Curso de Educação Física - Bacharelado, do Centro de Educação Física e Desportos (CEFD), como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Educação Física.

Aprovado em 10/12/2019.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Wellington Lunz

Prof. Ms. Arthur Persio de Azevedo

Prof. Carlos Brendo Ferreira Reis

Universidade Federal do Espírito Santo
Centro de Educação Física e Desportos
Av. Fernando Ferrari, 514 - Campus Universitário - Goiabeiras

Resumo

O agachamento livre (AG) e agachamento no "*smith machine*" (SM) são exercícios amplamente utilizados na musculação e no meio esportivo. O objetivo principal desse trabalho foi investigar através de uma revisão da literatura as diferenças na ativação dos músculos envolvidos nos exercícios de AG e SM. Os artigos foram acessados nas bases de dados PubMed, Scopus, Scielo, Bireme e Google Scholar. Ao final, foi possível incluir 4 artigos que permitiram gerar 22 tamanhos de efeito, envolvendo 41 homens e 3 mulheres. Os estudos avaliaram as atividades eletromiográficas de músculos envolvidos em testes de 8 repetições máximas (8RM), 3 repetições a 75% de 1RM, 3 repetições a 85% de 1RM e 2 repetições usando 3 estratégias com cargas fixas (peso corporal, 29,5kg e 60% do peso corporal). Embora nem todos os músculos motores primários foram investigados pôde-se identificar que, de modo geral, o AG gerou maior atividade eletromiográfica dos músculos analisados. A aparente explicação para esse resultado estaria relacionada a maior instabilidade no AG, o que exigiria maior recrutamento neural para vencer uma mesma carga ou esforço.

Palavras-chave: agachamento livre; smith machine; eletromiografia, musculação.

Abstract

The free squats (FS) and smith machine squats (SM) are exercises widely used in the bodybuilding and sports modalities. Using a review, we have investigated the muscular activation differences between FS and SM. We searched studies in the PubMed, Scopus, Scielo, Bireme and Google Scholar databases. It was possible to include 4 studies, which allowed to generate 22 effect sizes (n = 41 men; 3 women). The muscular activation was accessed by electromyography. The electromyographic signals were obtained from 8 maximal repetitions (8 RM), 3 repetitions at 75% of 1RM, 3 repetitions at 75% of 1RM, and 2 repetitions using 3 load strategies (body weight, 29.5 kg and 60% of body weight). Although not all primary motor muscles were investigated by the studies, in the general way we have identified that the FS have generated greater electromyographic activity compared to SM. The apparent explanation for this result in favor of FS would be related to its greater instability, which would require greater neural recruitment to overcome the same load or effort.

Keywords: free weight squat; smith machine squat; electromyography, bodybuilding.

Agradecimentos

A Universidade Federal do Espírito Santo, pela oportunidade de fazer o curso.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wellington Lunz, pelo suporte, correções e incentivos.

Aos meus pais que apesar de todas as dificuldades me fortaleceram, e que para mim são muito importantes.

Siglas Utilizadas

AG = Agachamento Livre

SM = Smith Machine

EMG = Eletromiografia ou Eletromiográfico

RF = Reto Femoral

VI = Vasto Intermédio

VL = Vasto Lateral

VM = Vasto Medial

BF = Bíceps Femoral

ST = Semitendíneo ou Semitendinoso

SB = Semimembranáceo ou Semimembranoso

GM = Glúteo Máximo

GMe = Glúteo Médio

GMi = Glúteo Mínimo

SOL = Sóleo

GAL = Gastrocnêmio Lateral

GAM = Gastrocnêmio Medial

TA = Tibial Anterior

EE = Eretores da Espinha

EELSU = Eretores da Espinha Lombar Superior

EELSA = Eretores da Espinha Lombar Sacral

RA = Reto Abdominal

Figuras

Figura 1: Busca e seleção de artigos para inclusão na revisão narrativa.

Figura 2: Agachamento Smith, Agachamento Livre e Agachamento Instável.

Figura 3: Sistema de agachamento Tendo-Bar ou *Tendo destabilizing bar* (TBB).

Figura 4: Afundo ou “Split Squat”.

Sumário

1 Introdução.....10

2 Objetivos.....13

2.1 Objetivo Geral.....13

2.2 Objetivo Específico.....13

3 Materiais e Métodos.....14

4 Resultados 15

5 Discussão.....25

6 Considerações Finais.....28

7 Referências.....29

1 Introdução

Os agachamentos livre (AG) e com Smith Machine (SM) são dois exercícios tradicionais de musculação para membros inferiores, que também são utilizados desde a reabilitação clínica até atletas de alto rendimento (JABERZADEH et al., 2015).

Para que esses dois exercícios sejam executados são necessários que vários músculos sejam ativados, com destaque aos músculos da região glútea e músculos do quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural. É exatamente pela participação destes importantes grupos musculares em ambos exercícios que a compreensão do padrão de atividade é de interesse para quem prescreve ou pratica musculação (SCHWANBECK et al., 2009).

O AG e SM são exercícios de cadeia cinética fechada. A resistência (barra de peso) fica posicionada na parte mais alta do dorso, na linha dos ombros. Portanto, a sobrecarga é axial. No AG o tronco sofre maior deslocamento no plano sagital durante o movimento que no SM, justamente porque o AG é realizado com peso livre, enquanto o SM é realizado com barra guiada, onde não há alteração da direção da barra. A movimentação de ambos exercícios envolve o que habitualmente denomina-se 'tripla flexão-extensão', pois na fase descendente há flexão do quadril, joelhos e tornozelos, e na fase ascendente há extensão dessas mesmas articulações. A posição dos pés (ex: mais próximos ou afastados; rotacionados), a profundidade do movimento (ex: parcial ou completa) e a posição da barra podem sofrer variações, e obviamente impactar no padrão de ativação muscular (SCHWANBECK et al., 2009).

Os esforços musculares no AG e SM variam de acordo com as posições articulares, pois durante o movimento há alteração dos braços de força e resistência, da relação comprimento muscular-força e dos componentes rotacional e de compressão, de modo que o mesmo músculo pode ser motor primário, estabilizador ou sinergista durante uma mesma repetição (BRANDON et al., 2014; MARCHETTI et al., 2016).

Nesse sentido, vale aqui destacar os aspectos anatômicos e cinesiológicos dos principais músculos envolvidos nesses movimentos.

O quadríceps é um grupamento muscular que preenche a face anterior da coxa. Foi denominado assim por ser composto por quatro músculos, embora recentemente um quinto músculo foi caracterizado (GROB et al., 2016). É composto pelos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), vasto intermédio (VI) e tensor do vasto intermédio, embora este último ainda não seja citado frequentemente (GROB et al., 2016).

O RF é o único dos cinco que atua sobre duas articulações (quadril e joelho). Sua origem é na espinha ilíaca antero-inferior e margem superior do acetábulo, e inserção ocorre junto com os demais músculos do quadríceps, na tuberosidade da tíbia. Além de atuar na extensão do joelho, também é agonista na flexão do quadril (CARPES et al., 2011).

Os VL, VM e VI estão localizados nas porções lateral, medial e abaixo do RF, e realizam somente a extensão de joelho. Os isquiotibiais localizam-se na região posterior da coxa, e são compostos por três músculos. O bíceps femoral (BF) (cabeça curta e longa). O BF cabeça longa possui origem na tuberosidade isquiática do quadril e face posterior do fêmur, já a cabeça curta possui origem no lábio lateral da linha áspera do fêmur. Ambos possuem inserção na cabeça da fíbula. Os demais músculos são o semimembranáceo ou semimembranoso (SB) e o semitendíneo ou semitendinoso (ST). O SB tem origem na tuberosidade isquiática do quadril e inserção no côndilo medial da tíbia. O ST possui origem também na tuberosidade isquiática, porém com inserção na borda medial da tuberosidade da tíbia (CARPES et al., 2011).

Com exceção ao BF cabeça curta, os isquiotibiais são compostos por músculos bi-articulares, pois cruzam as articulações do quadril e joelho (ESCAMILLA et al., 2001).

Na região glútea há três importantes músculos: glúteo máximo (GM), médio (GMe) e mínimo (GMi), embora o GM seja o mais importante deles para a execução do AG e SM. O GM apresenta maior volume e situa-se mais posteriormente e superficialmente, possuindo origem na linha glútea posterior do ilíaco, face sacral posterior, lateral do cóccix e ligamento sacrotuberal, com inserção na tuberosidade glútea do fêmur e trato iliotibial da fáscia lata. O GM tem importante participação em movimentos como extensão e rotação externa

do quadril, inclusive é primordial para a estabilização do tronco sobre o fêmur nas mais diversas atividades, como correr, saltar ou levantar-se de uma posição sentada (CARPES et al., 2011).

O tríceps sural é formado por três músculos. O sóleo (SOL) possui origem na face posterior da tíbia e cabeça da fíbula. O gastrocnêmio lateral (GAL) tem origem no côndilo lateral do fêmur e o gastrocnêmio medial (GAM) tem origem no côndilo medial do fêmur. Todos os três músculos estão inseridos no calcâneo via tendão calcanear (CARPES et al., 2011).

Embora haja diferentes técnicas para avaliar a ativação muscular, com destaque para a ressonância magnética, a mecanomiografia e depleção de glicogênio, certamente a eletromiografia (EMG) de superfície tem sido a mais amplamente utilizada. Trata-se de uma técnica simples, quantitativa e não invasiva onde é possível obter dados sobre o nível de atividade muscular específica (ESCAMILLA et al., 2000).

Considerando o exposto, o objetivo do presente estudo foi comparar analiticamente o padrão de ativação dos principais músculos que participam da ‘tripla extensão-flexão’ dos exercícios AG e o SM. Para isso buscou-se por estudos originais em bases de dados científicas que compararam esses dois tipos de exercícios.

2 Objetivos

2.1 Objetivo Geral

Comparar o padrão de ativação muscular dos principais músculos envolvidos na ‘tripla extensão-flexão’ dos exercícios AG e SM, com interesse principalmente nas semelhanças e diferenças entre ambos exercícios.

2.2 Objetivos Específicos

- Destacar aspectos eletromiográficos dos músculos motores primários envolvidos no AG e SM, bem como outros músculos que tenham sido objeto de investigação dos artigos acessados.
- Destacar os resultados quantitativos das comparações entre ambos exercícios (AG e SM), incluindo o tamanho de efeito, de modo que o leitor possa enxergar a magnitude das diferenças.
- Interpretar os resultados de forma que contribua para ajudar o leitor a tomar decisão na escolha dos exercícios AG e SM.

3 Materiais e Métodos

O presente trabalho é uma revisão de literatura não sistemática, tendo por finalidade interpretar, narrar e discutir conceitos e ideias, haja vista a formulação de problemas ou hipóteses, com base em levantamentos bibliográficos. Embora numa revisão narrativa não haja a obrigatoriedade de sistematização de buscas por artigos, nesse trabalho optamos por destacar como os artigos usados nesse trabalho foram acessados (CORDEIRO et al., 2007).

Os artigos foram acessados em bancos de dados científicos como PubMed, Scopus, Scielo e Bireme.

Os termos de busca em inglês que foram cruzados são: squat, smith, electromy* (* = termo truncado para permitir acessar qualquer outro sufixo).

Os critérios de inclusão foram: Estudos com humanos sem patologias que pudessem comprometer as musculaturas de interesse; estudos originais; artigos publicados em revistas com corpo editorial; artigos em que AG e SM foram comparados no mesmo estudo, e uso da eletromiografia como estratégia para avaliação da atividade muscular.

Resultados quantitativos das comparações entre AG e SM foram obtidas diretamente quando publicados seus valores numéricos, ou obtidos indiretamente quando os resultados foram apresentados na forma de gráfico, utilizando-se medição das colunas dos gráficos e aplicação de regra de três simples para estimar os valores. O tamanho de efeito foi calculado pelo Cohen d.

4 Resultados

As buscas por artigos retornaram 65 artigos, e desses 61 foram excluídos por não compararem os exercícios AG e SM. Os quatros artigos incluídos foram: SCHWANBECK 2009, ANDERSON & BEHM 2005, FLETCHER & BAGLEY 2014 e CHAUHAN 2016. A Figura 1 ilustra o processo de busca e o algoritmo de inclusão e exclusão.

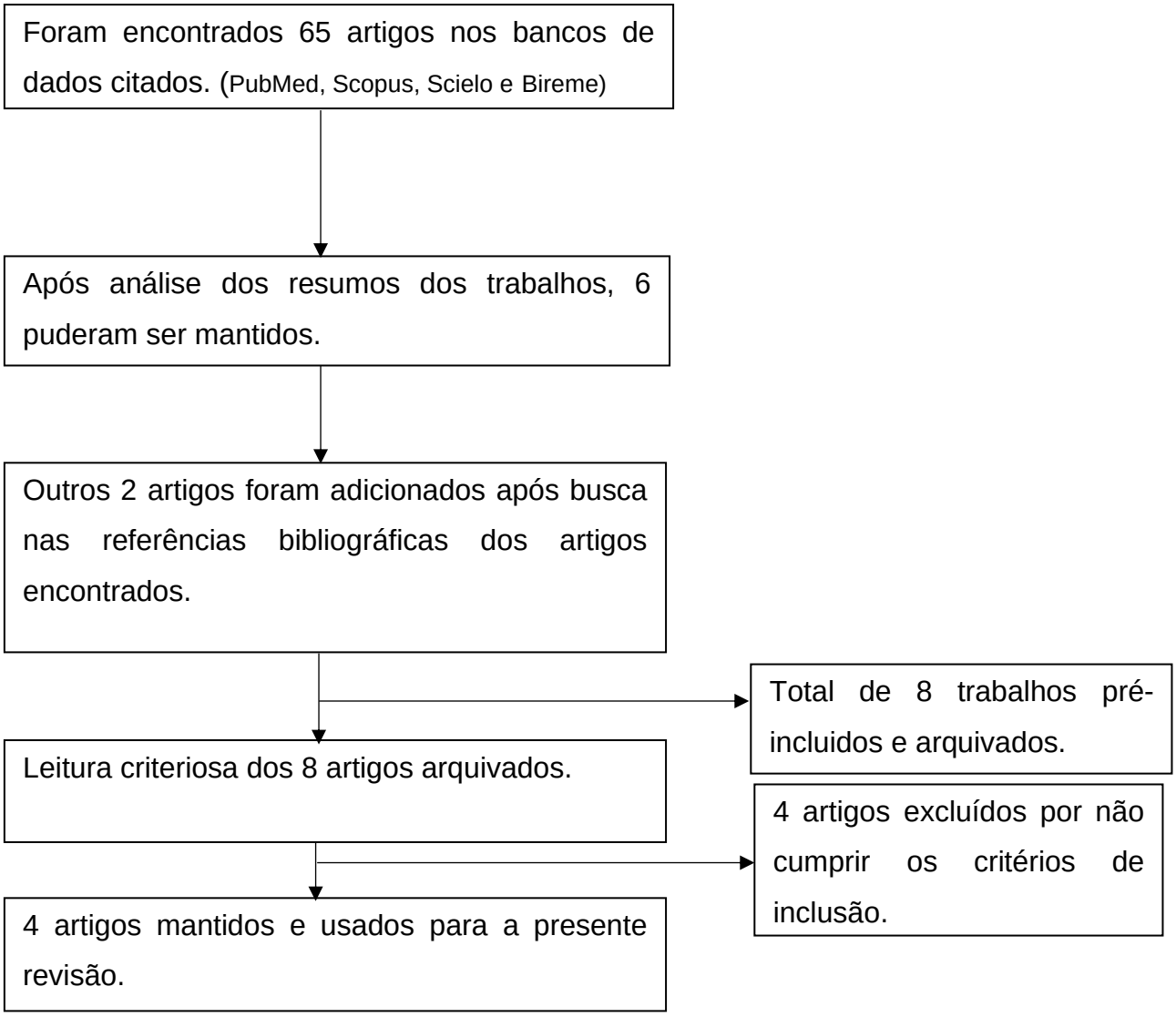

Figura 1 – Busca e seleção de artigos para inclusão na revisão narrativa.

Os principais aspectos metodológicos e resultados dos quatro artigos inclusos serão destacados a seguir.

SCHWANBECK et al. (2009) compararam o padrão de ativação dos músculos VL, VM, BF, GA e tibial anterior (TA), além de músculos estabilizadores do tronco como o reto abdominal (RA) e eretores da espinha (EE).

Foram selecionados três homens e três mulheres com idade 22±1,2 anos (média±desvio padrão), estatura 171±12cm, massa corporal 71,5±12,7kg e experiência de treinamento entre dois e cinco anos.

Os autores aplicaram sessões de testes no AG e SM, com pelo menos três dias de intervalo entre cada sessão. As análises eletromiográficas (EMG) foram realizadas enquanto cada participante executava 8 RM nos AG e SM. Um destaque desse estudo foi exatamente o fato de investigarem a intensidade relativa, ou seja, o mesmo número de repetições máximas.

Considerando apenas o valor absoluto médio, os autores identificaram que o AG exigiu 49% maior ativação EMG do músculo VM quando comparado ao SM. O BF e gastrocnêmios foram, respectivamente, 26% e 34% mais exigidos no AG que no SM. Em relação ao VL a ativação também foi superior no AG (25%) que no SM, no entanto, sem diferença significativa (p=0,057).

Considerando a média de todos os músculos analisados, a ativação EMG do AG foi 43% maior que no SM. Não houve diferença entre os exercícios para os músculos estabilizadores de tronco. Considerando que esses valores são apenas média percentual, na Tabela 1 apresentamos os resultados incluindo os desvios padrões de cada comparação, bem como o tamanho de efeito.

ANDERSON e BEHM (2005) estudaram as diferenças EMG dos músculos SOL, VL, BF, RA, eretores da espinha lombar superior (EELSU) e lombar sacral (EELSA).

Quatorze homens fisicamente ativos com idade de 25,2±6,2 (média±desvio padrão) anos, altura 175,3±6,5cm e massa corporal de 82,6±9,7kg participaram do estudo. Todos os participantes eram atletas competitivos de futebol, hóquei ou squash e possuíam experiência em treinamentos de força de 7,8±6,4 anos, e estavam no momento da pesquisa envolvidos com treinamento de contra resistência.

Foram comparadas três variações do agachamento: O SM, considerado pelos autores como estável; o AG, considerado como relativamente estável; e o AG Livre pisando em dois discos de equilíbrio, considerado instável (AG Instável). Esses discos eram de borracha densa e inflados com ar para evitar que mesmo com as mais elevadas cargas os discos fossem comprimidos completamente.

Anteriormente aos testes os participantes foram orientados a realizar os agachamentos durante duas semanas somente com o peso corporal (3 séries de 10 repetições, em 6 ocasiões), dessa forma estabelecendo melhor padronização e consistência dos movimentos. No dia do experimento, imediatamente antes dos testes, os participantes foram submetidos a um aquecimento no cicloergômetro a 70 rpm (rotações por minuto) e com resistência de 50W. Todos os testes foram realizados numa única sessão.

Os participantes realizaram duas repetições nos três tipos de agachamentos com os pés posicionados aproximadamente na largura dos ombros. Na Figura 2 estão as mesmas imagens publicadas no artigo original.

Figura 2: na primeira imagem (cima) é mostrado o Smith Machine, logo abaixo na segunda imagem (meio) tem-se o Agachamento Livre, e por fim na última imagem (baixo) está o Agachamento Instável (Anderson & Behm, 2005).

Foram usadas três variações de resistência (carga): 1) somente a massa corporal; 2) 29,5 kg; 3) 60% da massa corporal do participante. Portanto, diferente do estudo de SCHWANBECK et al (2009), não houve equiparação do número de repetições máximas.

Dessa forma, os participantes foram instruídos a realizar a cadência de 1 segundo na fase excêntrica e 1 segundo na fase concêntrica do movimento. A ordem dos exercícios foi aleatória, com descanso de 2 minutos entre eles, com

a intenção de evitar um efeito de fadiga e prejudicar os resultados nas diferentes variações de agachamentos seguintes e provocar discrepâncias na leitura EMG.

Em relação aos resultados, a maior atividade EMG do músculo RA foi no AG Instável. A atividade EMG foi 29,6% ($p<0,01$) e 18,6% ($p<0,05$) menores para o AG e SM, respectivamente, quando comparado ao AG Instável. Mas não houve diferença significativa entre o AG e SM, que é objeto de interesse de nossa revisão.

Nos EELSU a atividade EMG também foi 33,8% ($p<0,01$) menor no SM, e 22,9% ($p<0,05$) menor no AG quando comparados ao AG Instável. Na comparação desse grupo muscular a atividade EMG no SM foi 29% ($p<0,05$) menor que no AG.

Nos EELSA a atividade EMG foi 22,9% e 20% inferiores no AG e SM, respectivamente, quando comparado ao AG Instável ($p<0,05$). Contudo, não houve diferença significativa entre AG e SM.

Nos músculos dos membros inferiores, o SOL teve atividade EMG no SM e AG 73,1% e 58,5% menor, respectivamente, que no AG Instável ($p<0,0001$).

Por outro lado, no VL o AG Instável e AG apresentaram atividade EMG 4,8% ($p<0,05$) e 14,3% ($p<0,01$) menores, respectivamente, que no SM. Quanto ao BF não houve diferença significativa entre os três diferentes agachamentos.

Os autores destacam que houve aumento significativo da atividade EMG nos músculos SOL, VL, EELSU e EELSA ($p<0,01$) na medida que houve aumento da carga. Entretanto, não houve diferença significativa nos sinais EMG para EA e BF.

Ao comparar a atividade EMG nas fases concêntricas e excêntricas, verificou-se maior atividade durante a fase concêntrica nos três agachamentos para o SOL (37%, $p<0,006$), VL (44% , $p<0,0001$), BF (93% , $p<0,04$), EELSU (29% , $p<0,01$) e EA (31% , $p<0,0002$).

Vale destacar que infelizmente os autores não fizeram análises separadas para cada uma das cargas, mas optaram por apresentar os resultados EMG do somatório obtido das três diferentes estratégias de cargas. Ou seja, isso não nos

permitiu identificar o comportamento dos diferentes músculos para cada intensidade, as quais foram bastante diferentes.

FLETCHER & BAGLEY (2014) buscaram identificar atividade eletromiográfica de músculos eretores da espinha (EE) durante agachamentos com diferentes condições de estabilidade, e realizados com carga próxima a máxima (85% de 1 RM).

Participaram do experimento 14 homens saudáveis com mínimo de um ano de experiência na execução de agachamentos e sem histórico de dor nas costas (21,7±2,6 anos, 179±7 cm e 83,2±14,1 kg). O desempenho dos participantes era de 123,5±35,5 kg no agachamento e força relativa à massa corporal de 1,56±0,43 kg/kg (peso superado/ massa corporal).

Os participantes realizaram três diferentes agachamentos, ambos com os pés posicionados na largura dos ombros, porém com diferentes níveis de estabilidade, como segue: SM, condição mais estável; AG, condição de média estabilidade; e, como condição menos estável, agachamento com barra desestabilizadora (TBB), que utiliza um sistema chamado Tendo-Bar, conforme ilustra a foto dos autores que reproduzimos como Figura 3 desse trabalho. Esse sistema consiste em uma barra normal, porém com carga adicional (nesse estudo foi de 30kg) fixada à barra por um sistema com molas que fica pendurada abaixo da barra.

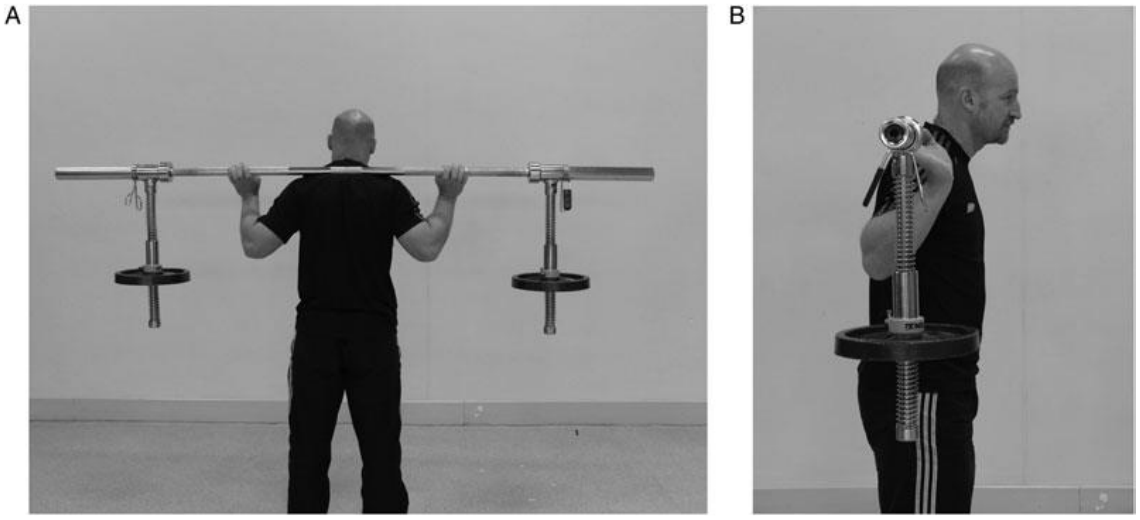

Figura 3: sistema de agachamento Tendo-Bar ou *Tendo destabilizing bar* (TBB) (Fletcher & Bagley, 2014).

Os participantes foram testados em três sessões distintas, separadas por 72h, realizando-se um tipo de agachamento por sessão, de forma aleatória. Os participantes realizaram três repetições para cada tipo de agachamento com 85% de 1 RM definida anteriormente por teste específico de 1 RM. Foi realizado aquecimento antes de todas as sessões: 10 min de cicloergômetro com resistência de 100W, seguido de 10 repetições de AG somente com a barra para padronizar o movimento e velocidade correta para o teste. Após isso foi feito o teste de 1RM para verificar a carga que seria usada por cada participante, com intervalo de 3 minutos entre as tentativas. No teste principal foram executadas 3 repetições a 85% de 1RM.

Os sinais de EMG foram normatizados pelo valor médio de contração isométrica máxima voluntária (CIMV) no AG tradicional. Para esse teste, os participantes realizaram AG isométrico (barra imóvel) mantendo-se por 3 segundos a uma angulação de 135º no joelho com a posição dos pés padronizada de forma a imitar as condições dos 3 diferentes tipos de agachamento. Esse procedimento foi realizado 3 vezes com descanso de 2 min entre os testes.

Em relação aos resultados, o SM produziu média de carga significativamente maior (10,9%) que o AG (p=0,006), mas de apenas 2,5% maior que o TBB (sem significância, p=1). Embora o TBB produziu média 8,7% maior que o AG, também não houve diferença estatística (p=0,100).

Apesar de carga similar ao SM, O TBB mostrou atividade EMG superior ao SM (p=0,11) e ao AG (p=0,022). Por sua vez, o AG gerou atividade EMG nos eretores da espinha superior ao SM (p = 0,036).

CHAUHAN et al (2016) investigaram EMG dos músculos VL, VM, BF, gastrocnêmio Lateral (GAL) e Tibial Anterior (TA) nos exercícios de AG, SM e Afundo (AF). Na Figura 4 está a mesma imagem publicada no artigo original mostrando a execução do exercício AF.

Figura 4: Afundo ou “Split Squat” (Chauhan et al., 2016).

Participaram desse estudo 10 jovens universitários saudáveis (20,3 ± 0,5 anos, 170 ± 6 cm, 78,1 ± 9,5 kg), sendo 3 corredores de 100m, 3 jogadores de Rugby e 4 jogadores de futebol (soccer), mas todos com experiência em treinamento de força e na execução de diferentes agachamentos. Não possuíam histórico de lesões na coluna ou nos membros inferiores.

Realizaram 3 repetições com carga de 75% de 1RM para cada tipo de agachamento para obtenção dos dados EMG. Os eletrodos foram fixados somente na perna direita. E os valores das cargas foram definidos na semana anterior após testes de 1RM, que obedeceu às orientações do American College of Sports Medicine.

Em relação aos resultados, o AG gerou maior atividade EMG no VL e VM na fase excêntrica quando comparado ao SM. Já na fase concêntrica o SM provocou maior ativação dos mesmos músculos comparado ao AG.

Os músculos BF e GAL mostraram baixa atividade EMG nos três agachamentos, entretanto na fase concêntrica o BF gerou 25% maior atividade EMG tanto no AG quanto no SM, em comparação a fase excêntrica.

Músculos	Schwanbeck et al. (2009)			Chauhan et al. (2016)						Anderson & Behm (2005)			Fletcher & Bagley (2014)					
	Método: 8 RM, n = 6. A carga foi relativa, ou seja, ajustada para ser feito 8RM nos dois diferentes agachamentos.			Método: 3 reps a 75% 1RM, n = 10. Eletrodos para medição de EMG foram fixados somente na perna direita.						Método: 2 Reps, n = 14. 3 estratégias com carga fixa (PC, ou 29,5kg, ou 60% do PC), e apresentam resultados EMG das 3 estratégias agrupados.			Método: 3 reps a 85% 1RM, n = 14. O desempenho dos participantes era de 123,5±35,5 kg (média±DP) no agachamento e força relativa à massa corporal de 1,56±0,43 kg/kg (peso superado/ massa corporal).					
	Média ± DP (mV)		TE	Fase Excêntrica Média ± DP (mV)		TE	Fase Concêntrica Média ± DP (mV)		TE	Média ± DP (mV)		TE	Lado Dominante Média e DP (%CIMV)		TE	Lado Não-Dominante Média e DP (%CIMV)		TE
	AG	SM		AG	SM		AG	SM		AG	SM		AG	SM		AG	SM	
VL	0,79±0,34	0,58±0,23	0,72	0,45±0,10	0,42±0,07	0,34	0,46±0,11	0,47±0,10	0,09	0,74±0,03	0,86±0,05	2,91						
VM	0,81±0,28*	0,57±0,23	0,93	0,39±0,09	0,38±0,11	0,09	0,43±0,10	0,45±0,15	0,15									
BF	0,27±0,08*	0,19±0,04	1,26	0,06±0,02	0,06±0,02	0	0,12±0,08	0,10±0,07	0,26	0,25±0,01	0,21±0,02	4						
GAL	0,28±0,15*	0,18±0,07	0,85	0,07±0,03	0,04±0,02	1,17	0,07±0,04	0,06±0,02	0,31									
TA	0,57±0,35	0,32±0,10	0,97	0,26±0,04	0,22±0,07	0,70	0,20±0,09	0,20±0,06	0									
RA										0,24±0,01	0,20±0,01	4						
EE										0,68±0,02	0,58±0,02	5	107,8±38,1	91,8±35,9	0,43	113,5±37,1**	95,7±39,1	0,46
SOL										0,28±0,01	0,16±0,01	12						
GM																		
RF																		

- Tabela 1: Resultados comparativos entre os artigos para os diferentes músculos estudados. RM = repetições máximas; DP = desvio padrão; TE = tamanho de efeito (Cohen's d); AG = agachamento livre; SM = smith machine; VL = vasto lateral; VM = vasto medial; BF = bíceps femoral; GA = gastrocnêmio; TA = tibial anterior; RA = reto abdominal; EE = eretor da espinha; SOL = sóleo; GM = glúteo máximo; RF = reto femoral. NOTA: ***** Schwanbeck et al (2009) = diferença significante entre os agachamentos (p<0,05); ****** Fletcher & Bagley 2014 = diferença significativa para o SM (p<0,05). Foi seguido um padrão de cálculo de tamanho de efeito onde o maior valor antecedia o menor valor. Classificação sugerida para o "Cohen's d": Pequeno: 0,20 – 0,30; Médio: 0,40 – 0,70; Grande: ≥ 0,80 (Caldas, 2014).

5 Discussão

Uma interpretação geral é que, apesar de nem sempre haver diferença estatística, o exercício AG exige maior recrutamento de unidades motoras dos músculos envolvidos do que o exercício SM, tanto para cargas absolutas (ex: peso corporal) como relativas (ex: 8 RM). Vale ressaltar que nenhum estudo comparou resultados de 1 RM, de modo que ainda não é possível responder se durante carga máxima haveria diferença entre AG e SM.

Uma ponderação importante é que os músculos GM, que são essenciais nesses movimentos, não foram medidos por nenhum estudo. Isso é intrigante porque os GM estão entre os músculos de maior interesse estético quando se pensa na prescrição de AG e SM.

A principal explicação dos autores para maior atividade muscular no AG que no SM, estaria relacionado ao fato de que nesse último o exercício é realizado com maior estabilidade. Provocar algum tipo de instabilidade no exercício de AG parece gerar maior atividade EMG. De fato, ANDERSON & BEHM (2005) mostraram que a utilizar discos de equilíbrio para realização do AG Instável gerou maior atividade EMG que o próprio AG, e consequentemente maior que o SM. FLETCHER & BAGLEY (2014) também constaram maior atividade EMG, usando um sistema de instabilidade chamado Tendo-Bar ou *Tendo destabilizing bar* (TBB), onde com esse sistema obteve-se carga similar ao SM e gerou atividade EMG do músculo EE maior que o AG e o SM.

Isso sugere que o treino com instabilidade possa recrutar maior número de unidades motoras (ANDERSON & BEHM, 2005; FLETCHER & BAGLEY, 2014). Uma indagação possível é: A estratégia da instabilidade poderia ser usada para vencer platôs de ganho de força e massa muscular? A resposta a essa pergunta ainda precisa ser investigada.

No AG, que é mais instável que o SM, ANDERSON & BEHM (2005) também identificaram que músculos antagônicos (ex: BF) ao quadríceps foram mais acionados em comparação ao SM, provavelmente pela necessidade de gerar estabilidade articular frente ao desafio de um movimento instável. Essa explicação já havia sido sugerida anteriormente pelos mesmos autores (BEHM, ANDERSON & CURNEW, 2002).

O fato de o GAL ter se mostrado mais ativo no AG também estaria associado ao fato de que em exercícios de maior instabilidade, como é no caso do AG, haveria maior exigência de estabilização dos joelhos e tornozelos (BEHM, ANDERSON & CURNEW, 2002; ANDERSON & BEHM, 2005; FLETCHER & BAGLEY, 2014).

Por outro lado, por se tratar de um exercício considerado “estável”, o SM permite superar carga superior ao AG, uma vez que esse último oferece instabilidade nos três planos de movimento (COTTERMAN, DARBY e SKELLY, 2005). E uma questão que os artigos que acessamos não permite responder é se diante de uma carga máxima (1 RM) o SM poderia exigir mais dos músculos envolvidos. Ou, ainda, se exigiria mais de alguns músculos e menos de outros. Por exemplo, os músculos mais necessários para estabilidade poderiam hipoteticamente ser menos exigidos que no SM, mas os músculos mais associados a força poderiam ser mais exigidos. Infelizmente ainda não temos respostas as essas indagações, ficando como sugestão para futuros estudos.

No presente TCC optamos por investigar apenas artigos que compararam AG e SM na mesma amostra. Isso é importante porque amostras, avaliadores, equipamentos e ambientes diferentes poderiam gerar resultados diferentes (vieses). De modo que comparar um artigo que tenha medido o AG com outro artigo que tenha medido SM seria menos confiável, ainda que reconheçamos ser uma alternativa de interpretação. Entretanto, embora não tenha sido objetivo do presente documento, existem algumas variações do posicionamento dos pés e quadril, e variação quanto a amplitude do movimento que, além dessas duas articulações, mudaria a amplitude articular dos joelhos. Comparações dessas diferentes estratégias só seriam possíveis, no momento, se comparássemos artigos distintos. Brevemente podemos sinalizar algumas dessas diferenças.

A começar pelo posicionamento dos pés [ex: paralelos ou não, rotacionados medialmente (aduzido) ou lateralmente (abduzido), próximos ou afastados], o GM foi mais ativado quando o AG foi realizado com os pés mais afastados ou abduzidos (ESCAMILLA et al., 2001; EBBEN et al., 2009; McCAW et al., 1999; PAOLI et al., 2009). Por outro lado, ESCAMILLA et al (2000) sugere que para o AG não há diferença significativa entre a ativação dos músculos RF, VL e VM em relação ao posicionamento dos pés, seja paralelo ou abduzidos a 30º.

Em relação a profundidade do agachamento, MARCHETTI (2016) constatou ao analisar o SM que em ação isométrica com joelhos a 90º ocorre maior ativação dos músculos do quadríceps (RF, VL, VM), se comparado as demais angulações testadas de 20º e 140º. Isso nos parece ser explicado pelo fato de que a angulação de 90º (ou próximo a isso) é a fase “crítica” do movimento, onde há maior braço de resistência para o quadríceps.

6 Considerações Finais

Foi possível realizar a comparação da ativação muscular de importantes músculos envolvidos na “tripla extensão-flexão” nos exercícios de AG e SM, mas não todos. Foram destacados e comparados aspectos eletromiográficos de músculos motores primários em cada exercício.

Foi possível constatar que, de modo geral, o exercício de AG tem a capacidade de promover maior recrutamento de unidades motoras tanto de músculos tidos como motores primários quanto secundários (agonistas e antagonistas) por se tratar de um exercício mais instável que o SM. A maior instabilidade parece exigir mais dos músculos envolvidos nesses exercícios para promover maior estabilidade das articulações (ex = joelho).

Podemos sugerir para futuros trabalhos a utilização de amostras maiores, pois desta forma os resultados seriam mais consistentes e menos sensíveis a variações. Além disso, nenhum dos artigos aqui apresentados nos resultados monitorou a atividade eletromiográfica dos músculos GM, semitendinoso e semimembranoso, que são também importantes na participação do movimento de “tripla extensão-flexão”. Além disso, ainda não há comparação entre AG e SM para 1 RM.

A própria escassez de artigos que comparam diretamente o AG e SM sinaliza para a importância de mais estudos sobre o tema, e ao mesmo tempo revela a importância do presente trabalho de conclusão de curso na interpretação dos resultados até então produzidos. A interpretação de que agachamentos mais instáveis exigem mais unidades motoras deve contribuir para que profissionais de educação física tomem uma melhor decisão na escolha do tipo de agachamento a ser usado.

7 Referências

ANDERSON, K.; BEHM, D.G. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. **Canadian Journal of Applied Physiology**. 30(1): 33-45. (2005)

BEHM, D.G.; ANDERSON, K.; CURNEW, R.S. Muscle strength and activation under stable and unstable conditions. **Journal of Strenght and Conditioning Research**. Vol 16. Page 416–422. 2002.

BRANDON, R. et al. Neuromuscular response differences to power vs strength back squat exercise in elite athletes. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. Marlow, United Kingdom. 2014.

CALDAS, L.C. *Metanálise dos efeitos de modelos de periodização clássica vs ondulatório no desempenho de força e hipertrofia*. 2014. 46 páginas. **Trabalho de conclusão de curso – Universidade Federal do Espírito Santo**, Vitória, 2014.

CARPES, F.P. et al. **Anatomia Funcional**. São Paulo. Editora Phorte. 2011.

CHAUHAN, E. et al. Surface electromyography analysis of the free, smith and split squats performed by strength-trained males. **Journal of Fitness Research**. Australian Institute of Fitness. Vol. 5. Page 68 – 79. Australia. 2016.

CORDEIRO, A.M. et al. Revisão Sistemática: uma revisão narrativa. Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões. Vol. 34. No 6. Rio de Janeiro. Brasil. 2007.

COTTERMAN, M.L. et al. Comparison of muscle force production using the Smith machine and free weights for bench press and squat exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 19:169–176. 2005.

EBBEN, W.P. Hamstring Activation During Lower Body Resistance Training Exercises. **International Journal of Sports Physiology and Performance**. Vol. 4. Page 84 – 96. 2009.

ESCAMILLA, R.F. et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. Medicine & Science in Sports & Exercise. **American College of Sports Medicine**. North Carolina, United States of America. 2000.

ESCAMILLA, R.F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine & Science in Sports and Exercise**. Vol. 33. Page 127-141. 2001.

FLETCHER, I.M.; BAGLEY, A. Changing the stability conditions in a back squat: the effect on maximum load lifted and erector spinae muscle activity. **Sports Biomechanics**. 13:4. 380-390. Bedford, United Kingdon. 2014.

GROB, K. et al. A newly discovered muscle: The tensor of the vastus intermedius. **Clinical Anatomy**. January, 6. Page 256-263. St. Gallen, Switzerland. 2016.

JABERZADEH, S. et al. The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO:VL EMG Ratio During Squat Exercises. **Wiley Online Library** (wileyonlinelibrary.com). Melbourne, Australia. 2015.

MARCHETTI, P.H. et al. Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. **Journal of Sports Medicine,** Article ID 3846123. London, United Kingdon. 2016.

McCAW. S.T.; MELROSE. D.R. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. **Medicine & Science in Sports and Exercise**. Vol. 3. Page 428 – 436. Illinois, USA. 1999.

PAOLI, A. et al. The effects of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thig mucles during back squat with different bar loads. **Journal of Strenght and Conditioning Research**. Vol. 1. Page 246 – 250. Padova, Italy. 2009.

SCHICK, E.E. et al. A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. **Journal of Strenght and Conditioning Research**. Vol. 3. Page 779 – 784. 2010.

SCHWANBECK, S. et al. A Comparison of Free Weight Squat to Smith Machine Squat using Electromyography**. Journal of Strength and Conditioning Research**. National Strength and Conditioning Association. Saskatoon, Canada. 2009.