

**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO**

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE O
EXERCÍCIO AGACHAMENTO COM DIFERENTES AMPLITUDES DE
MOVIMENTO E TIPOS DE CONTRAÇÃO**

JOSINALDO JARBAS DA SILVA

2017

TESE DE DOUTORADO

JOSINALDO JARBAS DA SILVA

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO
MUSCULAR DURANTE O EXERCÍCIO
AGACHAMENTO COM DIFERENTES
AMPLITUDES DE MOVIMENTO E TIPOS DE
CONTRAÇÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências de Movimento Humano, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do Título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti

**PIRACICABA
2017**

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE O
EXERCÍCIO AGACHAMENTO COM DIFERENTES AMPLITUDES DE
MOVIMENTO E TIPOS DE CONTRAÇÃO**

JOSINALDO JARBAS DA SILVA

Tese de Doutorado defendida e aprovada em 21 de junho de 2017, pela Banca Examinadora constituída pelos Professores:



Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti - UNIMEP
Presidente e Orientador



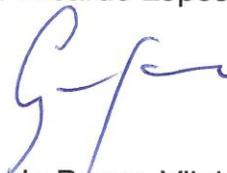
Prof. Dr. Aylton Jose Figueira Junior - USJT



Prof. Dr. Marco Carlos Uchida - UNICAMP



Prof. Dr. Charles Ricardo Lopes - UNIMEP



Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior - UNIMEP

DEDICATÓRIA

Este espaço é dedicado a minha mãe, Teresinha da Silva, por seu amor, ensinamentos, carinho e por ser meu exemplo de vida, tudo que sou hoje, devo a senhora, mãe queria muito que estivesse comigo compartilhando este momento, te amo muito.

AGRADECIMENTOS

Começarei agradecendo a pessoa responsável por todos os meus passos acadêmicos, muito obrigado Prof. Dr. Paulo H. Marchetti por sua paciência, atenção, amizade, dedicação e exemplo como pessoa, tenho profunda admiração por sua pessoa e trabalho. “Um professor influencia mais a personalidade dos alunos pelo que é do que pelo que sabe”. (Augusto Cury). Agradeço aos professores doutores (Charles Lopes, Guanis Vilela Junior, Aylton Figueira, Marco Uchida, Rozangela Verlengia, Delaine Bigaton, Marlene Moreno, e Paulo Lucarelli) por aceitarem o convite e compor a banca examinadora, e por suas contribuições no desenvolvimento do trabalho. Agradeço a minha mãe, Teresinha da Silva (em memória) te amo muito mãe. Agradeço ao meu pai, João Pereira da Silva, por tudo que me ensinou, por todos os momentos que passamos juntos, te amo pai. Agradeço aos meus irmãos, Antônio Vicente da Silva, José Djaci da Silva, Miguel Carlos da Silva, José Laércio da Silva, Luiz Gonzaga da Silva, José Adjaelson da Silva e Hosana Adjaedna da Silva, obrigado pelo carinho, companheirismo, amor e paciência, amo todos vocês. Agradeço a minha namorada (futura esposa) Thais Porta de Lima pelo carinho, companheirismo, amizade, amor, compreensão, dedicação e incentivo durante todos esses anos juntos, te amo muito Zing. Agradeço a toda minha família, minhas tias, meus tios, meus primos e primas e a todos que me ajudaram de alguma maneira, seja com orações ou com torcidas. Agradeço a todos os professores que fizeram parte de minha vida, em especial a Prof^a. Maria do Carmo Severo, um exemplo de pessoa e uma excelente educadora, obrigado por seu incentivo e por suas palavras, “estude com fé na santa meu filho”. Agradeço a

Sandra Medina, por seu intensivo e apoio ao chegar a São Paulo, obrigado por suas palavras, por suas impressões e acima de tudo por sua amizade. Agradeço aos amigos e companheiros de Laboratório: (Willy Andrade Gomes, Enrico Gori, Silvio Pecoraro, Fábio Siconeto, Roberto Magalhães, Daniel Correa, Gustavo Zorzi, Marcelo Massatoshi, Rogério Reis e Mauro Guiselini) THIS IS SPARTA. Agradeço a todos os sujeitos que disponibilizaram seu tempo para participar de minha pesquisa, muito obrigado pela dedicação de todos. Agradeço os funcionários da UNIMEP pela dedicação, atenção e cordialidade a qual sempre fui tratado, em especial as secretárias da pós-graduação, Marcio do almoxarifado e a Gissa funcionária da cantina. Agradeço á CAPES (Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal do Nível Superior), pela concessão da bolsa, imprescindível à vivência enquanto pesquisador. Por último, agradeço a DEUS fonte inesgotável de sabedoria, sim por último, por ter colocado todas estas pessoas iluminadas em meu caminho, todas tiveram um papel fundamental em minha vida.

EPIGRAFE

“Se eu vi mais longe do que outros, foi por estar sobre o ombro de gigantes”.

Isaac Newton

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o padrão de ativação muscular durante o exercício agachamento em diferentes amplitudes de movimento e ações musculares. Para isso, dois experimentos distintos foram realizados. No experimento 1 foi realizado uma análise do agachamento em condição isométrica máxima em três diferentes angulações de joelhos. A amostra foi composta por 15 indivíduos do sexo masculino (idade: 30 ± 7 anos, estatura: 174 ± 6 cm, massa corporal total: 76 ± 9 kg, tempo de prática no treinamento de força: 5 ± 1 anos). Os indivíduos realizaram uma série de três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) com duração de 5 segundos com intervalos de dez segundos entre as contrações, e dez minutos entre cada condição: condição 1; agachamento isométrico máximo parcial ($A20^\circ$), condição 2; meio-agachamento isométrico máximo ($A90^\circ$) e condição 3; agachamento isométrico máximo completo ($A140^\circ$). O sinal eletromiográfico (sEMG) dos músculos: reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), bíceps femoral porção longa (BF), glúteo máximo (GM) e semitendíneo (ST) do membro inferior dominante foi coletado durante as diferentes condições do agachamento isométrico máximo. Os resultados mostraram um efeito principal para a ativação muscular de VL ($P < 0,001$), VM ($P = 0,030$), RF ($P = 0,018$) e GM ($P < 0,001$) nos três diferentes ângulos de flexão de joelhos ($A20^\circ$, $A90^\circ$ e $A140^\circ$). O estudo conclui que o ângulo do joelho altera a ativação dos músculos do quadríceps e glúteo máximo. O $A90^\circ$ gera maior ativação em ambos os músculos analisados. O $A140^\circ$ gera uma menor ativação dos músculos VL e GM. O ângulo de joelho não afetou a ativação muscular dos isquiotibiais. No experimento 2 foi realizado o agachamento dinâmico máximo visando entender o padrão de ativação muscular com sobrecargas ajustadas para diferentes angulações. Participaram do estudo 15 indivíduos do sexo masculino (idade: 27 ± 4 anos; estatura: 173 ± 6 cm; massa corporal total: 81 ± 8 kg; circunferência da coxa do membro dominante 58 ± 5 cm, tempo de prática no treinamento de força: 5 ± 3 anos). Os indivíduos realizaram uma série de dez repetições máximas (10RMs) no exercício agachamento dinâmico máximo em duas condições: condição 1; em 90° de flexão de joelhos (meio-agachamento) e condição 2; em 140° de flexão de joelhos (agachamento completo). A sobrecarga utilizada para cada condição foi ajustada através do teste de 10RMs em cada angulação. O sEMG dos músculos RF, VM, VL, BF, ST, GM, sóleo (SL) do membro inferior dominante e eretores da coluna (EC) região lombar do lado dominante foi coletado durante as duas condições do agachamento dinâmico máximo. Os resultados mostraram uma diferença significativa para o GM ($P = 0,004$, $\Delta\% = 29,37$), BF ($P = 0,009$, $\Delta\% = 11,78$) e SL ($P = 0,031$, $\Delta\% = 10,85$) entre as diferentes posições de ângulo articular durante o agachamento dinâmico máximo. Adicionalmente, foi observado maior volume absoluto no meio-agachamento quando comparado ao completo. Entretanto, não foi observado efeito da amplitude de movimento na percepção subjetiva de esforço (PSE). O estudo conclui que as diferentes angulações do joelho alteram a ativação dos músculos GM, BF e SL. O exercício meio-agachamento gera maior ativação em ambos os músculos analisados. O exercício agachamento completo gera uma menor ativação dos músculos GM, BF e SL. Os diferentes ângulos de joelhos não afetam a ativação muscular dos extensores de joelho RF, VL e VM, do flexor de joelho ST, dos

extensores de coluna EC. Assim, é recomendado a realização do exercício meio-agachamento para maximizar o recrutamento neuromuscular dos extensores do joelho e do quadril. Os resultados do presente estudo sugerem que uma maior sobrecarga e conseqüente volume absoluto são levantados com a realização do meio-agachamento. Entretanto, a percepção subjetiva de esforço não foi sensível em detectar tais alterações.

Palavras-Chave: Agachamento, eletromiografia, desempenho.

ABSTRACT

The aim of the present thesis was to analyze the pattern of muscle activation during exercise squatting on different ranges of motion and muscle actions. Two distinct experiments were performed. In the first experiment, an analysis of the squatting in maximal isometric condition was performed in three different knee angles. The sample consisted of 15 males (age: 30 ± 7 years, height: 174 ± 6 cm, total body mass: 76 ± 9 kg, practice time in force training: 5 ± 1 years). The subjects performed a series of three maximal isometric voluntary contractions (CVMI) with duration of 5 seconds with intervals of ten seconds between contractions, and ten minutes between each condition: condition 1; Partial maximum isometric squatting ($A20^\circ$), condition 2; Maximum isometric mid-squat ($A90^\circ$) and condition 3; Complete maximum isometric squatting ($A140^\circ$). The electromyographic signal (sEMG) of the muscles: rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), biceps femoris longus (BF), gluteus maxis (GM), and semitendinosus Collected during the different conditions of maximum isometric squatting. The results showed a main effect for muscle activation of VL ($P < 0.001$), MV ($P = 0.030$), RF ($P = 0.018$) and GM ($P < 0.001$) at the three different knee flexion angles ($A20^\circ$, $A90^\circ$ and $A140^\circ$). The study concludes that the knee angle alters the activation of the quadriceps and gluteal maximus muscles. The $A90^\circ$ generates greater activation in both muscles analyzed. $A140^\circ$ generates less activation of the VL and GM muscles. The knee angle did not affect the muscular activation of the hamstrings. In experiment 2, the maximum dynamic squatting was performed aiming to understand the pattern of muscular activation with loads adjusted for different angulations. Fifteen males participated in the study (aged 27 ± 4 years; Height: 173 ± 6 cm; Total body weight: 81 ± 8 kg; Thigh circumference of dominant limb 58 ± 5 cm, practice time in strength training: 5 ± 3 years). The subjects performed a series of ten maximal repetitions (10RMs) in the maximal dynamic squat exercise under two conditions: condition 1; In 90° of knee flexion (half-squatting) and condition 2; In 140° of knee flexion (complete squatting). The overload used for each condition was adjusted by testing 10RMs at each angulation. The sEMG of the muscles RF, VM, VL, BF, ST, GM, soleus (SL) of the dominant lower limb and erector spines (EC) lumbar region of the dominant side was collected during the two conditions of maximum dynamic squatting. The results showed a significant difference for GM ($P = 0.004$, $\Delta\% = 29.37$), BF ($P = 0.009$, $\Delta\% = 11.78$) and SL ($P = 0.031$, $\Delta\% = 10.85$) between the different positions of joint angle during maximum dynamic squatting. In addition, greater absolute volume was observed in the mid-squat when compared to the complete one. However, no effect of the range of motion on the subjective perception of effort (PSE) was observed. The study concludes that the different knee angulations alter the activation of the GM, BF and SL muscles. The half-squat exercise generates greater activation in both muscles analyzed. The complete squat exercise generates less activation of the GM, BF and SL muscles. The different angles of the knees do not affect the muscular activation of the knee extensors RF, VL and MV, of the knee flexor ST, of the EC spine extensors. Thus, half-squat exercise is recommended to maximize neuromuscular recruitment of knee and hip extensors. The results of the present study suggest that a higher overload and

consequent absolute volume are lifted with half-squatting. However, the subjective perception of effort was not sensitive in detecting such alterations.

Key words: Squatting, electromyography, performance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Desenho experimental.....	38
Figura 2. Posicionamento dos sujeitos sob a barra durante o exercício agachamento isométrico máximo nas diferentes condições (a) parcial, (b) meio-agachamento e (c) agachamento completo.	39
Figura 3. Posicionamento dos eletrodos de EMG nas vistas (a) frontal, (b) posterior e (c) lateral.	41
Figura 4. Média e desvio padrão da IEMG nos três diferentes ângulos de flexão de joelhos durante o exercício agachamento isométrico máximo. * Diferença significativa, $P < 0,05$	43
Figura 5. Desenho experimental.....	52
Figura 6. Posição do sujeito durante o exercício agachamento dinâmico (a) fase inicial, (b) meio-agachamento e (c) agachamento completo.	53
Figura 7. Posicionamento dos eletrodos de EMG nas vistas (a) frontal, (b) lateral e (c) posterior.	55
Figura 8. Posição do eletrogoniômetro durante o exercício agachamento dinâmico (a) meio-agachamento e (b) agachamento completo.....	56
Figura 9. Média e desvio padrão do RMS para o meio-agachamento e agachamento completo. *Diferença significativa, $P < 0,05$	59
Figura 10. Média e desvio padrão da força relativa para o meio-agachamento e agachamento completo. *Diferença significativa, $P < 0,001$	60

Figura 11. Média e desvio padrão do volume absoluto (a) e percepção subjetiva de esforço (b) para o meio-agachamento e agachamento completo. *Diferença significativa, $P < 0,05$ 61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comparação do efeito do tamanho para IEMG nos diferentes agachamentos.....	43
Tabela 2. Resumo das variáveis dependentes nos dois diferentes ângulos de flexão de joelhos.....	62

LISTA DE ABREVIATURAS

A140° - Agachamento isométrico máximo em 140° de flexão de joelhos

A20° - Agachamento isométrico máximo em 20° de flexão de joelhos

A9° - Agachamento isométrico máximo em 90° de flexão de joelhos

AIE - Agachamento isométrico explosivo

ANOVA - Análise de variância

BF - Bíceps femoral

CCI - Coeficiente de correlação intra-classe

cm - Centímetros

CVMI - Contração voluntária máxima isométrica

CVMI_s - Contrações voluntárias máximas isométricas

d - Tamanho do efeito

DP - Desvio padrão

EC - Eretores da coluna

EMG – Eletromiografia

et al - Colaboradores

GM - Glúteo máximo

GMS – Glúteo máximo porção superior

GMI – Glúteo máximo porção inferior

GCL – Gastrocnêmio lateral

GCM – Gastrocnêmio medial

Hz - Hertz

IEMG - Eletromiografia integrada

IEP - Índice de esforço percebido

Kg - Quilograma

Kgf - Quilograma força

L2 - Segunda vértebra lombar

m - Metros

mm - Milímetros

ms - Milissegundos

P - Nível de significância

PSE – Percepção subjetiva de esforço

RF - Reto femoral

RM - Repetição máxima

RMs – Repetições máximas

RMS - Root-mean square

RPM - Rotações por minuto

s - Segundos

sEMG – Sinal eletromiográfico

SL – Sóleo

SR - Sobrecarga relativa

ST – Semitendíneo

TA – Tibial anterior

TCLE - Termo de consentimento livre e esclarecido

UNIMEP - Universidade Metodista de Piracicaba

VA - Volume absoluto

VL - Vasto lateral

VI – Vasto intermédio

VM - Vasto medial

xPC - Múltiplos do peso corporal total dos voluntários

LISTA DE SÍMBOLOS

% - Percentual

° - Graus

± - Mais ou menos

< - Menor que

> - Menor que

Δ - Delta

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	3
AGRADECIMENTOS	4
EPÍGRAFE	6
RESUMO.....	7
ABSTRACT	9
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	14
LISTA DE SÍMBOLOS.....	17
1 INTRODUÇÃO	21
2 OBJETIVO GERAL	23
2.1 Objetivos específicos e hipóteses.....	23
2.1.1 Experimento 1.....	23
2.1.2 Experimento 2.....	24
3 REVISÃO DE LITERATURA	24
3.1 Exercício agachamento dinâmico	25
3.2 Exercício agachamento isométrico	30
4 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA	33
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	34
5.1 Critérios de exclusão experimentos 1 e 2.....	34
5.2 Termo de consentimento livre e esclarecido experimentos 1 e 2	34

5.3 Experimento 1: Análise mioelétrica durante o exercício agachamento isométrico máximo em diferentes ângulos de flexão de joelhos	36
5.3.1 Participantes	36
5.3.2 Procedimentos	36
5.3.3 Análise dos dados	41
5.3.4 Análise estatística	42
5.3.5 Resultados	42
5.3.6 Discussão	44
5.3.7 Conclusão	48
5.3.8 Limitações	48
5.3.9 Aplicações práticas	49
5.4 Experimento 2: Análise mioelétrica durante o exercício agachamento dinâmico com sobrecarga equalizada em diferentes amplitudes de flexão de joelhos	50
5.4.1 Participantes	50
5.4.2 Procedimentos	50
5.4.3 Análise dos dados	57
5.4.4 Análise estatística	58
5.4.5 Resultados	58
5.4.6 Discussão	62
5.4.7 Conclusão	69
5.4.8 Limitações	69
5.4.9 Aplicações práticas	70
REFERÊNCIAS*	71

ANEXO 1. Certificado de aprovação do Comitê de Ética.....	80
ANEXO 2. Produção Acadêmica.....	81

1 INTRODUÇÃO

A prática do treinamento de força pode ser utilizada em diferentes contextos e para diversos objetivos: atléticos, recreacionais, estéticos e terapêuticos. Indubitavelmente, um dos exercícios mais utilizados e que possibilita a adição de maior sobrecarga externa nos membros inferiores é o agachamento. O agachamento é um exercício multiarticular podendo ser realizado em diferentes ângulos de flexão de joelhos parcial (até 40°), meio-agachamento (de 70° a 100°) e agachamento completo (acima de 100°) (Schoenfeld 2010; Marchetti, Gomes et al. 2013) além ser executado de forma dinâmica e isométrica.

De acordo com Marchetti et al., (2013) o exercício agachamento dinâmico é analisado em dois momentos distintos, baseado no efeito da sobrecarga aplicada e em relação aos movimentos realizados de forma descendente com ações musculares excêntrica e ascendentes com ações musculares concêntrica. Durante a fase ascendente do exercício ocorre uma extensão de quadril, joelho e tornozelo, cinesiologicamente os músculos responsáveis por estender o quadril são: glúteo máximo (GM) e os isquiotibiais: bíceps femoral porção longa (BF), semimembráceo (SB) e semitendíneo (ST). Os músculos responsáveis por estender o joelho são os músculos do quadríceps: reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto intermédio (VI) e vasto lateral (VL). Os músculos responsáveis por estender o tornozelo são músculos do tríceps sural: gastrocnêmio lateral (GCL), gastrocnêmio medial (GCM) e sóleo (SL) (Marchetti, Calheiros Neto et al. 2007; Chiu and Burkhardt 2011; Hall 2013).

Durante o exercício agachamento dinâmico os extensores do quadril agem de maneira distinta, o GM tem a função de estender o quadril logo após a fase de desaceleração do centro de gravidade (Chiu and Burkhardt 2011; Marchetti, Gomes et al. 2013), enquanto os isquiotibiais por serem biarticulares agem nas articulações do quadril e joelho, sua atuação em uma articulação depende da posição da outra, segundo Marchetti, et al., (2013) se os joelhos estiverem flexionados, os isquiotibiais estão encurtados de modo que não podem atuar de forma dinâmica sobre o quadril, sua ação é isométrica para estabilizar as articulações de quadril e joelho, por isso os isquiotibiais apresentam baixa ativação durante o exercício agachamento, produzindo até metade de sua ativação quando comparado a exercícios específicos nesse grupamento muscular (Wright, DeLong et al. 1999; Ebben and Leigh 2000; Schoenfeld 2010; Marchetti, Gomes et al. 2013).

O emprego de variações do agachamento como, o ângulo de flexão de joelhos (Ninos, Irrgang et al. 1997; McCaw and Melrose 1999; Escamilla, Fleisig et al. 2001; Caterisano, Moss et al. 2002; Sousa, Ferreira et al. 2007; Walsh, Quinlan et al. 2007; Han, Ge et al. 2013; Contreras, Vigotsky et al. 2015; Marchetti, Silva et al. 2016), ativação muscular (EMG) (Wright, DeLong et al. 1999; Caterisano, Moss et al. 2002; Ribeiro, Dionísio et al. 2007; Sousa, Ferreira et al. 2007; Robertson, Wilson et al. 2008; Alves, Oliveira et al. 2009; Paoli, Marcolin et al. 2009; Leporace, Pereira et al. 2010; Marchetti, Silva et al. 2016), diferentes posições da barra (Gullett, Tillman et al. 2009; Contreras, Vigotsky et al. 2015), diferentes posições dos pés (Escamilla, Francisco et al. 2000; Escamilla, Fleisig et al. 2001; Ribeiro, Dionísio et al. 2007; Alves, Oliveira et al. 2009; Paoli, Marcolin et al. 2009; Leporace, Pereira et al. 2010), diferentes sobrecargas (Leporace,

Pereira et al. 2010; Gomes, Brown et al. 2015), execução livre e no aparelho *Smith Machine* (Abelbeck 2002; Schwanbeck, Chilibeck et al. 2009; Biscarini, Benvenuti et al. 2011), com a utilização de acessórios (Gomes, Coutinho et al. 2013; Gomes, Serpa et al. 2014; Gomes, Silva et al. 2015; Marchetti, Matos et al. 2015), tem sido alvo de constantes pesquisas com o intuito de compreender como essas variações influenciam as manifestações de força máxima, com característica hipertrófica, de potência e resistência, em programas de reabilitação e no treinamento esportivo que envolva principalmente os membros inferiores e tronco (Escamilla 2001).

2 OBJETIVO GERAL

Comparar o nível de ativação muscular durante o exercício agachamento com diferentes amplitudes e tipos de contração

2.1 Objetivos específicos e hipóteses

2.1.1 Experimento 1

Comparar a atividade mioelétrica de RF, VM, VL, GM, BF e ST durante o exercício agachamento isométrico máximo em três diferentes ângulos de flexão de joelho (parcial, meio-agachamento e agachamento completo) em sujeitos treinados em força.

A hipótese principal considera que durante o meio-agachamento a ativação muscular será maior quando comparada aos demais ângulos em função da maior vantagem mecânica.

2.1.2 Experimento 2

Comparar a atividade mioelétrica de RF, VM, VL, GM, BF, ST, SO e EC (região lombar) durante o exercício agachamento dinâmico máximo com sobrecarga ajustada nas diferentes amplitudes de flexão de joelho (meio-agachamento e agachamento completo) em sujeitos treinados.

A hipótese principal baseia-se na condição de que com sobrecarga ajustada a ativação muscular será maior na condição de maior amplitude.

Comparar a percepção subjetiva de esforço dos indivíduos, volume absoluto e força relativa durante o exercício agachamento dinâmico máximo com sobrecarga ajustada para os diferentes ângulos de flexão de joelho (meio-agachamento e agachamento completo), em sujeitos treinados em força.

A hipótese baseia-se que como ambas as condições são máximas não haverá diferenças na percepção subjetiva de esforço. O volume absoluto e a força relativa serão maiores durante o meio-agachamento em função da maior vantagem mecânica.

3 REVISÃO DE LITERATURA

O exercício agachamento pode ser realizado de forma dinâmica com ações musculares concêntrica e excêntrica e de forma estática com ações musculares isométricas, dos extensores de quadril, joelho e tornozelo (Marchetti, Gomes et al. 2013). Diferentes angulações de joelhos podem ser utilizadas durante sua execução (Ninos, Irrgang et al. 1997; McCaw and Melrose 1999; Escamilla, Fleisig et al. 2001; Caterisano, Moss et al. 2002; Sousa, Ferreira et al. 2007; Walsh, Quinlan et al. 2007; Han, Ge et al. 2013; Contreras, Vigotsky et al.

2015; Marchetti, Silva et al. 2016), a escolha de como executar esse exercício está diretamente relacionado com o objetivo de cada praticante e ou treinador. Segue a baixo uma descrição mais detalhada sobre o exercício agachamento dinâmico e isométrico com suas diferentes variações.

3.1 Exercício agachamento dinâmico

O agachamento é um exercício multiarticular, que pode ser dividido em duas fases (descendente e ascendente). Durante a fase descendente os músculos extensores do quadril: GM, BF, SB e ST, os músculos extensores do joelho: RF, VM, VI e VL, os músculos extensores do tornozelo: GCL, GCM e sóleo (SL) tem uma ação excêntrica e ocorre uma flexão nas articulações do quadril, joelho e tornozelo e, quando a amplitude do movimento desejado é atingida inicia-se a fase ascendente e o extensores de quadril, joelho e tornozelo tem uma ação concêntrica, onde se realiza uma extensão das mesmas articulações. Os músculos SB, ST e BF agem de forma isométrica durante o movimento do quadril e joelho (Hall 1999; Thompson and Floyd 2002; Marchetti, Calheiros Neto et al. 2007; Brown 2008; Baechle and Earle 2010; Marchetti, Gomes et al. 2013), por serem biarticulares e atuar nas duas articulações. O exercício agachamento utiliza simultaneamente vários músculos com diferentes morfologias monoarticulares, GM e SL, biarticulares que atuam no quadril e joelho RF, BF, SB e ST e biarticulares que atuam no joelho e tornozelo GCM e GCL todos atuando sinérgicamente e coordenadamente (Prilutsky 2000), os músculos biarticulares tem ativação isométrica quando agem simultaneamente em duas articulações e sua função é manter a estabilidade articular, agindo como antagonista para ambas as articulações simultaneamente (Prilutsky 2000). Lombard (1903) sugeriu

que os músculos biarticulares agem de forma "paradoxal" quando o movimento é limitado ou controlado (chamado paradoxo de Lombard); observa-se quando os músculos RF, BF, ST e SB contraem simultaneamente na fase ascendente do exercício agachamento e tende a agir tanto na articulação do quadril (em extensão) quanto na articulação do joelho (em flexão), quando o mesmo tem que estender ocorrendo nesse momento uma ação paradoxal. O RF estende o joelho, mas também tende a flexionar o quadril quando o mesmo tem que estender, assim os músculos biarticulares atuam essencialmente como estabilizadores das articulações de joelho e quadril durante as fases ascendentes e descendentes do exercício agachamento com uma ação isométrico (Robertson, Wilson et al. 2008), os músculos monoarticulares tem ação concêntrica na fase ascendente e excêntrica na fase descendente do exercício agachamento (Schoenfeld 2010).

Outros músculos que tem ação isométrica durante o exercício agachamento dinâmica são os eretores da coluna região lombar (EC) (Marchetti, Calheiros Neto et al. 2007; Hall 2013; Myer, Kushner et al. 2014). Os eretores da coluna são recrutados para estabilizar a coluna e manter a postura ereta durante todo o movimento, além disso, os músculos eretores da coluna trabalham em co-contracção com os músculos da região abdominal anterior e lateral criando uma tensão na parede abdominal (Myer, Kushner et al. 2014). No entanto, é importante ressaltar que as diferentes variações e condições impostas ao exercício agachamento podem acarretar em mudanças na ação dos músculos envolvidos, na cinemática e/ou cinética do exercício, aumentando ou diminuindo seu desempenho e/ou eficiência (Marchetti, Gomes et al. 2013). O exercício do agachamento dinâmico pode ser executado em diferentes amplitudes parcial, meio-agachamento e completo, a força muscular pode variar dependendo da

amplitude do movimento em uma articulação específica (Marchetti, Gomes et al. 2013).

Caterisano et al., (2002) comparou a atividade mioelétrica dos músculos BF, VM e GM, durante o exercício agachamento dinâmico em três diferentes ângulos de flexão de joelhos parcial (até 40° de flexão de joelhos), meio-agachamento (de 70° a 100° de flexão de joelhos) e agachamento completo (acima de 100° de flexão de joelhos). Dez indivíduos treinados no exercício agachamento realizaram 3 repetições com uma sobrecarga equivalente a 100% e 125% da massa corporal. Os resultados mostraram que apenas o GM apresentou maior ativação durante a fase ascendente do exercício agachamento, sendo que quanto maior a amplitude de deslocamento maior foi sua participação (parcial: 28% da CVMI, meio-agachamento: 16,9% da CVMI e completo: 35,4% da CVMI). Em conclusão, os resultados do estudo mostram que o aumento da amplitude durante o exercício agachamento não tem efeito significativo no sEMG do BF quando comparado com os demais envolvidos. O sEMG do VL e VM é bastante consistente nas três amplitudes testadas. A principal diferença está no sEMG do GM que apresentou maior ativação em maiores amplitudes. Um possível mecanismo para esta maior ativação do glúteo máximo em função da amplitude do movimento pode ser em decorrência da relação comprimento-tensão muscular, no comprimento do braço de alavanca ou diferenças na ativação muscular. A produção de força em toda amplitude articular durante a realização do exercício é específica para cada músculo envolvido no movimento, utilizando desta forma, a maior amplitude de movimento possível, para aumentar a produção de força dos músculos envolvidos (Fleck and Kraemer 1999; Mookerjee and Ratamess 1999). Outro benefício do agachamento completo é um aumento ou manutenção da

flexibilidade, aumentando a amplitude de movimento das articulações envolvidas (Baechle and Earle 2010).

Robertson et al., (2008) investigaram as funções do GM, RF, VL, BF, ST, SL, GCL, GCM e tibial anterior (TA) sobre suas articulações associados durante o exercício agachamento completo. Participaram do estudo seis sujeitos do sexo masculino treinados em força. Os indivíduos executaram 12 repetições do exercício agachamento completo, seis em forma de aquecimento utilizando a massa corporal como sobrecarga e seis com uma sobrecarga equivalente a 80% de sua massa corporal com cadência de dois segundos para as fases, ascendente e descendente. Os resultados mostraram uma maior ativação dos músculos monoarticulares GM e VL durante a fase ascendente do movimento seguidos pelo SL. A participação dos músculos biarticulares RF, BF, GCL, GCM foi como estabilizadores das articulações do quadril, joelho e tornozelo, trabalhando de forma isométrica para controlar a fase descendente ou a transferência de energia entre os segmentos durante a fase ascendente. Durante a fase descendente os extensores de quadril produziram maior força, seguidos pelos extensores do tornozelo e, em seguida, os extensores do joelho. Os extensores de quadril e joelho foram responsáveis por promover as forças iniciais durante a fase ascendente seguidos dos extensores do tornozelo. Os extensores do quadril foram responsáveis por produzir força mais uma vez durante a última metade da fase ascendente. O estudo conclui que os músculos biarticulares atuam com ações isométricas durante o exercício agachamento. Os extensores do quadril tem uma maior contribuição durante a fase ascendente, seguido pelos extensores do tornozelo e, em seguida, os extensores do joelho. Também foi

identificado uma participação importante dos flexores de joelho para iniciar a fase descendente do exercício agachamento.

Contreras et al., (2015) compararam a média e o pico do sEMG durante o exercício agachamento em três condições: meio-agachamento e agachamento completo com barra na frente e atrás. Treze mulheres executaram dez repetições utilizando uma sobrecarga estimada como moderadamente pesada para cada variação respectiva do exercício agachamento. O sEMG dos músculos glúteo máximo porção superior (GMS), glúteo máximo porção inferior (GMI), VL e BF foi mensurados durante as três diferentes condições do exercício agachamento. Os resultados mostraram um sEMG maior tanto na média do VL no exercício meio-agachamento $110,3 \pm 47,2\%$ CVMI, completo com barra atrás $123,8 \pm 67,4\%$ da CVMI e completo com barra na frente $124,2 \pm 72,9\%$ da CVMI, GM no exercício meio-agachamento $29,3 \pm 16,4\%$ da CVMI, completo com barra atrás $29,5 \pm 16,2\%$ da CVMI e completo com barra na frente $29,1 \pm 14,3\%$ da CVMI, quanto ao pico do VL no exercício meio-agachamento $243,9 \pm 121,6\%$ da CVMI, completo com barra atrás $280,5 \pm 166,1\%$ da CVMI e completo com barra na frente $302,6 \pm 191,8\%$ da CVMI, GM no exercício meio-agachamento $84,8 \pm 42,9\%$ da CVMI, completo com barra atrás $88,1 \pm 47,8\%$ da CVMI e completo com barra na frente $84,6 \pm 50,4\%$ da CVMI. O estudo conclui que o exercício agachamento completo com barra na frente e atrás apresentam ativação muscular semelhante. O agachamento completo tem certo favorecimento sobre o meio-agachamento. Contudo, o agachamento completo não é apropriado para todos, pois é necessário ter uma grande mobilidade de quadril, joelho e tornozelo para descer de forma segura e correta sem comprometer a curvatura lordótica da coluna vertebral, o que pode resultar em lesões em longo prazo.

Slater e Hart (2016), investigaram os padrões de ativação muscular durante diferentes técnicas do exercício agachamento, vinte e oito sujeitos (19 mulheres e 9 homens) executaram 5 agachamentos em três diferentes condições (em adução de quadril, extensão de tornozelo e o agachamento tradicional [meio-agachamento]), utilizando a massa corporal total como sobrecarga. O sEMG dos músculos VL, VM, RF, BF, GCL e GCM foi mensurado durante as três diferentes técnicas do agachamento. Os resultados mostraram uma menor participação dos músculos VL, VM e RF durante o exercício agachamento em adução de quadril quando comparado com o agachamento tradicional. Durante o exercício agachamento com extensão de tornozelo os músculos VL, VM e RF tiveram uma menor ativação durante o início da fase descendente e no final da fase ascendente, o VL e RF aumentaram sua participação durante o início da fase ascendente em comparação com o agachamento tradicional. O BF, GCL e GCM apresentaram maior ativação durante o exercício agachamento em adução de quadril e extensão de tornozelo em comparação com o tradicional. O estudo concluiu que os participantes apresentaram alterações nos padrões de ativação dos músculos do quadríceps, BF, GCL e GCM durante o exercício agachamento com adução de quadril e extensão de tornozelo.

3.2 Exercício agachamento isométrico

Diferente do agachamento dinâmico o agachamento isométrico não é comumente utilizado durante o treinamento de força, mas de acordo com Bazylar et al., (2015) o agachamento isométrico é uma ferramenta confiável para detectar alterações nas ações musculares concêntricas e excêntricas durante o treinamento de força com os exercícios dinâmicos em especial o agachamento

por apresentar uma forte relação com o desempenho na produção de força, o que possibilita a avaliação em mudanças no desempenho, por exemplo uma repetição máxima (1RMs) para detectar alterações no desempenho de potência no entanto, existe controvérsia em sua aplicação para tarefas multiarticulares dinâmicas. De acordo com (Blazevich, Gill et al. 2002; Demura, Miyaguchi et al. 2010) essas mudanças de desempenho estão relacionadas com as diferenças neurais e mecânicas durante os exercícios que envolvem movimentos estáticos e dinâmicos, principalmente em exercícios multiarticulares (Bazyler, Beckham et al. 2015).

Tillin et al., (2012) investigaram a associação entre a produção de força explosiva durante o exercício agachamento isométrico e o desempenho atlético (tempo de *Sprint* e altura do salto de contra-movimento). Participaram do estudo 18 sujeitos jogadores de *rugby* (atletas) e oito sujeitos destreinados (controle). Os atletas fizeram treinamento regular de força para os membros inferiores (3 vezes por semana), além dos jogos regulares (1 por semana) e treinamento específico de *rugby* (3 vezes por semana). As atividades para o grupo controle foram moderadamente baixas (atividade aeróbias 4 vezes por semana), e não incluiu qualquer tipo de treinamento de força e/ou potência. Depois dos treinamentos os sujeitos de ambos os grupos (atletas e controle), realizaram uma série do exercício agachamento isométrico explosivo (AIE) para medir a força máxima e força explosiva com intervalos de 50 ms até 250 ms desde o início da força registrados em uma plataforma de força. Os resultados mostraram que a produção de força explosiva durante o AIE apresentou fortes relações com o desempenho atlético, o desempenho do *Sprint* foi fortemente relacionado com a produção de força máxima alcançada na fase inicial do AIE, enquanto a altura de

salto foi fortemente relacionada com a força absoluta na fase final do AIE. Em conclusão, este estudo apresenta um método confiável de avaliação do desempenho com o agachamento isométrico explosivo em diferentes períodos de tempo desde o início da força em uma situação de múltiplas articulações. A produção de força explosiva durante o exercício agachamento isométrico está associada com desempenho atlético explosivo, especificamente com a força explosiva normalizada durante a fase inicial (100 ms) dos agachamentos foi fortemente associada com o tempo de *Sprint*, enquanto que a força explosiva absoluta após 100 ms foi fortemente relacionada com a altura de salto.

Bazyler et al., (2015) analisaram a relação entre as variáveis cinéticas do agachamento isométrico e as medidas de força explosivas. Participaram do estudo 17 sujeitos do sexo masculino, o treinamento realizado pelos sujeitos consistiu em realizar o exercício agachamento 2 vezes por semana durante 12 semanas. Após os treinamentos o teste de uma repetição máxima (1RM) foi feito no exercício agachamento tradicional (meio-agachamento) no meio-agachamento isométrico e no agachamento isométrico completo. Os resultados mostraram relações fortes entre o pico de força no meio-agachamento isométrico e no agachamento isométrico completo durante o teste de 1RM no meio-agachamento. O impulso no meio-agachamento isométrico e agachamento isométrico completo exibiram correlações moderadas a forte com o teste de 1RM no meio-agachamento. A taxa de desenvolvimento de força no meio-agachamento isométrico e agachamento isométrico completo exibiu correlações fracas a moderada com o teste de 1RM do meio-agachamento. Os achados do estudo demonstram certo grau de especificidade angular para tarefas dinâmicas na produção de força explosiva e pico de força isométrica. Em conclusão, o

agachamento isométrico realizado em diferentes condições (meio-agachamento e completo) é uma medida de teste confiável que pode fornecer uma forte indicação de mudanças na força explosivas durante o treinamento de força.

4 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

Diversos estudos avaliaram o efeito das variações do agachamento na atividade muscular durante o exercício agachamento. No entanto, não foram encontrados estudos que avaliaram a atividade muscular em diferentes ângulos de flexão de joelhos durante o exercício agachamento isométrico, nem estudos que normalizaram a sobrecarga externa de acordo com a amplitude de movimento realizada, a normalização é fundamental visto que a sobrecarga externa influencia diretamente na atividade muscular. Então o presente trabalho analisou o padrão de ativação muscular durante o exercício agachamento em duas condições; (isométrica e dinâmica) e, em diferentes angulações; (parcial, meio-agachamento e agachamento completo). O conhecimento do padrão de ativação muscular durante o exercício agachamento aumenta a seletividade de programas de reabilitação, treinamento esportivo e treinamento de força dos membros inferiores, contribuindo com o fornecimento de informações fundamentais para o entendimento de como o sistema neuromuscular se adapta as diferentes condições. Contribuindo também com as atividades funcionais da vida diária.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal, prospectivo, que foi realizado no laboratório de Performance Humana da Universidade Metodista de Piracicaba. O presente trabalho analisou o exercício agachamento em diferentes condições. Portanto, este foi desenvolvido em dois experimentos para garantir o entendimento global do objetivo geral. No experimento 1 foi realizada a análise do agachamento em condição isométrica máxima com diferentes angulações de joelho e no experimento 2 foi realizado o agachamento dinâmico visando entender o padrão de ativação muscular com sobrecargas ajustadas para diferentes angulações de joelhos.

5.1 Critérios de exclusão experimentos 1 e 2

Os sujeitos foram questionados de forma oral sobre eventuais problemas que afetam a função dos membros inferiores no dia a dia, e os seguintes critérios de exclusão foram adotados: (i) sujeitos não treinados em força; (ii) qualquer acometimento osteo-mioarticular e ligamentar nos membros inferiores e tronco. (iii) qualquer acometimento osteo-mioarticular e ligamentar no complexo articular do ombro.

5.2 Termo de consentimento livre e esclarecido experimentos 1 e

2

Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais por meio de uma reunião entre os responsáveis pelo estudo e os sujeitos, onde foi esclarecido de forma clara e detalhada os objetivos, a metodologia, os benefícios

e os possíveis riscos envolvidos na pesquisa. Em seguida os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP sob o protocolo nº 68/2016. A metodologia proposta foi formulada respeitando à resolução 466 de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde do ministério da saúde – Brasília – DF. A identidade de todos os voluntários foi mantida em total sigilo, para tanto no momento do preenchimento do formulário do TCLE, este foi identificado com um código específico. Código utilizado para registro durante as coletas e análises dos dados, garantido desta forma a não identificação dos voluntários ao longo da manipulação dos dados.

5.3 Experimento 1: Análise mioelétrica durante o exercício agachamento isométrico máximo em diferentes ângulos de flexão de joelhos

5.3.1 Participantes

A amostra foi composta por 15 indivíduos do sexo masculino, idade: 30 ± 7 anos, estatura: 174 ± 6 cm, massa corporal total: 76 ± 9 kg e tempo de prática no treinamento de força: 5 ± 1 anos. Todos treinados em força e com experiência no exercício agachamento por no mínimo um ano. O número de sujeitos foi determinado utilizando os dados do RMS de um estudo piloto previamente realizado, com indivíduos que possuía as mesmas características dos que foram empregadas no presente estudo, baseado em significância de 5% e um poder do teste de 80% (Eng 2003).

5.3.2 Procedimentos

Os sujeitos foram orientados a abster-se de quaisquer atividades físicas por no mínimo 72 horas antes das avaliações e se apresentaram no laboratório em apenas uma sessão que foi dividida em dois momentos. Primeiramente, foram obtidos seus dados pessoais por meio de um questionário com as seguintes questões: Qual o seu nome? Qual sua idade? Há quanto tempo você pratica treinamento de força? Qual sua preferência pedal para chutar uma bola? Então o membro inferior dominante foi definido seguindo as recomendações de Maulder e Cronin (2005). Adicionalmente, foi avaliado os dados antropométricos como massa corporal total e estatura. Em seguida os

sujeitos realizaram um breve aquecimento em uma bicicleta ergométrica vertical da marca *Righetto*, modelo R610V por 5 minutos a 70 rotações por minuto (RPM), e sem resistência externa, então os sujeitos foram familiarizados com todos os posicionamentos à serem realizados durante as condições experimentais do agachamento isométrico máximo (parcial, meio-agachamento e agachamento completo) Figura 2.

No segundo momento, os sujeitos se posicionaram sob uma barra de agachamento fixa no aparelho *Smith machine* e realizaram três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) com duração de 5 segundos e intervalos de 10 segundos. Cada sujeito realizou 3 diferentes amplitudes de agachamento isométrico, a barra foi ajustada pelo ângulo de flexão do joelho em questão mensurado através de um goniômetro fisioterápico da marca *Promedix* com 35 cm. As condições de agachamento isométrico máximo foram as seguintes: (i) agachamento em 20° de flexão de joelhos (parcial), (ii) agachamento em 90° de flexão dos joelhos (meio-agachamento), e (iii) agachamento em 140° de flexão de joelhos (agachamento completo) (Figura2). Com dez minutos de intervalo entre cada condição (Figura 1).

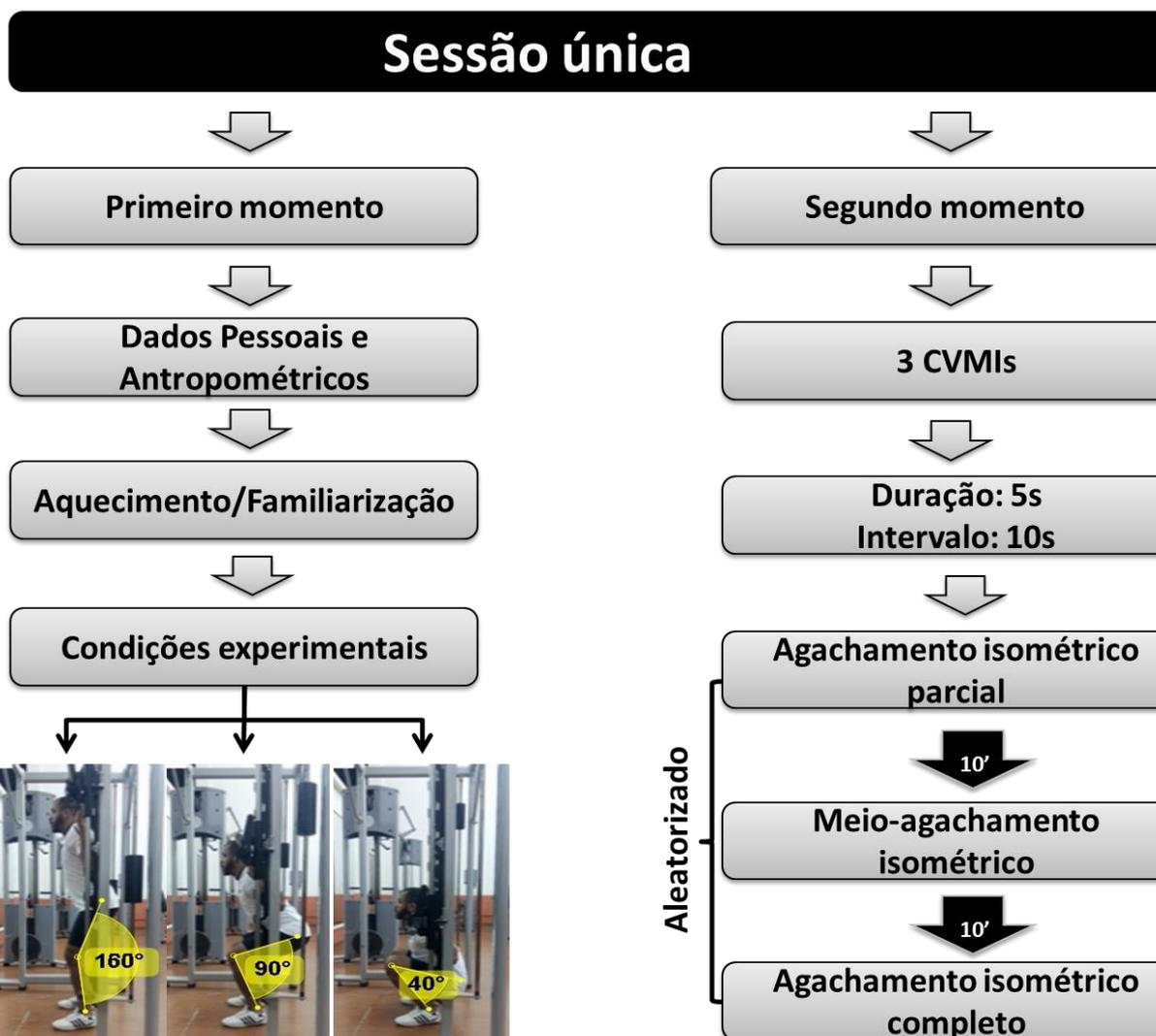


Figura 1. Desenho experimental

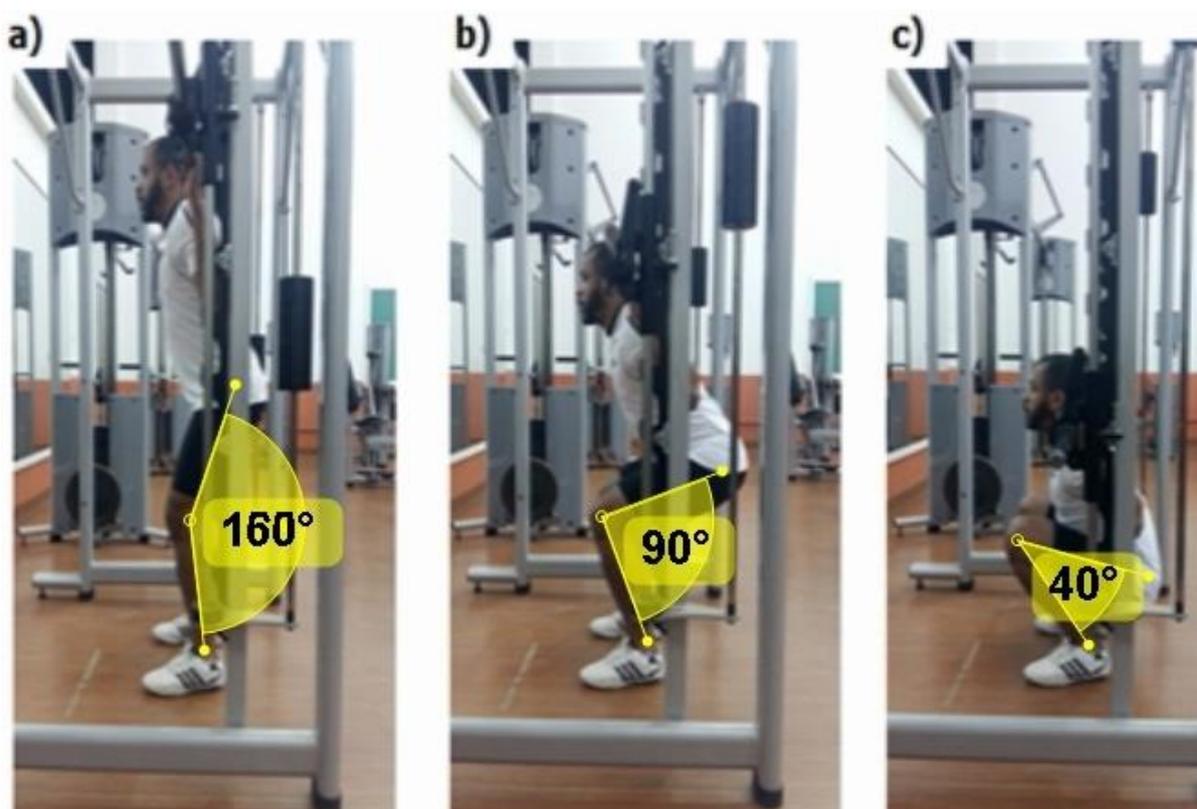


Figura 2. Posicionamento dos sujeitos sob a barra durante o exercício agachamento isométrico máximo nas diferentes condições (a) parcial, (b) meio-agachamento e (c) agachamento completo.

Avaliações

Eletromiografia Superficial (EMG): Para a coleta dos dados do sEMG foi utilizado um eletromiógrafo de 16 canais, com filtro de banda de frequência 10-500 Hz, amplificador com ganho de 100x (total final de 1000x). Foi utilizado pares de eletrodos ativos de superfície, circulares, auto-adesivos, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados à um gel condutor, sendo colocados nos músculos (Figura 3): reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM), bíceps femoral porção longa (BF) e semitendíneo (ST) do membro inferior dominante. A localização específica dos eletrodos nos músculos foi norteadada segundo as

recomendações do *SENIAM (Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles)* Hermens et al., (2000). Os eletrodos foram posicionados como segue: No RF os eletrodos foram colocados a 50% na linha da espinha íliaca anterior superior para a parte superior da patela, no VM os eletrodos foram colocados a 80% na linha entre a espinha íliaca anterior superior e o espaço articular na frente da borda anterior do ligamento medial, no VL os eletrodos foram colocados a 2/3 na linha da espinha íliaca anterior superior para o lado lateral da patela, no GM os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre as vértebras sacrais e o grande trocânter, no BF os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, e no ST os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia. Para a colocação dos eletrodos os pelos da região foram removidos e uma leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado à um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula. A aquisição dos dados eletromiográficos foi feita a uma frequência de 2000 Hz.

Visando a normalização dos dados do sEMG, os sujeitos permaneceram em decúbito ventral e exerceram três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) contra uma resistência externa fixa durante 3 segundos e com intervalos de 3 segundos. Nos músculos RF, VM, VL foi realizado uma extensão de joelho, para os músculos BF e ST foi realizado uma flexão de joelho e para o músculo GM foi realizada uma extensão de quadril, em ambas as CVMI o joelho foi mantido em meio-agachamento de flexão. Foi

utilizado como valor de normalização sempre o maior valor do sEMG das três tentativas.

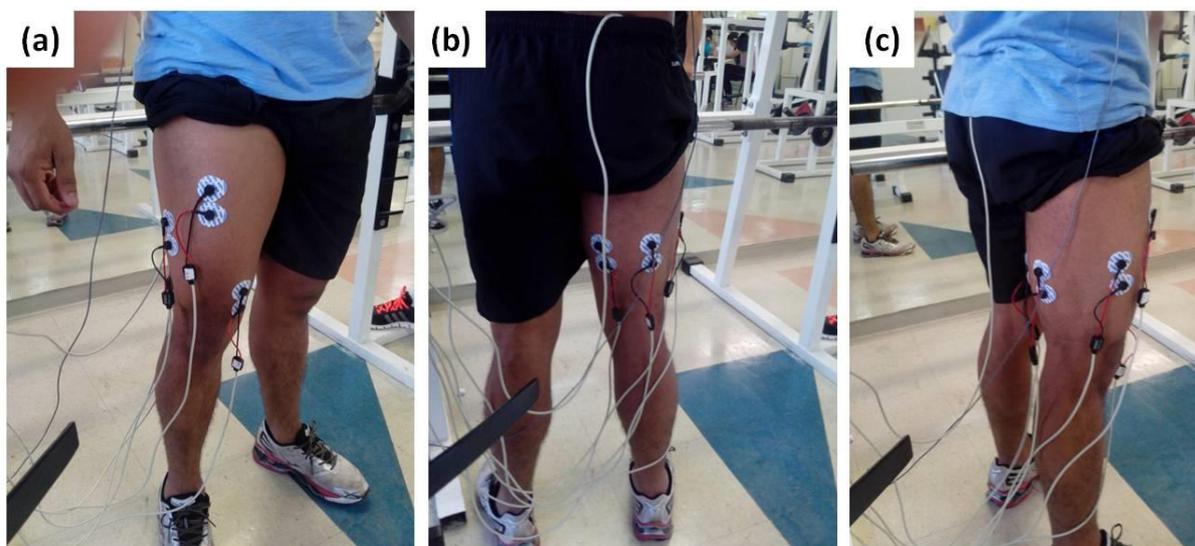


Figura 3. Posicionamento dos eletrodos de EMG nas vistas (a) frontal, (b) posterior e (c) lateral.

5.3.3 Análise dos dados

Os dados do sEMG foram tratados para posterior comparação e análise conforme preconizado por Winter (1990), através de uma rotina escrita no software Matlab (Mathworks Inc., EUA). Para a análise do sEMG foi removido o primeiro segundo e utilizado os 3 segundos subsequentes, então o processamento seguiu a seguinte ordem: o sEMG foi filtrado com um filtro *buttworth* de 4ª ordem, passa banda entre 10-500 Hz, e atraso de fase zero. Foi utilizado a *root-mean square* (RMS) com uma janela de 150 ms para a amplitude do sEMG (RMS EMG) que foi normalizado pelo pico da RMS EMG da CVMI para cada músculo. Após a normalização, foi calculada a área sobre a curva do RMS EMG, definindo-se o sEMG integrado (IEMG) durante os 3 segundos.

5.3.4 Análise estatística

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média e diferença percentual ($\Delta\%$). Uma ANOVA medidas repetidas foi realizada para verificar as diferenças entre as condições (parcial, meio-agachamento e agachamento completo) para o IEMG. Um *post hoc* de Bonferroni (com correção) foi utilizado para verificar possíveis diferenças. O cálculo do efeito do tamanho (d) foi realizado através da fórmula de Cohen onde os resultados se basearam nos seguintes critérios: $<0,50$ efeito trivial; $0,50 - 1,25$ pequeno efeito; $1,25 - 1,90$ efeito moderado; e >2 grande efeito, para sujeitos treinados baseado em Rhea (2004). A confiabilidade da variável dependente IEMG foi determinada utilizando o coeficiente de correlação intra-classe (CCI), seguindo os seguintes valores de referência: < 0.4 pobre; $0.4 - < 0.75$ satisfatório; ≥ 0.75 excelente Rosner (2010). Significância (α) de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 21.0.

5.3.5 Resultados

Houve efeito principal para a ativação muscular de VL ($P<0,001$), VM ($P=0,030$), RF ($P=0,018$) e GM ($P<0,001$) nos três diferentes ângulos de flexão de joelhos durante o exercício agachamento isométrico máximo (Figura 4).

A atividade do VL foi significativamente menor durante o agachamento completo comparado com o parcial ($P=0,027$, $\Delta\%=24,4$) e meio-agachamento ($P<0,001$, $\Delta\%=37,5$). A atividade do VM foi significativamente menor durante o agachamento completo comparado com o meio-agachamento ($P=0,036$, $\Delta\%=30$).

Meio-agachamento	Pequeno	pequeno	Pequeno	trivial	Trivial	trivial
Meio-agachamento X	1,87 Efeito	0,87 Efeito	0,65 Efeito	0,27 Efeito	0,05 Efeito	1,81 Efeito
Agachamento completo	Moderado	pequeno	Pequeno	trivial	Trivial	moderado
Agachamento parcial X	0,95 Efeito	0,18 Efeito	0,50 Efeito	0,36 Efeito	0,24 Efeito	1,76 Efeito
Agachamento completo	Pequeno	Trivial	Pequeno	trivial	Trivial	moderado

5.3.6 Discussão

O objetivo do presente trabalho foi comparar a atividade mioelétrica de RF, VM, VL, GM, BF e ST durante o exercício agachamento isométrico máximo em três diferentes ângulos de flexão de joelho (parcial, meio-agachamento e agachamento completo) em sujeitos treinados em força. Os principais achados do presente estudo foram que, o meio-agachamento isométrico demonstrou maior ativação dos músculos do quadríceps e do glúteo máximo, enquanto que a posição do agachamento isométrico completo apresentou menor ativação para quase todos os músculos que atuam como motores principais nas articulações de quadril e joelho, corroborando a hipótese principal. Curiosamente, a ativação do isquiotibiais não diferiu entre as posições do ângulo da articulação do joelho, e os três músculos do quadríceps RF, VL e VM, responderam de forma diferente quando o joelho esteve em posição relativamente estendida (agachamento parcial) para uma posição mais flexionada (agachamento completo).

A arquitetura, posição e função muscular influenciam na produção de força durante o exercício agachamento isométrico, entretanto, pouco se conhece sobre as alterações neuromusculares que ocorrem a partir de uma ativação

muscular em diferentes ângulos de flexão de joelho Marchetti et al., (2016). Durante a realização do agachamento isométrico com diferentes amplitudes, a articulação do joelho muda de posição, os ângulos da articulação do quadril também mudam de posição. Conseqüentemente, o exercício de agachamento utiliza simultaneamente músculos com diferentes características morfológicas (monoarticulares e biarticulares) de maneira coordenada (Prilutsky 2000). Os exercícios que envolvem duas articulações (multiarticulares) tornam mais complexo o controle do sistema neuromuscular para coordenar as duas articulações que são influenciadas na execução do movimento (Robertson, Wilson et al. 2008). Além disso, os músculos que cruzam mais de uma articulação apresentam maior complexidade neural em atividades multiarticulares quando comparados com movimentos isolados (Robertson, Wilson et al. 2008). Durante a execução do exercício agachamento, existem vários músculos biarticulares integrados, incluindo os isquiotibiais e reto femoral (Schoenfeld 2010). Os músculos RF, BF e ST tem ação quase-isométrica quando atuam simultaneamente como agonista em duas articulações conseqüentemente apresentam alta ativação (Prilutsky 2000). Lombard (1903) sugeriu que os músculos biarticulares dos membros inferiores agem de forma "paradoxal" quando o movimento é restringido ou controlado (Chamado "paradoxo de Lombard"). O paradoxo de *Lombard* é observado quando dois músculos biarticulares opostos contraem simultaneamente para produzir movimento em duas articulações (Lombard 1903). Observa-se que durante a fase ascendente do exercício agachamento quando o BF e o ST se contraem simultaneamente estendem o quadril, mas tendem a flexionar o joelho quando o mesmo tem que estender. O RF ao contrair estende o joelho, mas também tende a flexionar o

quadril quando o mesmo tem que estender nesta fase específica do movimento (Robertson, Wilson et al. 2008). Como esperado, o resultado do presente trabalho mostrou baixa ativação dos músculos BF e ST em todas as posições do joelho, possivelmente por estes músculos serem influenciados pelo paradoxo de Lombard e agirem como estabilizadores nas articulações de joelho e quadril.

O RF apresentou maior ativação muscular no meio-agachamento isométrico quando comparado com o agachamento isométrico parcial. No entanto, foi semelhante no agachamento isométrico completo. Isto pode representar um efeito maior sobre a ativação do músculo durante a fase inicial do movimento (entre o agachamento parcial e meio-agachamento) do que após o meio-agachamento uma vez que a ativação do músculo não sofreu alterações (Tillaar 2015).

Os músculos monoarticulares tem ação sobre uma articulação específica. Durante o exercício agachamento, vários músculos monoarticulares contribuem para o movimento, incluindo o sóleo, vastos (lateral, medial e intermédio) e glúteo máximo (Schoenfeld 2010). Os resultados do presente estudo mostraram que a ativação dos músculos monoarticulares VM, VL e GM não apresentaram diferenças entre o agachamento parcial e o meio-agachamento, no entanto uma maior ativação foi observada no meio-agachamento quando comparado com o agachamento parcial e completo e uma menor ativação do VL e GM foi observada durante o agachamento completo.

Normalmente, quando os músculos monoarticulares atuam como agonistas, sua ativação aumenta à medida que o torque externo na articulação aumenta (Prilutsky 2000). Cardinale et al., (2011) mostrou que a maior ativação

muscular durante o exercício agachamento ocorre no meio-agachamento por ser considerado a região de maior torque externo.

O resultado do presente trabalho corroboram a teoria de Cardinale et al., (2011), que a maior ativação muscular durante o exercício agachamento ocorre quando é realizado o meio-agachamento, já que todos os músculos monoarticulares analisados (VL, VM e GM) apresentaram menores valores de ativação durante o agachamento completo. Na posição do agachamento completo, é viável especular que as alterações no comprimento do músculo (por exemplo, VL, VM e GM) modificam as capacidades contrácteis musculares e, por sua vez, as relações da relação comprimento-força que pode alterar o traçado do sEMG (Prilutsky 2000; Worrell, Karst et al. 2001). Desta forma, quando os músculos estão muito alongados ocorre inibição e diminuição na frequência de disparo dos motoneurônios musculares decorrente da ativação dos órgãos tendinosos de golgi (OTG) em função da tensão mecânica Latash (2015). Essa coordenação intermuscular é caracterizada como um ajuste na distribuição da força e ativação muscular visando o ajuste da tarefa alvo (Prilutsky 2000).

Similar ao presente resultado, Robertson et al., (2008) relataram que o sEMG do GM foi reduzido durante o agachamento completo. Robertson et al., (2008) concluiu que os músculos biarticulares (BF, ST e RF) funcionaram principalmente como estabilizadores das articulações do joelho e quadril durante as fases descendente e ascendente do exercício agachamento dinâmico. Os autores levantaram a hipótese de que a redução do sEMG do GM durante o agachamento completo foi porque o GM não foi solicitado para manter a estabilidade ou talvez um grau extra de flexão do quadril que criou um contra-movimento mais profundo imediatamente antes da fase ascendente.

O agachamento isométrico apresenta uma forte relação com o desempenho de força, quando utilizado para avaliar mudanças no desempenho do agachamento dinâmico. Essas mudanças de desempenho estão relacionadas com as diferenças neurais e mecânicas entre as ações musculares isométricas e dinâmicas, principalmente em exercícios multiarticulares (Bazyler, Beckham et al. 2015). Durante os exercícios multiarticulares, os músculos envolvidos atuam de maneira coordenada, isso pode causar certa redução da força muscular e aumento do estresse, gasto energético, trabalho mecânico, fadiga, e esforço (Prilutsky 2000), um esquema conceitual de conexões entre o *pool* de motoneurônios dos músculos biarticulares pode ser responsável pela coordenação muscular.

5.3.7 Conclusão

As diferentes posições de joelho alteram a ativação dos músculos do quadríceps e glúteo máximo, sendo que a sua maior ativação foi no meio-agachamento isométrico máximo. O agachamento isométrico máximo completo produziu menor ativação dos músculos VL e GM. O ângulo de joelho não afetou a ativação dos isquiotibiais.

5.3.8 Limitações

Os resultados do presente estudo podem estar sujeitos a algumas limitações, por incluir apenas sujeitos do sexo masculino, saudáveis e bem treinados, o que limita a aplicabilidade de nossos achados para outras populações.

5.3.9 Aplicações práticas

O exercício agachamento isométrico pode ser utilizado como meio de aumentar a capacidade de produção de força dos extensores de joelhos e quadril em ângulos específicos. No entanto, quando o objetivo é o aumento do recrutamento de unidades motoras recomenda-se a utilização do exercício meio-agachamento isométrico máximo.

5.4 Experimento 2: Análise mioelétrica durante o exercício agachamento dinâmico com sobrecarga equalizada em diferentes amplitudes de flexão de joelhos

5.4.1 Participantes

A amostra foi composta por 15 indivíduos do sexo masculino, idade: $26,5 \pm 4$ anos; estatura: 173 ± 6 cm; massa corporal total: $80,6 \pm 8$ kg; circunferência da coxa do membro dominante $58,3 \pm 4,7$ cm, tempo de prática no treinamento de força: $5 \pm 2,9$ anos. Todos treinados em força e com experiência no exercício agachamento por no mínimo um ano. O número de sujeitos foi determinado utilizando os dados do RMS de um estudo piloto que foi previamente realizado, com indivíduos que possuem as mesmas características das que foram empregadas no presente estudo, baseado em significância de 5% e um poder do teste de 80% (Eng 2003).

5.4.2 Procedimentos

Os sujeitos foram orientados a abster-se de quaisquer atividades físicas por no mínimo 72 horas antes das avaliações e se apresentaram no laboratório em duas sessões. A primeira sessão foi dividida em dois momentos. No primeiro momento foram obtidos os dados pessoais por meio de um questionário com as seguintes questões: Qual o seu nome? Qual sua idade? Há quanto tempo você pratica treinamento de força? Qual sua preferência pedal para chutar uma bola? Então o membro inferior dominante foi definido seguindo as recomendações de Maulder e Cronin (2005). Adicionalmente, foi mensurado os

dados antropométricos como massa corporal total, circunferência da coxa do membro inferior dominante e estatura. Em seguida os sujeitos realizaram um breve aquecimento em uma bicicleta ergométrica vertical da marca *Righetto*, modelo R610V por 5 minutos a 70 RPM e sem resistência externa, então os sujeitos foram familiarizados com os posicionamentos à serem realizados no agachamento dinâmico máximo em duas diferentes condições (meio-agachamento e agachamento completo). No segundo momento, os sujeitos realizaram o teste de dez repetições máximas (10RMs). O teste consistiu na realização de até cinco tentativas com sobrecargas crescentes e com três a cinco minutos de intervalo entre as tentativas. A sobrecarga inicial foi estimada pelos sujeitos baseado em sua experiência de treinamento (Baechle and Earle 2010; Bentes, Simão et al. 2012). Os movimentos foram realizados em cadência auto-selecionada, com intervalo de 30 minutos entre as duas condições e foram aleatorizados, todos os testes foram aplicados pelo mesmo avaliador e no mesmo horário do dia.

Na segunda sessão os sujeitos realizaram uma série de dez repetições do exercício agachamento utilizando a massa corporal como sobrecarga em forma de aquecimento. Em seguida os sujeitos realizaram uma série de 10RMs no exercício agachamento dinâmico utilizando a sobrecarga ajustada específica para cada exercício com intervalo de 30 minutos entre cada condição (Figura 6), sendo estes também aleatorizados. Os movimentos foram realizados em cadência auto-selecionada e os dados angulares do complexo articular do joelho foram avaliados através de um eletrogoniômetro fixo no membro inferior dominante alinhado próximo ao centro articular do joelho de cada sujeito (Figura 8). Não foi permitido paradas durante as execuções dos movimentos entre as

fases descendente e ascendente. Somente foram válidas as séries em que a correta execução do exercício agachamento foi realizada. Ao final da série os sujeitos eram imediatamente questionados sobre sua percepção subjetiva de esforço durante a série de 10RMs (Figura 5).

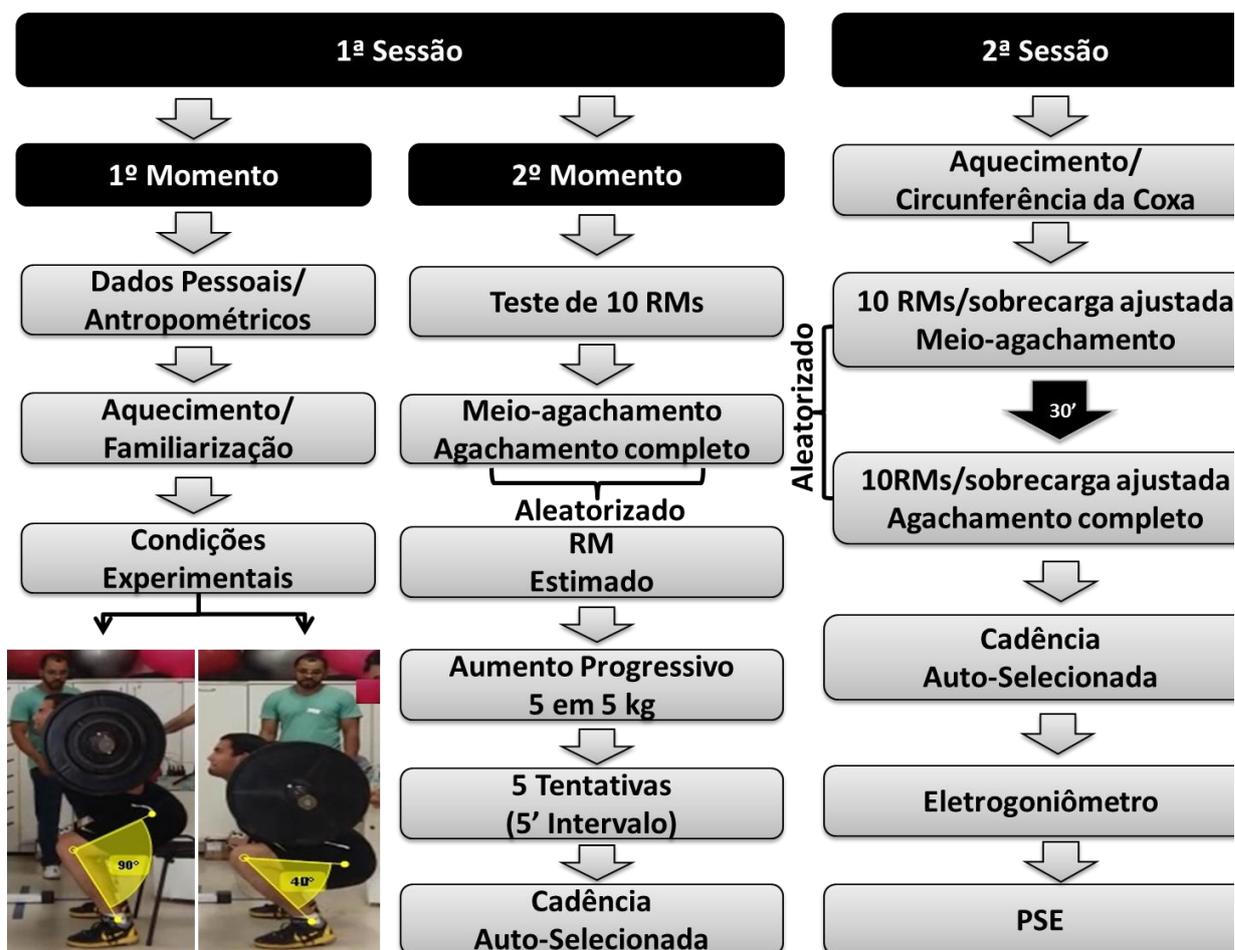


Figura 5. Desenho experimental

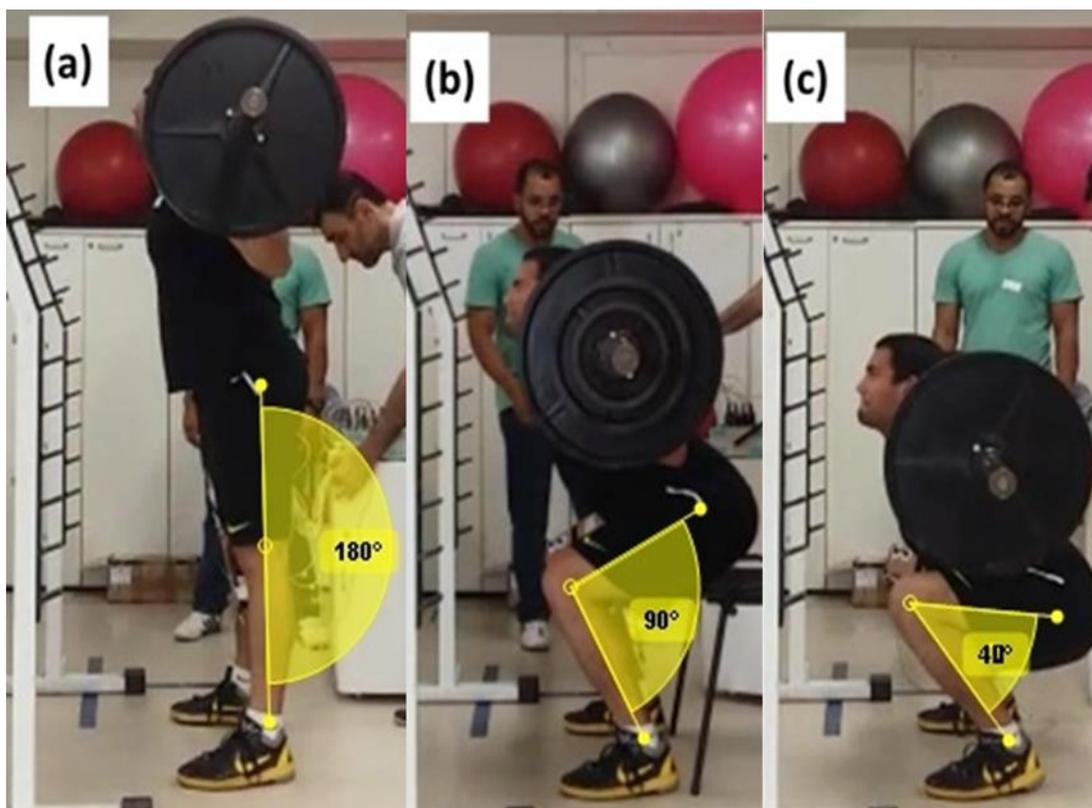


Figura 6. Posição do sujeito durante o exercício agachamento dinâmico (a) fase inicial, (b) meio-agachamento e (c) agachamento completo.

Avaliações

Eletromiografia Superficial (sEMG): Para a coleta dos dados do sEMG, foi utilizado um eletromiógrafo de 16 canais, com filtro de banda de frequência 10-500 Hz, amplificador com ganho de 100x (total final de 1000x). Foi utilizado pares de eletrodos ativos de superfície, circulares, auto-adesivos, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados à um gel condutor, sendo colocados nos músculos (Figura 7): reto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM), bíceps femoral porção longa (BF) semitendíneo (ST), sóleo (SL) e eretores da coluna (EC) região lombar. A localização específica dos eletrodos nos músculos foi norteadas segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for*

a non-invasive assessment of muscles) Hermens et al ., (2000). Os eletrodos foram posicionados como segue: No RF os eletrodos foram colocados a 50% na linha da espinha íliaca anterior superior para a parte superior da patela, no VM os eletrodos foram colocados a 80% na linha entre a espinha íliaca anterior superior e o espaço articular na frente da borda anterior do ligamento medial, no VL os eletrodos foram colocados a 2/3 na linha da espinha íliaca anterior superior para o lado lateral da patela, no GM os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre as vértebras sacrais e o grande trocânter, no BF os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, no ST os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia, no SL os eletrodos foram colocados no 2/3 da linha entre o côndilo medial do fêmur e o maléolo medial e nos EC os eletrodos foram colocados a um dedo de largura média a partir da linha da espinha íliaca posterior superior para o ponto mais baixo da costela inferior, ao nível da L2. Para a colocação dos eletrodos os pelos da região foram removidos e uma leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado à um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula. A aquisição dos dados do sEMG foi feita a uma frequência de 2000 Hz.

Visando a normalização dos dados do sEMG, os sujeitos permaneceram em decúbito ventral e exerceram uma CVMI contra uma resistência externa utilizando três séries de 3 segundos com intervalo de 3 segundos . Para os músculos RF, VM, VL, foi realizado uma extensão de joelho em 90°, para os músculos BF e ST foi realizado uma flexão de joelho em 90°, para o músculo GM foi realizado uma extensão de quadril com o joelho a 90° de

flexão, para o músculo SL foi realizado uma extensão de tornozelo e para o músculo EC foi realizado uma extensão de coluna. Foi utilizado o maior valor das três tentativas.

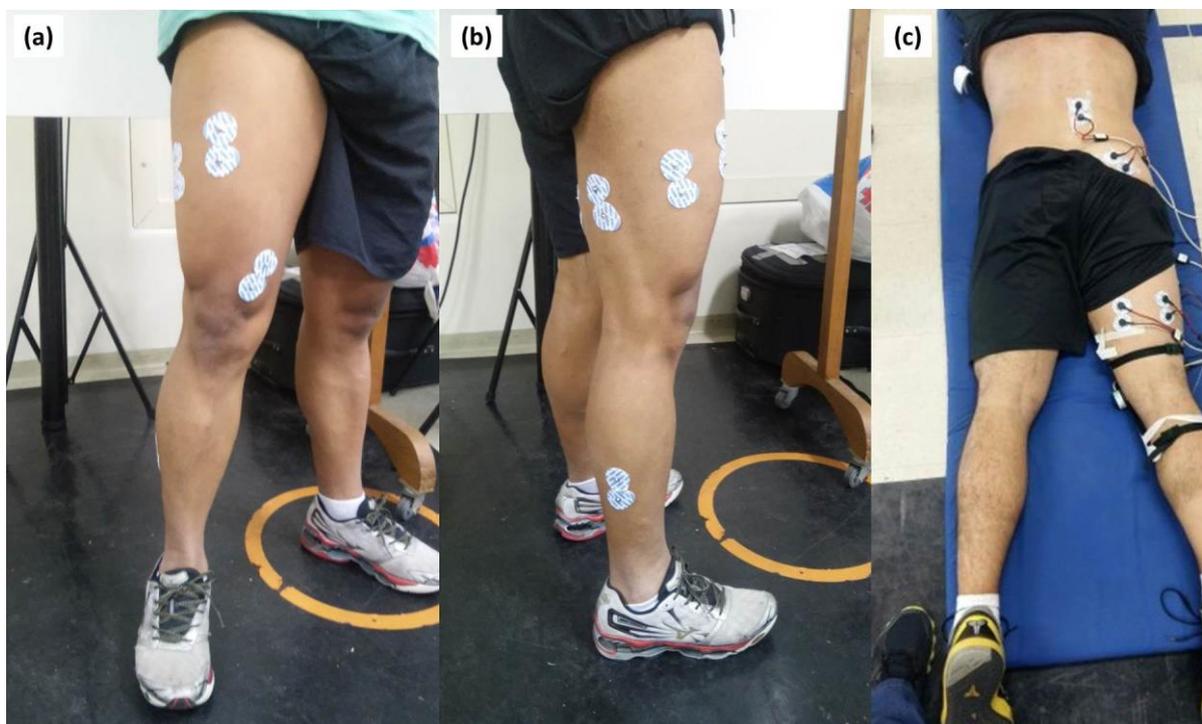


Figura 7. Posicionamento dos eletrodos de EMG nas vistas (a) frontal, (b) lateral e (c) posterior.

Eletrogoniometria: Um eletrogoniômetro (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) foi adicionado ao membro inferior do sujeito, alinhado próximo ao centro articular do joelho, visando definir as fases ascendentes e descendentes do movimento em cada repetição executada. A aquisição dos dados foi feita a uma frequência de 2000 Hz e sincronizados com a EMG (Figura 8).

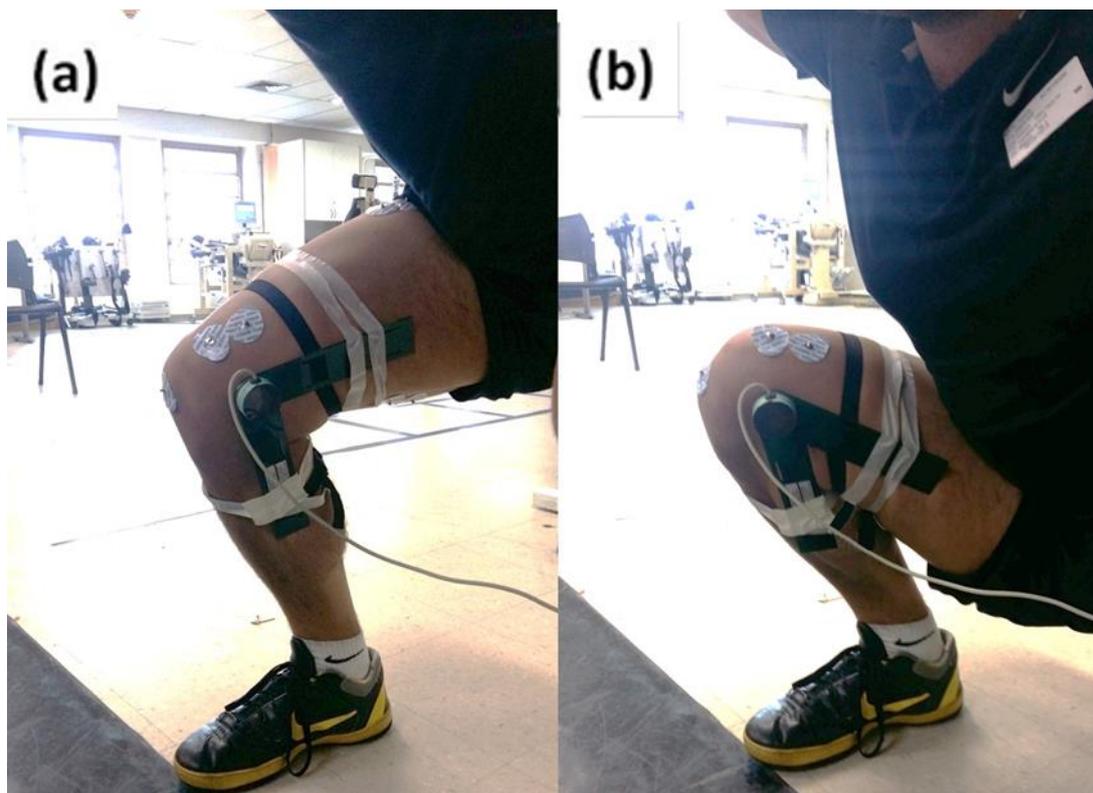


Figura 8. Posição do eletrogoniômetro durante o exercício agachamento dinâmico (a) meio-agachamento e (b) agachamento completo.

Percepção Subjetiva de Esforço (PSE): A percepção subjetiva de esforço foi verificada através da escala de percepção subjetiva de esforço de 0 a 10 de Foster et al., (2001). Desta forma, a mensuração da PSE oferece um índice (número/valor) definido como Índice de Esforço Percebido (IEP) (Tiggemann, Pinto et al. 2010). Imediatamente após as duas condições (meio-agachamento e completo) foi perguntado a cada sujeito individualmente: “Como foi o seu treino?”, e por meio da escala de percepção subjetiva de esforço o mesmo indicou um valor de zero a dez, em que zero significa extremamente fácil e 10 extremamente difícil. Desta forma a PSE representa um valor global da intensidade de esforço durante a tarefa.

5.4.3 Análise dos dados

Os dados do sEMG e do ângulo articular do joelho foram tratados para posterior comparação e análise conforme preconizado por Winter (1990), através de uma rotina escrita no software Matlab (Mathworks Inc., EUA). Os sinais advindos do eletrogoniômetro foram filtrados com um filtro *butterwoth* de 4ª ordem, passa baixa de 10 Hz e foram utilizados para definir as fases ascendentes e descendentes de cada execução do agachamento. Foi removida a primeira repetição e utilizada as três repetições subsequentes determinadas através dos dados obtidos pelo eletrogoniômetro. Então, o processamento do sEMG seguiu a seguinte ordem: o sEMG foi filtrado com um filtro *butterwoth* de 4ª ordem, passa banda entre 10-500 Hz, e atraso de fase zero. Foi utilizada a *root-mean square* (RMS) com uma janela de 150 ms (RMS EMG), os dados foram normalizados pela CVMI. A sobrecarga levantada durante o teste de 10RMs para cada uma das amplitudes de movimento no agachamento foi normalizada pelo peso corporal total de cada sujeito definido assim a sobrecarga relativa (SR). Portanto, a razão entre a peso da barra pelo peso corporal total dos sujeitos foi calculado e expresso em múltiplos do peso corporal total dos voluntários. O volume absoluto (VA) foi calculado através do produto das repetições máximas (10RMs) pela sobrecarga levantada. Desta forma, os dados para o VA foram expressos em kilogramas força (kgf) (Fórmula 1). Os dados da PSE foram tabulados e comparados nas duas amplitudes.

$$VA = N^{\circ} \text{ Repetições} \times \text{Sobrecarga (kgf)}$$

Fórmula 1: Cálculo do volume absoluto da série.

5.4.4 Análise estatística

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média e diferença percentual ($\Delta\%$). A confiabilidade da variável dependente (RMS EMG) entre condições (MEIO-AGACHAMENTO E AGACHAMENTO COMPLETO) foi determinada através do coeficiente de correlação intraclassa (CCI), seguindo os seguintes valores de referência: < 0.4 pobre; $0.4 - < 0.75$ satisfatório; ≥ 0.75 excelente Rosner (2010). Um teste t *de Student* pareado foi realizado para verificar as diferenças entre condições (MEIO-AGACHAMENTO E AGACHAMENTO COMPLETO) para o RMS EMG, e para verificar diferenças na sobrecarga utilizada durante as 10RMs, volume absoluto e percepção subjetiva de esforço durante o exercício agachamento dinâmico. O cálculo do efeito do tamanho (d) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam nos seguintes critérios: $<0,50$ efeito trivial; $0,50 - 1,25$ pequeno efeito; $1,25 - 1,90$ efeito moderado; e >2 grande efeito, para sujeitos treinados baseado em Rhea (2004). Significância (α) de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do software SPSS versão 21.0.

5.4.5 Resultados

Houve redução da atividade mioelétrica do GM ($P=0,004$, $\Delta\%=29,37$), BF ($P=0,009$, $\Delta\%=11,78$) e SL ($P=0,031$, $\Delta\%=10,85$) no agachamento completo quando comparado ao meio agachamento (Figura 9).

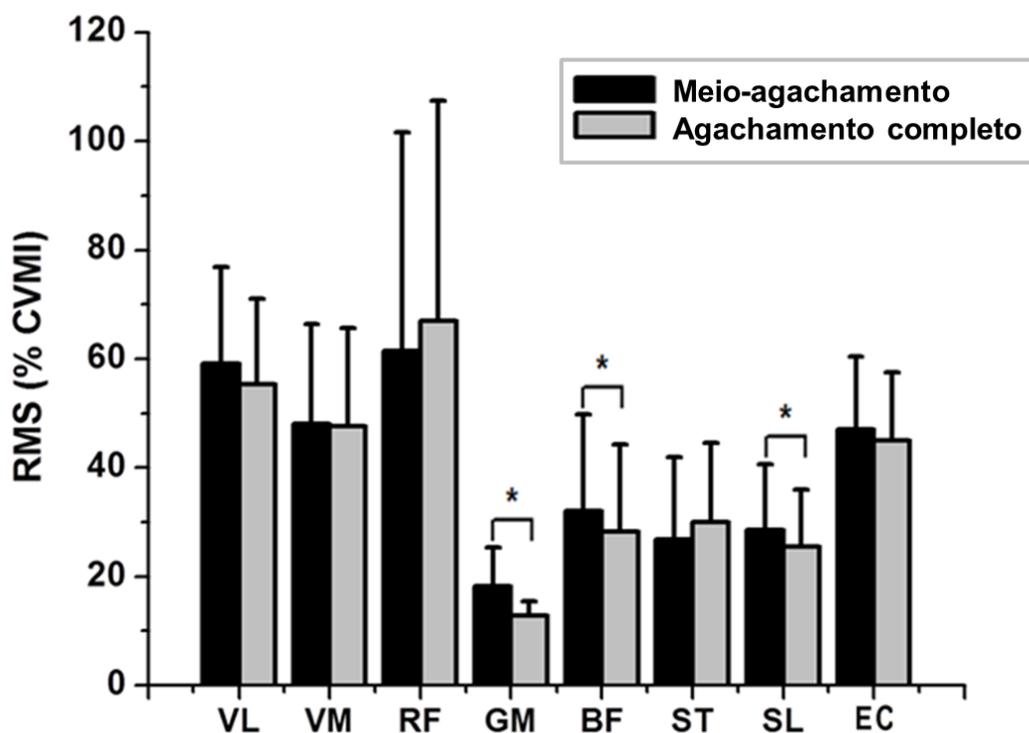


Figura 9. Média e desvio padrão do RMS para o meio-agachamento e agachamento completo. *Diferença significante, $P < 0,05$.

Os voluntários apresentaram força relativa nas 10RMs significativamente maior no meio-agachamento quando comparado com o agachamento completo ($P < 0,001$, $\Delta\% = 23,41\%$) (Figura 10).

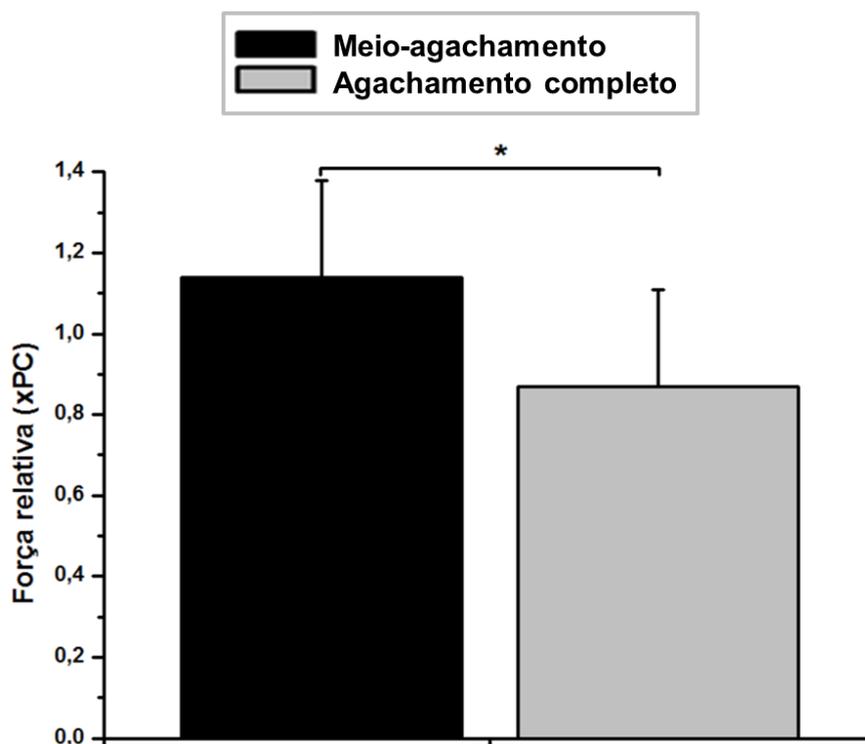


Figura 10. Média e desvio padrão da força relativa para o meio-agachamento e agachamento completo. *Diferença significativa, $P < 0,001$.

Adicionalmente, foi observado maior volume absoluto no meio-agachamento quando comparado ao agachamento completo ($P < 0,001$, $\Delta\% = 23,41\%$) (Figura 11A). Entretanto, não foi observada diferença significativa para a PSE nas diferentes condições ($P = 0,855$, $\Delta\% = 0,8\%$) (Figura 11B).

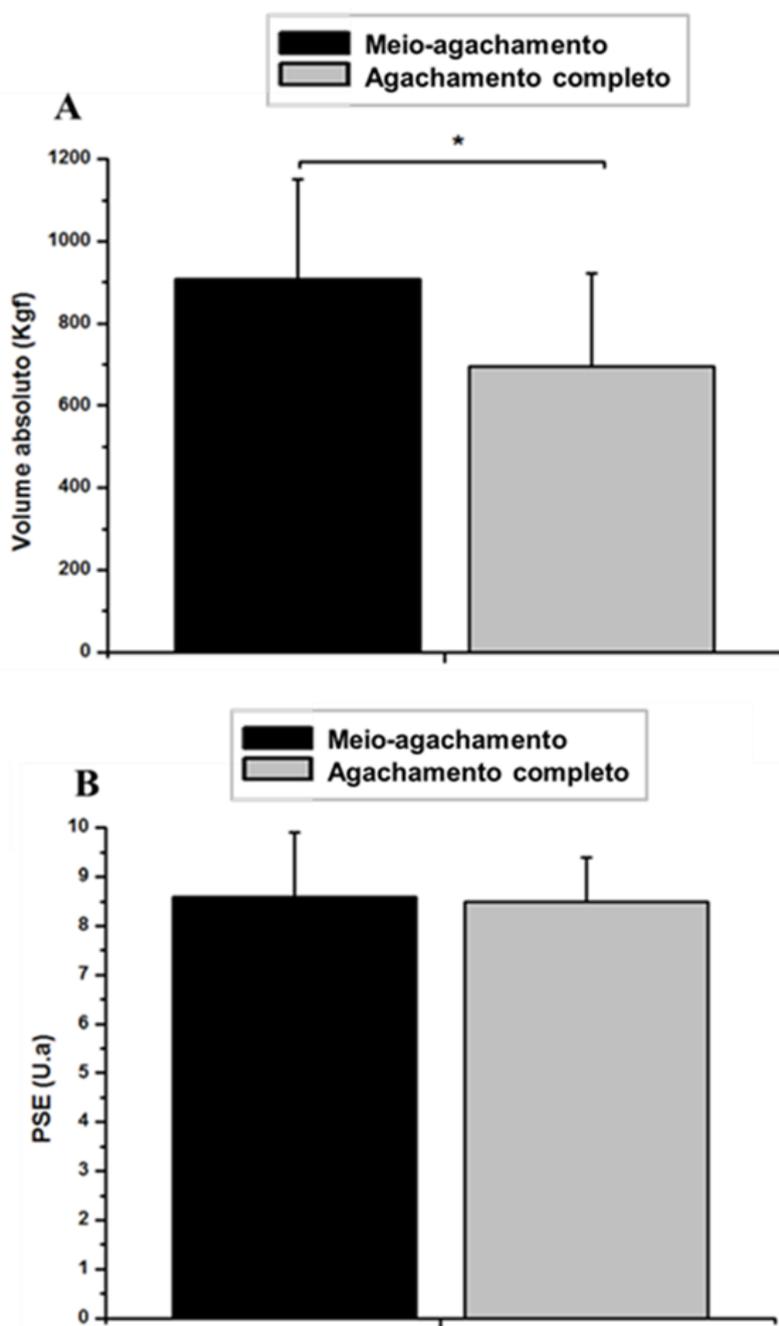


Figura 11. Média e desvio padrão do volume absoluto (a) e percepção subjetiva de esforço (b) para o meio-agachamento e agachamento completo. *Diferença significativa, $P < 0,05$.

A tabela 2 apresenta os valores do tamanho do efeito para cada comparação.

Tabela 2. Resumo das variáveis dependentes nos dois diferentes ângulos de flexão de joelhos.

Variável Dependente	Meio-agachamento	Agachamento completo	Tamanho do efeito	Diferença percentual
RMS – VL	59,11±17,72	55,34±15,74	0,22 (Trivial)	6,37
RMS – VM	48,03±18,034	47,57±18,17	0,02 (Trivial)	0,95
RMS – RF	61,49±40,17	67,06±40,45	0,13 (Trivial)	8,3
RMS – GM	18,21±7,1	12,86±2,57	1,0 (Moderado)	29,37
RMS – BF	31,99±17,81	28,22±16,01	0,22 (Trivial)	11,78
RMS – ST	26,87±15,04	30,08±14,43	0,21 (Trivial)	10,67
RMS – SL	28,56±12,16	25,46±10,55	0,27 (Trivial)	10,85
RMS – EC	47,05±13,42	44,9±12,50	0,15 (Trivial)	4,37
FORÇA RELATIVA	1,14±0,24	0,87±0,24	1,12 (Moderado)	23,41
VOLUME ABSOLUTO	906,8±244,7	694,4±227,8	0,9 (Moderado)	23,41
PSE	8,6±1,3	8,5±0,9	0,5 (Moderado)	0,8

5.4.6 Discussão

O objetivo do presente estudo foi comparar a atividade mioelétrica de VL, VM, RF, GM, BF, ST, SL e EC durante o exercício agachamento dinâmico máximo com sobrecarga ajustada em duas condições diferentes de amplitude meio-agachamento e agachamento completo em sujeitos treinados em força. O principal achado do presente trabalho foi uma menor ativação dos músculos: GM, BF e SL durante o agachamento completo não corroborando a hipótese inicial.

O exercício agachamento usa simultaneamente vários músculos com diferentes morfologias (monoarticular e biarticular) de uma maneira que produz "coordenação muscular" (Prilutsky 2000; Marchetti, Silva et al. 2016). Quando duas articulações trabalham em conjunto para executar tarefas multiarticulares como o exercício agachamento é mais complexo para o sistema neuromuscular controlar os movimentos que ocorrem em conjuntos nas duas articulações Robertson (2008). Além disso, alguns músculos cruzam mais de uma articulação, por isso a complexidade é maior em comparação com uma extensão de joelho ou extensão de quadril isolado Robertson (2008). Durante a execução do exercício agachamento, existem vários músculos biarticulares interagindo com o sistema, incluindo os isquiotibiais e RF Schoenfeld (2010). Os músculos RF, BF e ST apresentam um padrão de ativação quase-isométrica quando desempenha participação agonista em uma articulação e antagonista em outra articulação, entretanto, quando os músculos biarticulares trabalham simultaneamente como agonista em duas articulações apresentam alta ativação Prilutsky (2000). Lombard (1903), sugeriu que os músculos biarticulares dos membros inferiores agem de forma "paradoxal" quando o movimento é restringido ou controlado (Chamado paradoxo de Lombard). Durante o exercício agachamento a extensão das articulações de quadril e joelho ocorre pela força produzida por dois músculos

em cada articulação. Os resultados do presente estudo mostra maior ativação do BF no meio-agachamento quando comparado com o agachamento completo, que pode ser explicado pelo fato de atuar como motor primário de forma quase-isométrica e também como estabilizador do joelho. O meio-agachamento apresenta maior torque externo no quadril e joelho exatamente no ponto final da fase descendente e no ponto inicial da fase ascendente (“sticking point”), criando assim um maior torque interno no quadril e joelho Robertson (2008). A atividade absoluta do BF foi aproximadamente metade do quadríceps, provavelmente devido sua ação isométrica biarticular durante o agachamento.

Devido a sua inserção na patela o RF produz torque extensor na articulação do joelho. E, considerando o presente resultado, o RF realmente apresentou alta ativação muscular em ambas as condições. Isso pode representar um maior efeito sobre a ativação muscular durante o início da fase ascendente do movimento de agachamento (parcial e meio-agachamento) do que após meio-agachamento, corroborando com descobertas anteriores (Marchetti, Silva et al. 2016; Slater and Hart 2016). Adicionalmente, os músculos envolvidos no exercício agachamento podem apresentar ativação diferente para desacelerar a fase descendente e acelerar a fase ascendente em função de suas diferenças morfológicas, é nesse momento do exercício agachamento que os sujeitos reportam maior dificuldade em exercer força contra a barra (Elliot, Wilson et al. 1989; Tillaar and Saeterbakken 2012; Tillaar and Saeterbakken 2013; Tillaar 2015). Cardinale et al., (2011) mostrou que a maior ativação muscular durante o exercício agachamento ocorre em meio-agachamento por ser considerado a região de maior torque externo.

Durante o exercício de agachamento, vários músculos monoarticulares contribuem para o movimento, incluindo o SL, vastos (lateral, medial e intermédio), e GM, Schoenfeld (2010). O resultado deste estudo mostra que a ativação do VM e VL não foi alterada nas diferentes condições. Além disso, foi observada uma maior ativação do GM e SL na condição de meio-agachamento. Quando os músculos monoarticulares funcionam como agonistas, sua ativação geralmente aumenta à medida que aumenta o torque externo na articulação Prilutsky (2000). Durante o agachamento completo, é possível especular que as alterações no comprimento do músculo (por exemplo, GM e SL) modifiquem as capacidades contrácteis musculares e, por sua vez, a relação de comprimento-tensão, alterando o sEMG (Prilutsky 2000; Worrell, Karst et al. 2001). Quando os músculos estão muito afastados (alongados) ocorre uma diminuição na frequência de disparo dos motoneurônios musculares decorrente do efeito inibitório dos órgãos tendinosos de golgi (OTG) (Bear, Connors et al. 2007; Gardiner 2011). Robertson et al., (2008) relataram que o sEMG do GM foi reduzido durante o agachamento completo, concluindo que os músculos biarticulares (BF, ST e RF) funcionaram principalmente como estabilizadores das articulações do joelho e quadril durante as fases descendente e ascendente do agachamento dinâmico. Os autores levantaram a hipótese de que a redução do sEMG do GM durante o agachamento completo foi a pequena solicitação do mesmo visando manter a estabilidade ou talvez um grau extra de flexão do quadril que criou um contra-movimento mais profundo imediatamente antes da fase ascendente.

O complexo do tornozelo auxilia no apoio e equilíbrio durante o exercício de agachamento (Dionisio, Almeida et al. 2008; Schoenfeld 2010). O gastrocnêmio foi principalmente estudado durante o exercício agachamento e

apresenta níveis de ativação em grau moderado Schoenfeld (2010). Por outro lado, o SL é um músculo monoarticular, responsável por estender o tornozelo e possui um papel importante principalmente na promoção de equilíbrio em tarefas eretas. Toutoungi et al., (2000) mostraram uma maior ativação do SL comparado com o gastrocnêmio em altos graus de flexão do joelho, corroborando com os resultados do presente estudo que observou uma menor ativação do SL no agachamento completo comparado com o meio-agachamento. Isso pode ser devido ao fato de que um maior comprimento de SL causado pelo agachamento completo afetar a manutenção do equilíbrio (ou controle do centro de massa) e conseqüentemente interfere na produção de força e conseqüentemente no sEMG (Prilutsky 2000; Worrell, Karst et al. 2001), além de possíveis efeitos inibitórios dos órgãos tendinosos de golgi. Outros estudos também investigaram a ativação muscular durante o agachamento comparando diferentes ângulos de articulação do joelho no agachamento dinâmico (Ninos, Irrgang et al. 1997; McCaw and Melrose 1999; Escamilla, Fleisig et al. 2001; Caterisano, Moss et al. 2002; Sousa, Ferreira et al. 2007; Walsh, Quinlan et al. 2007; Han, Ge et al. 2013; Contreras, Vigotsky et al. 2015; Marchetti, Silva et al. 2016). Caterisano et al., (2002) mediram as contribuições dos músculos GM, BF, VM e VL de 10 sujeitos treinados em força durante três condições do exercício agachamento (parcial, meio-agachamento e agachamento completo), utilizando 100-125% do peso corporal como sobrecarga. Caterisano et al., (2002) descobriram que durante a fase ascendente do agachamento dinâmico, a ativação do GM foi maior durante o exercício agachamento completo em relação ao exercício agachamento parcial e meio-agachamento os músculos BF, VM e VL não mudaram nas diferentes angulações. Os resultados sugeriram que o GM, ao invés do BF, VM, ou VL, se

torna mais ativo em ações concêntrica à medida que a profundidade do agachamento aumenta, contudo, a sobrecarga foi a mesma em todas as condições, afetando o tempo sob tensão e o nível de ativação do músculo.

Por outro lado, Contreras et al., (2015) compararam a média e a amplitude máxima de EMG da GM superior, GM inferior, BF, e VL durante três condições do exercício agachamento (meio-agachamento com barra atrás e agachamento completo com barra na frente e atrás) com uma sobrecarga estimativa de 10RMs; entretanto não foram observadas diferenças significativas entre o meio-agachamento para todos os músculos testados. Gorsuch et al., (2013) mediram a atividade muscular durante 10RMs do agachamento parcial e meio-agachamento. A atividade de RF e EC foi maior durante o meio-agachamento quando comparado com o agachamento parcial. No presente estudo, os EC apresentaram alta ativação muscular durante o meio-agachamento devido à inclinação do tronco a frente com o objetivo de controlar o centro de pressão durante a amplitude de movimento.

Outros estudos demonstraram hipertrofia muscular superior no agachamento completo quando comparado com o meio-agachamento (Bloomquist, Langberg et al. 2013; McMahon, Morse et al. 2014). A maior área de secção transversal dos músculos encontrados por Bloomquist et al., (2013) pode estar relacionado ao maior tempo sob tensão durante os exercícios realizados em máxima amplitude. Alternativamente, a superioridade hipertrófica durante a execução do agachamento completo pode ser devido ao maior tempo sob tensão quando comparado com o meio-agachamento (Noorkoiv, Nosaka et al. 2014).

Quanto aos resultados de volume absoluto, o mesmo parece ter sido diretamente influenciado pela mudança na amplitude de movimento do exercício

agachamento com sobrecargas ajustadas, entretanto, a percepção subjetiva de esforço não sofreu alteração durante o exercício agachamento com diferentes amplitudes de movimento.

A escala de PSE é um método utilizado nas ciências do treinamento principalmente para mensurar a intensidade de esforço em um determinado exercício (Foster, Florhaug et al. 2001; Day, McGuigan et al. 2004; Tiggemann, Pinto et al. 2010). No presente estudo não foi observada diferença significativa no índice de esforço percebido (IEP) nas diferentes amplitudes. Estudos prévios demonstraram que o IEP é sensível às variações da sobrecarga utilizada nos exercícios (Foster, Florhaug et al. 2001; Day, McGuigan et al. 2004; Sweet, Foster et al. 2004), entretanto, quando esforços máximos são realizados (RMs) respostas similares são encontradas Tiggemann et al., (2010). Portanto, apesar da maior sobrecarga externa e conseqüente volume absoluto, ambos os exercícios foram ajustados para dez repetições máximas (10RMs). Aparentemente a intensidade máxima parece ter maior influência sobre o IEP que a amplitude utilizada.

Os fatores locais como a recepção de estímulos (via aferente) dos fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi e os mecânorreceptores articulares e da pele podem também ter contribuído pela similaridade da IEP reportados Watt & Grove (1993). Segundo Tiggemann et al., (2010) a alteração na produção de tensão na unidade músculo-tendão contribuem para a elaboração do IEP reportado. Durante os levantamentos máximos em diferentes amplitudes meio-agachamento e agachamento completo. Isso se deve a um maior braço momento durante o exercício agachamento completo quando comparada a uma menor amplitude de movimento no meio-agachamento (Bloomquist, Langberg et al.

2013). Possivelmente a PSE não apresentou diferenças, pois ambas as condições no presente estudo são máximas levando a valores similares.

5.4.7 Conclusão

As diferentes amplitudes no agachamento alteram a ativação dos músculos GM, BF e SL. O meio-agachamento produziu maior ativação de, GM, BF e SL. O agachamento completo produziu menor ativação dos músculos GM, BF e SL. Ambos os exercícios não afetam a ativação muscular dos extensores de joelho RF, VL e VM, do flexor de joelho ST, nem dos extensores de coluna EC. Assim, recomenda-se a realização do exercício agachamento dinâmico máximo em meio-agachamento para maximizar o recrutamento neuromuscular dos músculos GM, BF e SL. Os resultados do presente estudo sugerem que uma maior sobrecarga e conseqüente volume absoluto são levantados com a realização do meio-agachamento. Entretanto, por se tratar de condições máximas, a percepção de esforço não detectou alterações.

5.4.8 Limitações

Os resultados do presente estudo podem estar sujeitos a algumas limitações por incluir apenas sujeitos do sexo masculino, saudáveis e bem treinados, o que limita a aplicabilidade de nossos achados para outras populações. Por fim, o *design* selecionado buscou assemelhar-se a prática do treinamento de força, utilizando 10RMs e cadência auto-selecionada pelos sujeitos.

5.4.9 Aplicações práticas

Quando o objetivo do treinamento for o aumento da ativação muscular do glúteo máximo, bem como o aumento da capacidade de levantamento da sobrecarga relativa a massa corporal, recomenda-se a utilização do exercício meio-agachamento. No entanto, se o objetivo for o aumento do recrutamento de unidades motoras dos músculos extensores dos joelhos, ambos os exercícios podem ser utilizados. No que tange a reabilitação, o exercício meio-agachamento pode ser uma opção interessante, devido ao maior recrutamento de unidades motoras, além de evitar a ocorrência da retroversão pélvica, bem como de amplitudes articulares máximas.

REFERÊNCIAS*

- Abelbeck, K. G. (2002). "Biomechanical model and evaluation of a linear motion squat type exercise." Journal of Strength and Conditioning Research **16**(4): 516-524.
- Alves, F. S. M., F. S. Oliveira, et al. (2009). "Análise do padrão eletromiográfico durante os agachamentos padrão e declinado." Revista Brasileira de Fisioterapia **13**(2): 164-172.
- Baechle, T. R. and R. W. Earle (2010). Fundamentos do treinamento de força e do condicionamento. São Paulo, Manole.
- Bazyler, C. D., G. K. Beckham, et al. (2015). "The use of the isometric the isometric squat as a measure of strength and explosiveness." journal of Strength and Conditioning Research **29**: 1386-1392.
- Bear, M. F., B. W. Connors, et al. (2007). Neuroscience: exploring the brain. Paradiso.
- Bentes, C. M., R. Simão, et al. (2012). "Acute Effects of Dropsets Among Different Resistance Training Methods in Upper Body Performance." Journal of Human Kinetic **34**: 105-111.
- Biscarini, A., P. Benvenuti, et al. (2011). "Modelling the joint torques and loadings during squatting at the Smith machine." Journal of sports sciences **29**(5): 457-469.
- Blazevich, A. J., N. Gill, et al. (2002). "Reliability and validity of two isometric squat tests." Journal of Strength and Conditioning Research **16**(2).

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Bloomquist, K., H. Langberg, et al. (2013). "Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations." European Journal of Applied Physiology **113**: 2133-2142.
- Bloomquist, K., H. Langberg, et al. (2013). "Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations." European Journal of Applied Physiology **113**(8): 2133-2142.
- Brown, L. E. (2008). Treinamento de Força. São Paulo., Manole.
- Cardinale, M., R. Newton, et al. (2011). Strength and Conditioning—Biological Principles and Practical Applications., Wiley & Sons, Ltda.
- Caterisano, A., R. F. Moss, et al. (2002). "The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. ." Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association. **16**: 428-432.
- Chiu, L. Z. F. and E. Burkhardt (2011). "A teaching progression for squatting exercises." Journal of Strength and Conditioning Research **33**(2): 46 - 54.
- Contreras, B., A. D. Vigotsky, et al. (2015). "A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis EMG amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance trained females." Journal of Applied Biomechanics.
- Day, M. L., M. R. McGuigan, et al. (2004). "Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale." Journal of Strength and Conditioning Research **18**(2): 353-358.
- Demura, S., K. Miyaguchi, et al. (2010). "Effectiveness of the 1RM estimation method based on isometric squat using a back-dynamometer." Journal of Strength and Conditioning Research **24**(10): 2742-2748.

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Dionisio, V. C., G. L. Almeida, et al. (2008). "Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting." journal of Electromyography and Kinesiology **18**: 134-143.
- Ebben, W. P. and D. H. Leigh (2000). "The role of back squat as a hamstring training stimulus." journal of Strength and Conditioning Research **22**(5): 15 - 17.
- Elliot, B. C., G. J. Wilson, et al. (1989). " A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press." Medicine & Science in Sports & Exercise **21**.
- Eng, J. (2003). "Sample Size Estimation: How many individuals should be studied?" Radiology **227**(2): 309-313.
- Escamilla, R. F. (2001). "Knee biomechanics of the dynamic squat exercise." Med Sci Sports Exerc. **33**: 127-141.
- Escamilla, R. F., G. S. Fleisig, et al. (2001). "Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press." Medicine & science in sports & exercise: 1552-1556.
- Escamilla, R. F., A. C. Francisco, et al. (2000). "A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts." Journal of the american college of sports medicine: 1265-1275.
- Fleck, S. J. and W. J. Kraemer (1999). Fundamentos do treinamento de força muscular. São Paulo. , Manole. .
- Foster, C., J. A. Florhaug, et al. (2001). "A new approach to monitoring exercise training." Journal of Strength and Conditioning Research **15**(1): 109-115.
- Gardiner, P. F. (2011). Advanced Neuromuscular Exercise Physiology, Champaign, Ill, USA.

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Gomes, W. A., L. E. Brown, et al. (2015). "Kinematic and sEMG analysis of the back squat at different intensities with and without knee wraps." Journal of Strength and Conditioning Research **29**(9): 2482-2487.
- Gomes, W. A., M. Coutinho, et al. (2013). "Revisão dos efeitos biomecânicos do uso da banda elástica no joelho durante o agachamento no levantamento básico." CPAQV **5**(3): 1-15.
- Gomes, W. A., E. P. Serpa, et al. (2014). "Acute effects on maximal isometric force with and without knee wrap during squat exercise." International Journal of Sports Science **4**(2): 47-49.
- Gomes, W. A., J. J. Silva, et al. (2015). "Efeitos agudos no desempenho do salto vertical após o agachamento com banda elástica de joelho " Revista Brasileira de Medicina do Esporte **21**(3): 245-248.
- Gorsuch, J., J. Long, et al. (2013). "The effect of squat depth on multiarticular muscle activation in collegiate cross-country runners." Journal Strength and Conditions Research.: 2619-2625.
- Gullett, J. C., M. D. Tillman, et al. (2009). "A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals." Journal Strength and Conditions Research. **23**: 284-292.
- Hall, S. J. (1999). Basic Biomechanics, McGraw-Hill Companies.
- Hall, S. J. (2013). Biomecânica básica, Guanabara Koogan.
- Han, S., S. Ge, et al. (2013). "Alterations in three-dimensional knee kinematics and kinetics during neutral, squeeze and outward squat." Journal of human Kinetics **39**: 59-66.

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Hermens, H. J., B. Freriks, et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." J Electromyogr Kinesiol **10**(5): 361-374.
- Latash, M. L. (2015). Base neurofisiológica do movimento. São Paulo, Phorte.
- Leporace, G., G. R. Pereira, et al. (2010). "Especificidade da atividade mioelétrica no agachamento excêntrico declinado em 25° e no agachamento padrão com diferentes sobrecargas." revista Brasileira de Medicina do Esporte **16**(3).
- Lombard, W. P. (1903). "The action of two-joint muscles." American journal of physics education **9**: 141 - 145.
- Marchetti, P. H., R. B. M. Calheiros Neto, et al. (2007). Biomecânica Aplicada: Uma Abordagem para o Treinamento de Força. São Paulo, Phorte.
- Marchetti, P. H., W. G. Gomes, et al. (2013). "Aspectos neuromecânicos do exercício agachamento " Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de vida **5**(2): 2178-7514.
- Marchetti, P. H., V. J. P. Matos, et al. (2015). "Can the technique of knee wrap placement affect the maximal isometric force during back squat exercise?" International Journal of Sports Science **5**(1): 16-18.
- Marchetti, P. H., J. J. Silva, et al. (2016). "Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise." Journal of Sports Medicine **2016**: 1-6.
- Maulder, P. and J. Cronin (2005). "Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability." Physical Therapy in Sport **6**(2): 74-82.

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- McCaw, S. T. and D. R. Melrose (1999). "Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat." Med Sci Sports Exerc. **31**: 428-436.
- McMahon, G. E., C. I. Morse, et al. (2014). "Impact of range of motion during ecologically valid resistance training protocols on muscle size, subcutaneous fat, and strength." Journal Strength and Conditions Research.: 245-255.
- Mookerjee, S. and N. Ratamess (1999). "Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise." Journal of Applied Biomechanics **13**: 76-81.
- Myer, G. D., A. M. Kushner, et al. (2014). "The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance." Strength and Conditioning Journal **36**(6): 4-27.
- Ninos, J. C., J. J. Irrgang, et al. (1997). "Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position." J Orthop Sports Phys Ther **25**: 307-315.
- Noorkoiv, M., K. Nosaka, et al. (2014). "Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change." Journal Medicine & Science in Sports & Exercise **46**: 1525-1537.
- Paoli, A., G. Marcolin, et al. (2009). "The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads." Journal of Strength and Conditioning Research **23**(1): 246-250.
- Prilutsky, B. I. (2000). "Coordination of Two- and One-Joint Muscles: Functional Consequences and Implications for Motor Control." Motor Control **4**: 1-44.

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Rhea, M. R. (2004). "Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size." J Strength Cond Res **18**(4): 918-920.
- Rhea, M. R., J. G. Kenn, et al. (2016). "Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes." Human Movement. **17**(1): 43–49.
- Ribeiro, G., V. C. Dionísio, et al. (2007). "Atividade eletromiográfica durante o agachamento unipodal associado a diferentes posições do pé." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **13**(1): 43-46.
- Robertson, D. G. E., J. J. Wilson, et al. (2008). "Lower extremity muscle functions during full squats." Journal of Applied Biomechanics **24**: 333-339.
- Rosner, B. (2010). Fundamentals of Biostatistics., Cengage Learning.
- Schoenfeld, B. J. (2010). "Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance." Journal of Strength and Conditioning Research **24**(12): 3497 - 3506.
- Schwanbeck, S., P. D. Chilibeck, et al. (2009). "A comparison of free weight squat to smith machine squat using electromyography." Journal of Strength and Conditioning Research **0**(0): 1-4.
- Slater, L. V. and J. M. Hart (2016). "Muscle activation patterns during different squat techniques." Journal of Strength and Conditioning Research **31**(3): 667-676.
- Sousa, C. O., J. J. A. Ferreira, et al. (2007). "Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40o, 60o e 90o de flexão do joelho." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **13**: 310-316.

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Sweet, T. W., C. Foster, et al. (2004). "Quantitation of resistance training using the session rating of perceived exertion method." Journal of Strength and Conditioning Research **18**(4): 796–802.
- Thompson, C. W. and R. T. Floyd (2002). Manual de cinesiologia estrutural. São Paulo., Manole.
- Tiggemann, C. L., R. S. Pinto, et al. (2010). "A percepção de esforço no treinamento de força." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **16**(4): 301-309.
- Tillaar, R. V. D. (2015). "Kinematics and muscle activation around the sticking region in free weight barbell back squat." Kinesiologia Slovenica **21**: 15-25.
- Tillaar, R. V. D. and A. H. Saeterbakken (2012). "The sticking region in three chest-press exercises with increasing degrees of freedom." Journal Strength and Conditions Research. **26**: 2962-2969.
- Tillaar, R. V. D. and A. H. Saeterbakken (2013). "Fatigue effects upon sticking region and electromyography in a six-repetition maximum bench press." Journal sports Science **31**: 1823-1830.
- Tillin, N. A., M. T. G. Pain, et al. (2012). "Explosive force production during isometric squats correlates with athletic performance in rugby union players." Journal of sports Science **31**(1): 66-76.
- Toutoungi, D. E., T. W. Lu, et al. (2000). "Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises." Clinical Biomechanics **15**: 176-187.
- Walsh, J. C., J. F. Quinlan, et al. (2007). "Three-dimensional Motion Analysis of the Lumbar Spine During "Free Squat" Weight Lift Training." American Orthopaedic Society for Sports Medicine **35**(6).

* Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Watt, B. and R. Grove (1993). "Perceived exertion. Antecedents and applications." Sports Medicine **15**(4): 225-241.
- Winter, D. A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. USA.
- Worrell, T. M., G. Karst, et al. (2001). "Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles." Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy **31**: 730-740.
- Wright, G. A., T. H. DeLong, et al. (1999). "Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements." Journal of Strength and Conditioning Research **13**(2): 168 - 174.

ANEXO 1. Certificado de aprovação do Comitê de Ética



Comitê de Ética em Pesquisa
CEP-UNIMEP

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “**Análise do padrão muscular durante o exercício de agachamento**”, sob o protocolo **nº 68/2016**, do pesquisador **Prof. Paulo Henrique Marchetti** esta de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 12/12/2012, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title “**Analysis of the muscle pattern during the squat exercise**”, protocol **nº 68/2016**, by Researcher **Prof. Paulo Henrique Marchetti** is in agreement with the Resolution 466/12 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.

Piracicaba, 21 de junho de 2016


Prof. Dra. Daniela Faleiros Bertelli Merino
Coordenadora CEP - UNIMEP

ANEXO 2. Produção Acadêmica

Journal of Sports Sciences and Medicine (2015) 14, 315-321
<http://www.jssm.org>

Research article

Unilateral Plantar Flexors Static-Stretching Effects on Ipsilateral and Contralateral Jump Measures

Josinaldo Jarbas da Silva¹, David George Behm², Willy Andrade Gomes¹, Fernando Henrique Domingues de Oliveira Silva¹, Enrico Gori Soares¹, Érica Paes Serpa¹, Guanís de Barros Vilela Junior¹, Charles Ricardo Lopes^{1,4} and Paulo Henrique Marchetti^{1,3}

¹ Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (FACIS), Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ² School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University of Newfoundland, Canada; ³ Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, Laboratory of Kinesiology, São Paulo, Brazil; ⁴ Faculty Adventist of Hortolândia (UNASP), Hortolândia, São Paulo, Brazil.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the acute effects of unilateral ankle plantar flexors static-stretching (SS) on the passive range of movement (ROM) of the stretched limb, surface electromyography (sEMG) and single-leg bounce drop jump (SBDJ) performance measures of the ipsilateral stretched and contralateral non-stretched lower limbs. Seventeen young men (24 ± 5 years) performed SBDJ before and after (stretched limb: immediately post-stretch, 10 and 20 minutes and non-stretched limb: immediately post-stretch) unilateral ankle plantar flexor SS (6 sets of 45/15s, 70-90% point of discomfort). SBDJ performance measures included jump height, impulse, time to reach peak force, contact time as well as the sEMG integral (IEMG) and pre-activation (IEMG_{pre-activation}) of the gastrocnemius lateralis. Ankle dorsiflexion passive ROM increased in the stretched limb after the SS (pre-test: 21 ± 4° and post-test: 26.5 ± 5°, $p < 0.001$). Post-stretching decreases were observed with peak force ($p = 0.029$), IEMG ($p < 0.001$), and IEMG_{pre-activation} ($p = 0.015$) in the stretched limb; as well as impulse ($p = 0.003$), and jump height ($p = 0.032$) in the non-stretched limb. In conclusion, SS effectively increased passive ankle ROM of the stretched limb, and transiently (less than 10 minutes) decreased muscle peak force and pre-activation. The decrease of jump height and impulse for the non-stretched limb suggests a SS-induced central nervous system inhibitory effect.

Key words: Athletic training; exercise performance; exercise training; crossover; cross-education.

Introduction

Several articles have reported non-local (e.g. upper versus lower body) or cross-over (contralateral muscle) effects with an exercised muscle affecting the performance of a non-exercised muscle when monitoring fatigue (Doix et al., 2013; Fattley et al., 2006; Fegueme et al., 2007; Todd et al., 2003), and force/power (Carroll et al., 2006; Farthing et al., 2005; Lee and Carroll, 2007; Sariyildiz et al., 2011; Shima et al., 2002). However, few articles have examined the cross-over effect after static-stretching (SS) (Nelson et al., 2012). Both differences (Cramer et al., 2004) and lack of differences (Avela et al., 1999; Cramer et al., 2006; Guissard and Duchateau, 2004) have been observed between limbs for force and range of motion (ROM), however there are no articles related to cross-

over effect with jumping tasks (power capacity). Cramer et al. (2004, 2006) exemplified this conflict with two studies that examined the effects of SS on isokinetic leg extension peak torque measures at two different velocities (2004 study: 60°s⁻¹ and 240°s⁻¹, 2006 study: 60°s⁻¹ and 180°s⁻¹) in the stretched and non-stretched limbs of men and women. The earlier study with men showed that peak torque decreased following the SS in both limbs and at both velocities while the latter study with women reported no contralateral effects. Marchetti et al. (2014) demonstrated the effect of upper body stretching on lower body performance. They employed 10 upper body stretches of 30s duration at 70-90% of the point of discomfort and found impairments of both the propulsion duration and peak force of a maximal concentric jump but no effect on lower limb muscle activation. Avela (1999) analyzed the effect of prolonged and repeated passive stretching of the triceps surae muscle on reflex sensitivity. The results demonstrated a decrease of muscle function immediately after the protocol, however the non-stretched leg (control leg) demonstrated nonsignificant changes in the maximal voluntary contraction (MVC). Nelson, et al. (2012) analyzed 10-week stretching program (4 times for 30s, with 30s rest, 3 dwk⁻¹). The results indicated an increase in strength (1RM) for both legs (stretched and non-stretched limb), where the strength gain of the non-stretched leg was 56% of the stretched leg. Non-local muscle deficits and training adaptations suggest that SS-induced alterations are related to central nervous system mechanisms.

Several studies have reported deleterious effects of SS on different drop jump variables, such as jump height (Behm et al., 2001b; Behm and Chaouachi, 2011; Behm and Kibele, 2007; Rubini et al., 2007), contact time (Behm and Kibele, 2007; Rubini et al., 2007), and surface electromyography (sEMG) (Cornwell et al., 2002; Walkmann et al., 2005) with the stretched leg. These plyometric performance reductions can originate from neurophysiological (i.e. mechanoreceptors of the skin, muscle and joint proprioception), hormonal, cellular (structural changes such as titin), or mechanical (i.e. stiffness, torque-length characteristics) factors (Behm et al., 2001a; Behm and Chaouachi, 2011; Rubini et al., 2007), and in some studies, it might persist for over several hours post-stretch (Brandenburg et al., 2007; Fowles et al., 2000; Haddad et al., 2014; Power et al., 2004). Branden-

Can the Technique of Knee Wrap Placement Affect the Maximal Isometric Force during Back Squat Exercise?

Paulo Henrique Marchetti^{1,2,*}, Viviane de Jesus Pereira Matos¹, Eurico Gori Soares¹,
 Josinaldo Jarbas da Silva¹, Érica Paes Serpa¹, Daniel Alves Corrêa¹, Gustavo Martins¹,
 Guanis de Barros Vilela Junior¹, Willy Andrade Gomes¹

¹Department of Human Movement Sciences, Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil

²Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, Laboratory of Kinesiology, São Paulo, Brazil

Abstract The aim of this study was to investigate the acute effects on maximal isometric force with two different techniques of knee wraps placement (spiral and X) during back squat exercise. Twenty-one physical active participants were evaluated during this study. The back squat exercise position was setup individually, guaranteeing their thigh parallel to the floor, the arms crossed on the chest, and the feet were kept always in the same position for all trials and conditions. All subjects performed three maximal isometric back squat contractions in 4 different conditions: without knee wrap (WKW), with spiral knee wrap technique (SKW), with X knee wrap technique (XKW) and tensor (T). The peak force was acquired at a 100Hz sampling frequency, during 3 seconds, 5 minutes of resting and all conditions were randomized. The Rating of Perceived Exertion (RPE) was evaluated after each trial and condition. The results shows significant differences for peak force between conditions SKW vs WKW ($P=0.044$, $ES=0.55$, $\Delta\%=10.8\%$), and XKW vs WKW ($P=0.009$, $ES=0.62$, $\Delta\%=13.6\%$). The use of different knee wrap techniques (spiral and X techniques) presented an effective carry-over effect, but without differences between techniques, and the RPE was similar in all conditions.

Keywords Biomechanics, Exercise performance, Strength

1. Introduction

The knee wrap is an equipment commonly used by weightlifters, powerlifters and recreational resistance training subjects aiming to stabilize the knee, to improve the strength performance (gain mechanical advantage) or to improve the confidence during back squat exercises [1, 2]. The knee wrap is a long wrap of elastic material (tick canvas interwoven with rubber filaments) with approximately 2 meter long, which is wrapped around the knees as tight as possible [3, 4]. In general, when the knee is flexed against an external resistance during a squat exercise, the elastic material is stretched during the lowering phase, returning this energy during the lifting phase. This potential energy accumulated is transferred to the lifter and added to the strength performance of the movement in the concentric phase [1] and this additional effect on the strength performance is also known as carry-over effect. Only Three studies have reported the amount of *carry-over* of 19.8% in elite powerlifters [5], 25.1% in trained-men [3], respectively, during dynamic squat exercise. However, only one study [6]

reported the carry-over of 21-22% in trained-men during isometric back squat at 90 degrees of knee flexion. However, to the best of our knowledge, no study has addressed the effects of different knee wrap placements in the peak force during the back squat exercise. There are few studies that investigated both kinematics and kinetics of the squat exercise using the knee wrap in powerlifters [5, 7] and trained subjects [4], however little has been known about its effects of loading capacity (carry-over effect). Eiter et al. [7] studied the use of knee wrap in powerlifters and analyzed the general characteristics of the back squat exercise (execution time, percentage of the transition cycle (upward-downward displacement) of the center of mass and the bar vertical displacement) with and without knee wrap, with no differences between them. Lake et al. [4] studied the use of knee wrap in trained subjects with and without knee wrap. The authors analyzed the ground reaction force, output of the mechanical force applied to the center of mass, vertical impulse, horizontal displacement of the bar, mechanical work and peak power. They observed that the elastic properties of the knee wrap increased the production of mechanical force (carry-over effect) and additionally modified the back squat technique.

Considering the strength training practice, normally, there are two main techniques of knee wrap placements. The "spiral technique", where the wrap is placed on the knee in a

* Corresponding author:

dr.p.marchetti@gmail.com (Paulo Henrique Marchetti)

Published online at <http://journalspub.org/sports>

Copyright © 2015 Scientific & Academic Publishing. All Rights Reserved

KINEMATIC AND sEMG ANALYSIS OF THE BACK SQUAT AT DIFFERENT INTENSITIES WITH AND WITHOUT KNEE WRAPS

WILLY A. GOMES,¹ LEE E. BROWN,² ENRICO G. SOARES,¹ JOSINALDO J. DA SILVA,¹ FERNANDO H.D. DE O. SILVA,¹ ÉRICA P. SERPA,¹ DANIEL A. CORRÊA,¹ GUANIS DE B. VILELA JUNIOR,¹ CHARLES R. LOPES,^{1,2} AND PAULO H. MARCHETTI¹

¹Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (EACIS), Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ²Department of Kinesiology, Center for Sport Performance, California State University, Fullerton, California; and ³Physical Education Department, Faculty Adventist of Hortolândia, Hortolândia, São Paulo, Brazil

ABSTRACT

Gomes, WA, Brown, LE, Soares, EG, da Silva, JJ, Silva, FHDdO, Serpa, ÉP, Corrêa, DA, Vilela Junior, GdB, Lopes, CR, and Marchetti, PH. Kinematic and sEMG analysis of the back squat at different intensities with and without knee wraps. *J Strength Cond Res* 29(9): 2482–2487, 2015. The purposes of this study were to measure the acute effects of knee wraps (KWs) on knee and hip joint kinematics, dynamic muscle activation from the vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GM), and rating of perceived exertion (RPE) during the back squat exercise at 2 different intensities. Fourteen resistance trained men (age: 24 ± 4 years, height: 176 ± 6 cm, body mass: 81 ± 11 kg, back squat 1 repetition maximum (1RM): 107 ± 30 kg, 3 ± 1 year of back squat experience) performed 1 set of 3 repetitions under 4 different conditions, to a depth of approximately 90 degrees of knee joint flexion, and in random order: KWs at 60% 1RM (KW60), KWs at 90% 1RM (KW90), with out knee wraps (NWs) at 60% 1RM (NW60), and NWs at 90% 1RM (NW90). The dependent variables obtained were vertical and horizontal bar displacement, peak joint angle in the sagittal plane (hip and knee joints), concentric and eccentric muscle activation (by integrated electromyography) from the VL and GM, and RPE. For muscle activity, there were significant decreases in the VL NWs at 60% 1RM ($p = 0.013$) and a significant increase NWs at 90% 1RM ($p = 0.037$). There was a significant increase in VL muscle activity at 90% 1RM, when compared with 60% 1RM (KW: $p = 0.001$, effect size (ES) = 1.51 and NW: $p < 0.0001$, ES = 1.67). There was a decrease in GM muscle activity NWs only at 60% 1RM ($p = 0.014$). There was a significant increase in GM muscle activity at

90% 1RM, when compared with 60% 1RM (KW: $p < 0.001$ and NW: $p < 0.001$). For peak hip joint flexion angle, there was significant decreases between intensities (90% 1RM < 60% 1RM) only to NWs condition ($p = 0.009$), and there was greater knee flexion NWs for both intensities: 60% 1RM ($p < 0.001$) and 90% 1RM ($p = 0.018$). For normalized vertical barbell displacement, there were significant differences between intensities when using KWs ($p = 0.022$). There were significant differences in RPE between 60 and 90% 1RM for each condition: KWs ($p < 0.001$) and NWs ($p < 0.001$). In conclusion, the use of KWs results in decreased muscle activation of the VL at the same intensity (90% 1RM).

KEY WORDS barbell displacement, force, power

INTRODUCTION

Knee wraps (KW) are typically worn to gain mechanical advantage during the back squat exercise, and they are also often used to increase the load lifted or the number of repetitions performed with a given load (4,9,10,13,18). In general, when the knee is flexed against an external resistance during the back squat exercise, the KW(s) elastic material is stretched during the eccentric phase and returns this energy during the concentric phase. This potential accumulated energy is transferred to the lifter and added to the strength of the movement. This additional force (~22%) is known as carryover (9,18).

Some previous studies have demonstrated the effects of KWs on the back squat exercise. Eiter et al (4) analyzed powerlifters using 1 set of 6 repetitions at a 12 repetition maximum (RM) load. They analyzed execution time, percentage of the transition cycle of the center of mass during the concentric and eccentric phase, and bar vertical displacement, with and without knee wraps (NWs). Their results showed no differences in biomechanics, and no effect of KWs on work performed in the hips or knees. However, Lake et al (13) examined trained subjects, with and without

Address correspondence to Paulo H. Marchetti, dxjpmarchetti@gmail.com, 29(9)/2482–2487.

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2015 National Strength and Conditioning Association

EFEITOS AGUDOS NO DESEMPENHO DO SALTO VERTICAL APÓS O AGACHAMENTO COM BANDA ELÁSTICA DE JOELHO

ACUTE EFFECTS ON PERFORMANCE OF THE VERTICAL JUMP AFTER BACK SQUAT WITH KNEE WRAPS

EFFECTOS AGUDOS EN EL DESEMPEÑO DEL SALTO VERTICAL DESPUÉS DE SENTADILLA CON BANDA ELÁSTICA DE RODILLA



ARTIGO ORIGINAL
ORIGINAL ARTICLE
ARTÍCULO ORIGINAL

Willy Andrade Gomes¹
(Educador Físico)

Josnaldo Jarbas da Silva²
(Educador Físico)

Enrico Gori Soares³
(Educador Físico)

Erica Paes Serpa⁴
(Educadora Física)

Daniel Alves Corrêa⁵
(Educador Físico)

Guanis de Barros Wlela Junior⁶
(Educador Físico)

Charles Ricardo Lopes⁷
(Educador Físico)

Paulo Henrique Marchetti^{1,3}
(Educador Físico)

Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Piracicaba, SP, Brasil.

Faculdade Adventista de Hortolândia, Hortolândia, SP, Brasil.
Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Hospital das Clínicas, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:
Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 39, Taquaral, 13423-070, Piracicaba, SP, Brasil.
dr.pmarcetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: A banda elástica pode afetar o desempenho durante exercícios de alta intensidade, reduzindo a ativação muscular, o que pode influenciar o efeito de potencialização pós-ativação, que depende de alta intensidade para o exercício subsequente que visa potência. **Objetivo:** Verificar os efeitos agudos no desempenho do salto com contramovimento (SCM) após o agachamento em alta intensidade com e sem o uso da banda elástica de joelhos em sujeitos treinados em força. **Métodos:** Participaram do estudo 14 homens (idade: 24 ± 4 anos, estatura: 176 ± 6 cm, massa corporal: 81 ± 11 kg, $1RM$ 107 ± 30 kgf), treinados em força (>3 anos). Foram realizados três SCM antes e após três meio-agachamentos a 90% de $1RM$ nas condições com e sem a banda elástica de joelhos. Durante o SCM foram avaliados a ativação muscular (IBMG) do vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM), tempo de salto (TS) e impulso (MP) por meio da força vertical de reação do solo (FRSV). **Resultados:** Os resultados mostraram que para o TS foi verificada diferença significativa entre as condições pós-meio-agachamento (com e sem banda) ($P = 0,044$, $TE = 1,02$), sendo que os maiores valores foram observados para a condição sem banda. Para a IBMG de VL foi verificada diferença significativa entre as condições pré e pós o meio-agachamento (com banda) ($P = 0,029$, $TE = 1,68$), sendo que os maiores valores foram observados para a IBMG com banda. Para a IBMG de GM e para o IMP não foram verificadas diferenças significativas entre as condições. **Conclusão:** Após a utilização da banda elástica de joelhos durante o exercício agachamento, ocorreu uma redução na participação do vasto lateral durante o salto com contramovimento, afetando o tempo de contato, mas não a produção de impulso, e consequente desempenho.

Palavras-chave: força muscular, desempenho atlético, treinamento de resistência.

ABSTRACT

Introduction: Knee wraps can affect the muscular performance during high-intensity exercises by reducing muscle activation, which may influence the effect of post-activation potentiation, which depends on high intensity for the following power exercise. **Objective:** To investigate the acute effects on the performance with counter-movement jump (CMJ) after high-intensity squat with and without the use of knee wraps in resistance trained subjects. **Methods:** The study included 14 men (aged 24 ± 4 years, height 176 ± 6 cm, weight 81 ± 11 kg, $1RM$: 107 ± 30 kgf) resistance trained (>3 years). Three SCM were performed before and after three back squats at 90% of $1RM$ with and without the knee wraps. During the CMJ muscle activation (IBMG) of the vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GM), jump time (JT), and impulse (IMP) through the force of vertical ground reaction (FRSV) were evaluated. **Results:** The results show statistically significant differences for JT between post-back-squat conditions (with and without wrap) ($P = 0,044$, $TE = 1,02$), whereas the highest values were observed without knee wrap. For IBMG of VL significant difference between pre and post conditions after back squat (with knee wrap) ($P = 0,029$, $TE = 1,68$) was observed, and the highest values were observed for the IBMG with knee wrap. No significant differences between conditions were observed for IBMG of GM and IMP. **Conclusion:** After using the knee wraps during the squat exercise, there was a reduction in the involvement of the vastus lateralis during the jump with counter-movement, affecting the contact time, but not the production of impulse and consequent performance.

Keywords: muscle strength, athletic performance, resistance training.

RESUMEN

Introducción: La banda elástica en la rodilla puede afectar el rendimiento durante ejercicios de alta intensidad, reduciendo la activación muscular, lo que pueden influir en el efecto de la potenciación post-activación, que depende de alta intensidad para el próximo ejercicio que tiene como objetivo la potencia. **Objetivo:** Investigar los efectos agudos en el rendimiento en salto con contramovimiento (SCM) después de sentadilla de alta intensidad con y sin el uso de bandas elásticas en las rodillas en sujetos en entrenados en fuerza. **Métodos:** El estudio incluyó a



Muscle Activation Pattern During Isometric Ab Wheel Rollout Exercise in Different Shoulder Angle-Positions

Paulo Henrique Marchetti¹*, Brad J. Schoenfeld², Josinaldo Jarbas da Silva³, Mauro Antonio Guiselini⁴, Fabio Siconeto de Freitas⁵, Silvio Luiz Pecoraro⁶, Willy Andrade Gomes⁷, Charles Ricardo Lopes^{8,9}

¹Methodist University of Piracicaba, Department of Human Movement Sciences, Piracicaba, São Paulo, Brazil

²University of São Paulo, School of Medicine, Institute of Orthopedics and Traumatology, Laboratory of Kinesiology, São Paulo, Brazil

³The City University of New York, Lehman College, Department of Health Sciences, Program of Exercise Science, Bronx, NY USA.

⁴Adventist Faculty of Hortolândia, Hortolândia, Brazil

OBJECTIVE: To investigate muscle activation of the shoulder extensors and trunk stabilizers by surface electromyography (sEMG) activity during the isometric Ab Wheel Rollout exercise in different shoulder joint positions.

METHOD: We recruited 8 young, healthy, resistance trained men (age: 25 ± 3 years, height: 178 ± 5 cm, and total body mass: 81 ± 2 kg). All subjects performed two sets of 10 sec. maximal isometric contractions of the Ab Wheel Rollout exercise keeping the knees fixed on the floor and the arms taut. To perform the exercise, all subjects were randomly assessed in the following three positions related to the angle between the arms and trunk, in random order: arm aligned vertically with the Ab Wheel Rollout exercise (neutral); 90° and 150° . A rest period of 5 minutes was provided between tests. The sEMG signals were recorded in the following muscles: Latissimus Dorsi; Pectoralis Major; Erector Spinae; Rectus Abdominis.

RESULTS: There were significant increases in Rectus Abdominis muscle activity between: neutral \times 90° , neutral \times 150° and $90^\circ \times 150^\circ$. There was a significant increase in Pectoralis Major muscle activity between neutral \times 150° .

CONCLUSIONS: The present findings indicate that (a) Ab Wheel Rollout exercise emphasizes the muscle action of the Pectoralis Major and Rectus Abdominis more than the Latissimus Dorsi and Erector Spinae; (b) the level of muscle activation depends on the external force created by the body mass and lever arm from the center of mass.

KEYWORDS: Biomechanics; Exercise performance; Functional exercise.

Marchetti PH, Schoenfeld BJ, Silva JJ, Guiselini MA, Freitas FS, Pecoraro SL, Gomes WA, Lopes CR. Muscle Activation Pattern During Isometric Ab Wheel Rollout Exercise in Different Shoulder Angle-Positions. MEDICALEXPRESS. 2015;2(4):M150-404

Received for Publication on June 5, 2015; First review on June 25, 2015; Accepted for publication on July 7, 2015

E-mail: dr.pnarchetti@gmail.com

INTRODUCTION

Among the many different variables in resistance training, exercise choice is one of the most important for achieving the aims of the program.¹ In addition, it can influence the level of muscle activation that will be used in the movement,² thereby potentially mediating muscular adaptations. Because the choice of a specific exercise can generate mechanical and physiological muscle stress, it is essential to define the exercise order during resistance training.

The superficial electromyographic (sEMG) technique is often used to identify the activation of each

muscle in different exercises.³ Many studies have been conducted to define the main muscles used in exercises such as the bench-press,⁴⁻⁶ the lateral pull-down,^{8,10} pullover¹¹ and other shoulder movements,^{12,13} but there are no specific studies about the Ab Wheel Rollout exercise in the literature.

The Ab Wheel Rollout exercise is a very common exercise for improving upper and trunk body strength and power in athletes and recreational exercisers. The prime actions during the Ab Wheel Rollout exercise are shoulder extension (dynamic contraction) and trunk flexion (isometric contraction).^{14,15} During the dynamic movement, the Pectoralis Major (sternal portion), Latissimus Dorsi and Teres Major are the major acting muscles,^{14,15,16-17} while the Rectus Abdominis and Erector Spinae are active in isometric contractions (trunk

ALONGAMENTO INTERMITENTE E CONTÍNUO AUMENTAM A AMPLITUDE DE MOVIMENTO E REDUZEM A FORÇA DOS FLEXORES DE PUNHO

INTERMITTENT AND CONTINUOUS STRETCHING INCREASE RANGE OF MOTION AND DECREASE FORCE ON WRIST FLEXORS

ESTIRAMIENTO INTERMITENTE Y CONTINUO AUMENTAN LA AMPLITUD DEL MOVIMIENTO Y REDUCEN LA FUERZA DE LOS FLEXORES DE MUÑECA



ORIGINAL ARTICLE
ARTIGO ORIGINAL
ARTÍCULO ORIGINAL

Paulo Henrique Marchetti^{1,2}
(Educação Física)

Viviane de Jesus P. Mattos¹
(Estudante de Educação Física)

Érica Paes Serpa¹ (Educação Física)

Josinaldo Jarbas da Silva¹
(Educação Física)

Enrico Góti Soares¹ (Educação Física)

Antonio Claudio Paulodeto¹
(Educação Física)

Daniel Alves Correa¹
(Educação Física)

Guanis de Barros Vilela Junior¹
(Educação Física)

Willy Andrade Gomes^{1,3}
(Educação Física)

1. Faculdade de Ciências da Saúde (FACS), UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil.

2. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

3. Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:

Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 42, Taquaral, Piracicaba SP, Brasil. 13423-070. dr.pmarchetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: A manipulação do intervalo entre séries pode influenciar o desempenho de atividades subsequentes. **Objetivo:** Comparar o efeito do intervalo de alongamento estático de forma contínua e intermitente no desempenho de flexões de punho. **Métodos:** A amostra foi composta por 14 adultos jovens, hígidos, do gênero masculino (idade 31 ± 9 anos; estatura 178 ± 0,7 cm; massa 85 ± 12 kg). Foi avaliada a amplitude de movimento passivo (ADMP) em extensão de punho, a força isométrica máxima de flexão de punho associada a eletromiografia superficial antes e depois de dois protocolos de alongamento com diferentes intervalos entre séries. Para cada sujeito, um dos membros superiores foi alongado com o protocolo contínuo (CON) e o outro com o intermitente (INT), de forma aleatória. O protocolo CON consistiu na realização do alongamento durante 6 minutos ininterruptos, e o INT consistiu na realização de seis séries de 1 minuto por 20 segundos de intervalo entre as séries. A intensidade foi mantida a 70-90% da percepção subjetiva de desconforto. **Resultados:** Os resultados de ADMP mostraram aumento significativo entre as condições pré e pós intervenção, em ambos os protocolos INT (81° ± 10 e 94° ± 10, P < 0,001) e CON (87° ± 12 e 96° ± 11, P = 0,004). Os resultados para o pico de força mostraram redução significativa nas condições pós intervenção para ambos os protocolos: INT (205 ± 54 Kgf e 148 ± 56 Kgf, P < 0,001) e CON (211 ± 39 Kgf e 144 ± 36 Kgf, P < 0,001). Os resultados para a taxa de produção de força mostraram aumento significativo nas condições pré e pós intervenção, para ambos os protocolos INT (0,52 ± 0,29 Kgf/ms e 1,24 ± 0,45 Kgf/ms, P < 0,001) e CON (0,43 ± 0,29 Kgf/ms e 1,11 ± 0,34 Kgf/ms, P < 0,001). **Conclusão:** Ambos os protocolos aumentaram a amplitude passiva de movimento, reduziram a força pico e taxa de produção de força, sem modificações na ativação dos flexores de punho.

Palavra-chave: exercício, treinamento de resistência, desempenho atlético.

ABSTRACT

Introduction: The management of rest interval among series can influence the performance of subsequent activities. **Objective:** To compare the effect of rest intervals during continuous and intermittent static stretching upon wrist flexor performance. **Methods:** The sample comprised 14 young, healthy male adults (age: 31 ± 9 years height 178 ± 0.7 cm, weight 85 ± 12 kg). Evaluation was carried out of the passive range of motion (PRGM) in wrist extension, the maximum isometric strength of wrist flexion associated with surface electromyography before and after two stretching protocols with different intervals among series. For each subject, one of the upper limbs was stretched with the continuous protocol (CON) and the other with the intermittent (INT) protocol, randomly. As regards CON, it consisted in stretching during six uninterrupted minutes whereas INT consisted in stretching six series of 1 minute for 20 seconds of rest interval among series. The intensity was kept at 70-90% of the subjective perception of discomfort. **Results:** The results of PRGM showed significant increase between pre and post intervention conditions in both protocols INT (81° ± 10 and 94° ± 10, P < 0.001) and CON (87° ± 12 and 96° ± 11, P = 0.004). The results for peak force showed significant reduction in post-intervention conditions for both protocols INT (205 ± 54 Kgf and 148 ± 56 Kgf, P < 0.001) and CON (211 ± 39 Kgf and 144 ± 36 Kgf, P < 0.001). The results for the rate of force development showed significant increase in pre and post-intervention conditions for both protocols INT (0.52 ± 0.29 Kgf/ms and 1.24 ± 0.45 Kgf/ms, P < 0.001) and CON (0.43 ± 0.29 Kgf/ms and 1.11 ± 0.34 Kgf/ms, P < 0.001). **Conclusion:** Both protocols increased the passive range of motion, reduced the peak force and the rate of force development, without changes in the activation of wrist flexors.

Keywords: exercise, resistance training, athletic performance.

RESUMEN

Introducción: El manejo de la pausa entre series puede influir en el desempeño de actividades posteriores. **Objetivo:** Comparar el efecto del intervalo de estiramiento estático de forma continua e intermitente en el desempeño de los flexores de la muñeca. **Métodos:** La muestra era composta por 14 jóvenes, varones y sanos (edad 31 ± 9 años, altura 178 ± 0,7 cm, peso 85 ± 12 kg). Se evaluó la amplitud del movimiento pasivo (ADMP) en extensión de la muñeca, la fuerza máxima

EFEITO AGUDO DA ORDEM DE EXERCÍCIOS TRADICIONAL E PRÉ-EXAUSTÃO NO TREINAMENTO DE FORÇA



ARTIGO ORIGINAL
ORIGINAL ARTICLE
ARTÍCULO ORIGINAL

ACUTE EFFECT OF THE ORDER OF TRADITIONAL AND PRE-EXHAUSTION EXERCISES IN RESISTANCE TRAINING

EFFECTO AGUDO DE LA ORDEN DE EJERCICIOS TRADICIONALES Y PRE-AGOTAMIENTO EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA

Enrico Gori Soares¹
(Educação Física)
Willy Andrade Gomes¹
(Educação Física)
Antônio Claudio Paulodetto¹
(Educação Física)
Érica Paes Serpa²
(Educação Física)
Josinaldo Jarbas da Silva²
(Educação Física)
Quanis de Barros Miele Junior¹
(Educação Física)
Paulo Henrique Marchetti^{1,2}
(Educação Física)

1. Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, (FACS-UNIMEP), Piracicaba, SP, Brasil.
2. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:
Universidade Metodista de Piracicaba,
Faculdade de Ciências da Saúde,
Programa de Pós-Graduação em
Ciências do Movimento Humano,
Grupo de Pesquisa em Performance
Humana, Rodovia do Açúcar Km 156,
Bloco 7, Sala 42, Taquaral Piracicaba,
SP, Brasil. 13429-000.
drpmarchetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: Diferentes ordens no sequenciamento dos exercícios na musculação podem afetar o desempenho neuromuscular. **Objetivo:** Investigar o efeito da ordem dos exercícios de musculação (pré-exaustão, (PE) e tradicional (TR) sobre o desempenho e atividade muscular de peitoral maior (PM) e tríceps braquial (TB) durante a realização dos exercícios de supino reto (SR) e tríceps na polia (TP). **Métodos:** A amostra foi composta de 14 homens treinados (idade: 25±4 anos, estatura: 175±4 cm, massa: 80±11 kg). O experimento foi conduzido em duas sessões. Na primeira, foi realizada a familiarização e determinação de 10 repetições máximas (RM) nos exercícios SR e TP. A segunda foi dividida em duas fases. A primeira fase avaliou o desempenho dos exercícios isoladamente, considerado o controle (CON). A segunda fase, avaliou duas diferentes ordens de exercícios: pré-exaustão, PE (TP e SR) e tradicional, TRAD (SR e TP). Foram avaliados o desempenho e a atividade muscular do PM e TB. **One-way ANOVA** foi utilizada para comparar as condições. **ANOVA (2x3)** de medidas repetidas foi utilizada para comparar a atividade muscular. **Resultados:** Os resultados demonstraram um menor número de RM no TP na condição TRAD em comparação com CON e PE. Foi observado um menor número de RM no exercício SR na condição PE em comparação com CON e TRAD. Quanto à atividade muscular avaliada pela eletromiografia integrada não foram observadas diferenças significativas para PM e TB durante a realização dos exercícios em todas as condições. **Conclusão:** Conclui-se que em ambas as estratégias o número de RM realizadas no segundo exercício foi reduzida, entretanto não foram observadas alterações na ativação dos músculos principais de cada exercício.

Descritores: eletromiografia, força muscular, treinamento de força.

ABSTRACT

Introduction: Different orders in exercise sequences during resistance training can affect neuromuscular performance. **Objective:** To investigate the effect of resistance training exercises (pre-exhaustion and traditional) on the performance and muscle activity of pectoralis major (PM) and triceps brachii (TB) during execution of bench press (BP) and triceps extension (TE) exercises. **Methods:** The sample was composed by 14 trained men (age: 25±4 years, height: 175±4 cm, weight: 80±11 kg). The experiment was carried out in two sessions. In the first, familiarization and determination of 10 repetition maximum (RM) of BP and TE exercises were carried out. The second was divided in two phases. The first evaluated exercise performance separately (control condition, CON). The second evaluated two different exercise orders: pre-exhaustion, PE (TE and BP) and traditional, TRAD (BP and TE). Performance and muscle activity of PM and TB were evaluated. **One-way ANOVA** was used to compare conditions. **ANOVA (2x3)** of repeated measures was used to compare muscle activity. **Results:** The results showed a smaller number of RM on TE in TRAD condition in comparison to CON and PE. It was observed a smaller number of RM in BP exercise in PE condition in comparison to CON and TRAD. As to the muscle activity evaluated by integrated electromyography, no significant differences have been observed as to PM and TB during execution of both exercises in all conditions. **Conclusion:** It was concluded that in both strategies the number of RM performed in the second exercise was reduced, however alterations were not observed in the activation of the main muscles in each exercise.

Keywords: electromyography, muscle strength, resistance training.

RESUMEN

Introducción: Diferentes órdenes en la secuencia de los ejercicios en el entrenamiento con pesas pueden afectar el funcionamiento neuromuscular. **Objetivo:** Investigar el efecto del orden de los ejercicios de entrenamiento con pesas (pre-agotamiento y tradicionales) sobre el desempeño y la actividad muscular del músculo pectoral mayor (PM) y tríceps braquial (TB) durante el press de banca (PB) y tríceps en polea (TP). **Métodos:** La muestra fue compuesta por 14 hombres entrenados (edad: 25±4 años, altura: 175±4 cm, peso: 80±11 kg). El experimento se realizó en dos sesiones. En la primera, fue realizada la familiarización y la determinación de 10 repeticiones máximas (RM) en PB y TP. La segunda se dividió en dos partes. La primera evaluó la performance de ejercicios separadamente (condición de control, CON). La segunda evaluó dos órdenes diferentes de ejercicios: pre-agotamiento, PA (TP y PB) y tradicional, TRAD (PB y TP). Fue evaluado el desempeño y la actividad muscular de PM y TB. **One-way ANOVA** se utilizó para comparar las condiciones. **ANOVA (2x3)** de medidas repetidas se utilizó para compararla actividad muscular. **Resultados:** Los resultados demostraron un menor número de RM en TP en la condición TRAD comparado a CON y PA. Se observó un menor número de RM en el ejercicio PB en la condición PE comparado a CON y TRAD. En cuanto a actividad muscular evaluada por

Research article

Comparison between Pre-Exhaustion and Traditional Exercise Order on Muscle Activation and Performance in Trained Men

Enrico Gori Soares¹, Lee E. Brown², Willy Andrade Gomes¹, Daniel Alves Corrêa¹, Érica Paes Serpa¹, Josinaldo Jarbas da Silva¹, Guanís de Barros Vilela Júnior¹, Gustavo Zorzi Fioravanti¹, Marcelo Saldanha Aoki³, Charles Ricardo Lopes^{1,4} and Paulo Henrique Marchetti^{1,5} ✉

¹ Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (FACIS), Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ² Center for Sport Performance, Department of Kinesiology, California State University, Fullerton, USA; ³ School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo (USP), São Paulo, Brazil; ⁴ Faculty Adventist of Hortolândia, Hortolândia, Brazil; ⁵ Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil

Abstract

The purpose of this study was to measure the acute effects of pre-exhaustion vs. traditional exercise order on neuromuscular performance and sEMG in trained men. Fourteen young, healthy, resistance trained men (age: 25.5 ± 4.0 years, height: 174.9 ± 4.1 cm, and total body mass: 80.0 ± 11.1 kg) took part of this study. All tests were randomized and counterbalanced for all subjects and experimental conditions. Volunteers attended one session in the laboratory. First, they performed ten repetition maximum (10RM) tests for each exercise (bench press and triceps pushdown) separately. Secondly, they performed all three conditions at 10RM: pre-test (bench press and triceps pushdown, separately), pre-exhaustion (triceps pushdown+bench press, PE) and traditional (bench press+triceps pushdown, TR), and rested 30 minutes between conditions. Results showed that pre-test was significantly greater than PE ($p = 0.031$) but not different than TR, for total volume load lifted. There was a significant difference between the pre-test and the time-course of lactate measures ($p = 0.07$). For bench press muscle activity of the pectoralis major, the last repetition was significantly greater than the first repetition (pre-test: $p = 0.006$, PE: $p = 0.016$, and TR: $p = 0.005$). Also, for muscle activity of the triceps brachii, the last repetition was significantly greater than the first repetition (pre-test: $p = 0.001$, PE: $p = 0.005$, and TR: $p = 0.006$). For triceps pushdown, muscle activity of the triceps brachii, the last repetition was significantly greater than the first repetition (pre-test: $p = 0.006$, PE: $p = 0.016$, and TR: $p = 0.005$). For RPE, there were no significant differences between PE and TR ($p = 0.15$). Our results suggest that exercise order decreases repetitions performed, however, neuromuscular fatigue, lactate, and RPE are not impacted. The lack of difference in total volume load lifted between PE and TR might explain, at least in part, the similar metabolic and perceptual responses.

Key words: Exercise performance, resistance training, biomechanics.

Introduction

Optimal prescription of resistance training programs relies on proper organization of training variables, such as frequency, intensity, volume, rest intervals, velocity, choice and order of exercise, and periodization (Baker et al., 2010; Foster et al., 2001). Previous research has demon-

strated the importance of varying exercises and volume load (repetitions \times intensity) during a resistance training program designed to increase muscle cross-sectional area and maximum strength (Fonseca et al., 2014).

The exercise (multi-joint vs single-joint exercises) significantly affects several acute training responses, such as maximal number of repetitions, neuromuscular activity (sEMG), neuromuscular fatigue, oxygen consumption, and rating of perceived exertion (RPE) (Simao et al., 2012). Multiple-joint exercises, such as bench press and back squat, require more complex neural responses, considering the high number of active muscles. In contrast, single-joint exercises, such as triceps pushdowns, have been used by those with low technical skills to target specific muscle groups (Ratamess et al., 2009). Although, there are several different ways to organize the exercise order in a resistance training program, many of them are related to sequencing of single- and multiple-joint exercises (Ratamess et al., 2009). The scientific literature has focused on primarily two different exercise order sequences, which may be classified as either whole-body or specific muscle (Simao et al., 2012; Soares and Marchetti, 2013). A whole-body exercise order is comprised of several multi- and single-joint exercises sequentially (Belleza et al., 2009; Chaves et al., 2013; Monteiro et al., 2005; Romano et al., 2013; Silva et al., 2009; Simao et al., 2007; Sprenger et al., 2006), while a specific exercise order involves performing one exercise after another for the same muscle group, such as a traditional sequence (TR) (Ratamess et al., 2009) or pre-exhaustion (PE) sequence (Augustsson et al., 2003; Brembeck et al., 2009; Gentil et al., 2007). The PE sequence involves working the same muscle or muscle group to the point of neuromuscular failure using a single-joint exercise immediately followed by a related multi-joint exercise while the TR sequence uses the reverse order (multi-joint prior to single-joint) (Augustsson et al., 2003; Brembeck et al., 2009; Gentil et al., 2007). The rationale for a PE sequence lies in increased motor unit recruitment during neuromuscular fatigue, resulting in greater muscle activation for subsequent multi-joint exercises. However, Gentil et al. (2007) investigated the effects of a PE sequence on upper-body muscle activation during bench press exercise and reported that performing a pec deck exercise immediately

Research Article

Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise

Paulo Henrique Marchetti,^{1,2} Josinaldo Jarbas da Silva,¹
 Brad Jon Schoenfeld,³ Priscyla Silva Monteiro Nardi,² Silvio Luis Pecoraro,¹
 Julia Maria D'Andréa Greve,² and Erin Hartigan⁴

¹Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (FACIS), Methodist University of Piracicaba, 13428-000 Piracicaba, SP, Brazil

²Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, Laborator y of Kinesiology, 05403-000 São Paulo, SP, Brazil

³Department of Health Sciences, Program of Exercise Science, CUNY Lehman College, Bronx, NY 10468, USA

⁴Department of Physical Therapy, University of New England, Portland, ME 04103, USA

Correspondence should be addressed to Paulo Henrique Marchetti; drpmarchetti@gmail.com

Received 9 March 2016; Revised 2 June 2016; Accepted 26 June 2016

Academic Editor: Mark Willens

Copyright © 2016 Paulo Henrique Marchetti et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

The purpose of this study was to compare muscle activation of the lower limb muscles when performing a maximal isometric back squat exercise over three different positions. Fifteen young, healthy, resistance-trained men performed an isometric back squat at three knee joint angles (20°, 90°, and 140°) in a randomized, counterbalanced fashion. Surface electromyography was used to measure muscle activation of the vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), and gluteus maximus (GM). In general, muscle activity was the highest at 90° for the three quadriceps muscles, yet differences in muscle activation between knee angles were muscle specific. Activity of the GM was significantly greater at 20° and 90° compared to 140°. The BF and ST displayed similar activation at all joint angles. In conclusion, knee position alters muscle activation of the quadriceps and gluteus maximus muscles. An isometric back squat at 90° generates the highest overall muscle activation, yet an isometric back squat at 140° generates the lowest overall muscle activation of the VL and GM only.

1. Introduction

The squat is one of the most frequently used exercises in the field of strength and conditioning. The squat is an exercise that increases hip and knee extensor muscle strength which then indirectly improves the quality of life in athletic and nonathletic populations [1]. The squat exercise utilizes muscles with different morphology (monoarticular and biarticular). Muscle forces also vary depending on joint positions (moment arm, length-tension relationship), whether the

muscle acts as a prime mover or stabilizer, and whether the task is dynamic or static. Though evidence suggests that architecture, position, and function drive muscle performance during the squat, little is known about the neuromuscular changes that occur from a muscle activation standpoint. Elucidating how muscle activation patterns change in the monoarticular and biarticular knee and hip extensors during squatting at different knee angles would thus enhance our understanding of how one could capitalize on maximizing muscle activation and the best position to specific evaluations

TÉCNICAS DE ATERRISSAGEM AFETAM O DESEMPENHO E ESTRESSE MECÂNICO DURANTE DROP JUMP

LANDING TECHNIQUES AFFECT PERFORMANCE AND MECHANICAL STRESS DURING DROP JUMP

TÉCNICAS DE ATERRIZAJE AFECTAN EL RENDIMIENTO Y LA TENSIÓN MECÁNICA DURANTE EL SALTO DROP JUMP



ARTIGO ORIGINAL
ORIGINAL ARTICLE
ARTÍCULO ORIGINAL

Paulo Henrique Marchetti^{1*}
(Profissional de Educação Física)

Thais Tomaz dos Santos¹
(Profissional de Educação Física)

Enrico Gari Soares²
(Profissional de Educação Física)

Erica Paes Serpa³
(Profissional de Educação Física)

Josinaldo Japas da Silva⁴
(Profissional de Educação Física)

Roberto Aparecido Magalhães⁵
(Profissional de Educação Física)

Marcelo Massatoshi Senaga Miyake⁶
(Profissional de Educação Física)

Quanis de Barros Wlela Junior¹
(Profissional de Educação Física)

Willy Andrade Gomes^{1,2}
(Profissional de Educação Física)

1. Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Faculdade de Ciências da Saúde (FACS), Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, SP, Brasil.

2. Universidade Nove de Julho (UNINOVE), Programa de Graduação em Educação Física, São Paulo, SP, Brasil.

3. Centro Regional Universitário de Espírito Santo do Pinhal (UNIPINHAL), Programa de Graduação em Educação Física, Espírito Santo do Pinhal, SP, Brasil.

4. Faculdade de Ciências Sociais e Agrárias de Itapeva (FATI), Programa de Graduação em Educação Física, Itapeva, SP, Brasil.

5. Faculdade Integradas do Vale do Ribeira (FVR), Programa de Graduação em Educação Física, Registro, SP, Brasil.

6. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, Brasil.

Correspondência:
Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisas em Performance Humana, Rodoviário Apicar Km 156, Bloco 7, Sala 42, Taquaral, Piracicaba, SP, Brasil. 13423-070.
dipmarchetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: O *drop jump* é utilizado para melhorar da potência dos membros inferiores mantendo-se a altura de queda constante, a variação da técnica de aterrissagem pode alterar o desempenho e as características mecânicas do salto. **Objetivo:** Avaliar os efeitos da alteração da técnica de aterrissagem no desempenho e na força de reação do componente vertical do solo após *drop jump*. **Métodos:** Vinte e cinco homens saudáveis e fisicamente ativos (idade: 26 ± 8 anos, massa corporal total: 75 ± 10 kg, altura: 175 ± 10 cm) realizaram quatro técnicas de aterrissagem após *drop jump*: *bounce drop jump* (BDJ), *drop jump* com 90° de flexão do joelho (DJ90), *drop jump* com 135° de flexão do joelho (DJ135) e *drop jump* com 135° de flexão do joelho e com o apoio das mãos no solo (DJ135A). Foram realizadas três tentativas para cada técnica, os sujeitos realizaram o *drop jump* caindo de uma plataforma de força de 40 cm de altura. As medidas de altura de salto, tempo de contato e impacto foram determinadas através da força de reação do componente vertical do solo, medida pela plataforma de força, em frequência de aquisição de 2.000 Hz. A ANOVA com medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferentes técnicas. **Resultados:** A técnica BDJ apresentou menor altura de salto, menor tempo de contato e maior impacto que as demais condições ($P < 0,001$). A técnica DJ90 apresentou altura de salto similar às condições DJ135 e DJ135A e tempo de contato menor que as condições DJ135 e DJ135A além de menor impacto que as demais condições ($P < 0,001$). **Conclusão:** As maiores alturas do salto vertical foram observadas para DJ90, DJ135 e DJ135A. O menor tempo de contato foi observado na técnica BDJ, seguido de DJ90. Quanto ao impacto, a técnica BDJ apresentou os maiores valores.

Descriptores: desempenho atlético; força muscular; fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

Introduction: The *drop jump* is used to improve the power of the lower limbs keeping the drop height constant, the variation of the landing technique can modify the performance and the mechanical characteristics of the jump. **Objective:** To evaluate the effects of different landing techniques on the performance and the reaction force of the vertical component of the ground after *drop jump*. **Methods:** Twenty-five healthy and physically active men (age: 26 ± 8 years, total body mass 75 ± 10 kg, height: 175 ± 10 cm) performed four landing techniques after the *drop jump*: *bounce drop jump* (BDJ), *drop jump* with 90° of knee flexion (DJ90), *drop jump* with 135° of knee flexion (DJ135), and *drop jump* with 135° of knee flexion with hands resting on the ground (DJ135A). Three attempts were performed for each technique; the subjects performed the *drop jump* falling from a 40 cm high force platform. The measures of jump height, contact time and impact were determined by the force of reaction of the vertical component of the ground, measured by the force platform, at a frequency of acquisition of 2,000 Hz. The repeated measures by ANOVA were used to compare the different techniques. **Results:** The BDJ technique presented lower jump height, shorter contact time and greater impact than the other techniques ($P < 0.001$). The DJ90 technique presented jump height similar to the DJ135 and DJ135A techniques and a shorter contact time ($P < 0.001$) and a lower impact than the other techniques ($P < 0.001$). **Conclusion:** The highest jumps were observed for DJ90, DJ135 and DJ135A. The lowest contact time was observed in the BDJ technique, followed by DJ90. Regarding the impact, the BDJ technique presented the highest values.

Keywords: athletic performance; muscle strength; biomechanical phenomena.

RESUMEN

Introducción: El *drop jump* se utiliza para mejorar la potencia de las extremidades inferiores manteniéndose la altura de caída constante, la variación de la técnica de aterrizaje puede cambiar el rendimiento y las características mecánicas del salto. **Objetivo:** Evaluar los efectos del cambio de técnica de aterrizaje en el rendimiento y en la fuerza de reacción del componente vertical del suelo de *pués del drop jump*. **Métodos:** Veinte y cinco hombres sanos y físicamente activos (edad: 26 ± 8 años, índice de masa corporal: 75 ± 10 kg, altura: 175 ± 10 cm) realizaron cuatro técnicas de aterrizaje de *pués del drop jump*: *bounce drop jump* (BDJ), *drop jump* flexionando las rodillas a 90° (DJ90), *drop jump* flexionando las rodillas a 135° (DJ135), y *drop jump* flexionando las rodillas a 135° con apoyo de las manos en el suelo (DJ135A). Se hicieron tres intentos para cada técnica; los sujetos realizaron el *drop jump* desde una plataforma de fuerza de 40 cm. La medición de la altura del salto, el tiempo de contacto y el impacto se determinaron por la fuerza de reacción del componente vertical del suelo, medida por la plataforma de fuerza, en frecuencia de adquisición de

Effects of Squat Amplitude on pelvic tilt and Tibial Inclination

Abstract

Strength training is commonly performed at two different knee flexion amplitudes: partial (to 90 degrees) or total (to 140 degrees). During these amplitudes, both the pelvis and the tibia are moved to ensure control of the center of gravity and displacement of the external overload. Forward or backward movement of the pelvis may indirectly influence the internal load on the spine. Objective: To measure the effect of squat amplitude on pelvic tilt and tibia inclination. Eighteen male subjects (age: 26 ± 5 years, height: 178 ± 7 cm, total body mass: 81.3 ± 11 kg, resistance training experience: 5 ± 4 years) were evaluated. Pelvic and tibial inclination were measured by a digital inclinometer (Max Measure, USA, accuracy: $\pm 0.02^\circ$, resolution: 0.05°) during isometric squats at partial and full amplitudes. The digital inclinometer was fixed on the sacrum and on the tibia, with a neutral spine position. A paired student t-test and a significance of 5% were used. There were significant differences in pelvic tilt between partial and full amplitudes ($+32.4^\circ \pm 10.9$ and $-21.7^\circ \pm 12.3$, respectively, $P < 0.001$). Maximum tibial inclination values were not significantly different between partial and total amplitudes (19.1 ± 6.6 and 20.1 ± 7.4 , respectively, $P = 0.225$). It was concluded that the partial squat position produces anterior pelvic tilt while the full squat produces backward pelvic tilt. Inclination of the tibia is similar in both amplitudes of the squat.

Keywords: Exercise, Posture, Amplitude

Research Article

Volume 1 Issue 1 - 2017

Paulo Henrique Marchetti^{1*}, Gustavo Zorzi Fioravante¹, Josinaldo Jarbas da Silva^{1,2}, Willy Andrade Gomes^{1,3}, Enrico Gori Soares¹, Silvio Luiz Pecoraro¹, Fabio Siconeto de Freitas¹, Roberto Aparecido Magalhães¹, Marcelo Massatoshi Senaga Miyatake¹ and Lee E Brown⁴

¹Graduate Program in Science of Human Movement, Methodist University of Piracicaba, Brazil

²Physical Education Faculty, Brazil

³Physical Education Faculty, Nova de Julho University (UNYNOV), Brazil

⁴Center for Sport Performance, Department of Kinesiology, California State University, USA

*Corresponding author: Paulo H Marchetti, Methodist University of Piracicaba (UNIMEP), Graduate Program in Science of Human Movement, Brazil, Tel: 13400-911, Email: depmarchetti@gmail.com

Received: April 19, 2017 | Published: May 09, 2017

Introduction

The squat exercise is a multi-joint task, and can be considered a fundamental exercise for lower body strength, general fitness, and rehabilitation. Several studies have shown that manipulating the amplitude of the squat exercise results in altered muscle activity [1-3] however, research on pelvic movements in the squat are limited [4].

Some research methodologies suggest a correct way to perform the squat [5], but the correct technique is still controversial, with suggestions that the lumbar curve should be maintained throughout the squat [6], where as others suggest avoiding a rounded lumbar spine [7]. For heavy squats [8,9] suggest the squat should be performed to full depth as long as the lordotic curve is maintained. The alignment of the pelvis is correlated with spine curvature and it has also been found to influence lifting function, with an anterior tilt of the pelvis providing increased trunk muscle activity [10]. The majority of research on squat technique provide no quantified measure or description of the pelvic tilt. Therefore, the purpose of the present study was to measure the effect of squat amplitude on pelvic tilt and tibia inclination.

Materials and Methods

Participants

Eighteen male subjects (age: 26 ± 6 years, height 178 ± 7 cm, total body mass 81.3 ± 11 kg, resistance training experience 5 ± 2 years) were evaluated. Subjects had no previous lower back

injury, surgery in the lower extremities, and no history of injury with residual symptoms (pain, "giving-away" sensations) in the lower limbs within the last year. This study was approved by the University research ethics committee and all subjects read and signed an informed consent document (#68/2016).

Procedures

Subjects were instructed in proper isometric back squat technique for both conditions (partial: at 90° knee flexion, and full at 140° knee flexion). Knee angle was measured by a goniometer. Their feet were positioned at hip width and vertically aligned with the barbell. The barbell was positioned on the shoulders (high-bar position) and all subjects performed each isometric squat condition three times for 3-s (rest between reps?). During each squat, the degree of pelvic tilt and tibial inclination were measured, and the highest value was used. Pelvic tilt and tibial inclination were measured by a digital inclinometer (Max Measure, USA, accuracy: $\pm 0.02^\circ$, resolution: 0.05°) fixed on the sacrum and on the tibia, at an orthostatic position with a neutral spine. For pelvic tilt, positive values refer to anterior/forward and negative to posterior/backward positions. A rest period of 5-min was provided between conditions. All measures were performed at the same hour of the day, between 5 and 7 PM, and by the same researcher. A paired student t-test and a significance of 5% was

MUSCLE ACTIVATION DIFFERS BETWEEN PARTIAL AND FULL BACK SQUAT EXERCISE WITH EXTERNAL LOAD EQUATED

JOSINALDO J. DA SILVA,¹ BRAD J. SCHOENFELD,² PRISCYLA N. MARCHETTI,³ SILVIO L. PECORARO,¹ JULIA M.D. GREVE,³ AND PAULO H. MARCHETTI^{1,3}

¹Department of Human Movement Sciences, Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (BACIS), Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ²Department of Health Sciences, Program of Exercise Science, CUNY Lehman College, Bronx, New York; and ³Laboratory of Kinesiology, Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil

ABSTRACT

da Silva, JJ, Schoenfeld, BJ, Marchetti, PN, Pecoraro, SL, Greve, JMD, and Marchetti, PH. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. *J Strength Cond Res* 31(6): 1688–1693, 2017. Changes in range of motion affect the magnitude of the load during the squat exercise and, consequently, may influence muscle activation. The purpose of this study was to evaluate muscle activation between the partial and full back squat exercise with external load equated on a relative basis between conditions. Fifteen young, healthy, resistance-trained men (age: 26 ± 5 years, height: 173 ± 6 cm) performed a back squat at their 10 repetition maximum (10RM) using 2 different ranges of motion (partial and full) in a randomized, counterbalanced fashion. Surface electromyography was used to measure muscle activation of the vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris (BF), semitendinosus, erector spinae, soleus (SL), and gluteus maximus (GM). In general, muscle activity was highest during the partial back squat for GM ($p = 0.004$), BF ($p = 0.009$), and SL ($p = 0.031$) when compared with full-back squat. There was no significant difference for rating of perceived exertion between partial and full back squat exercise at 10RM (8 ± 1 and 9 ± 1 , respectively). In conclusion, the range of motion in the back squat alters muscle activation of the prime mover (GM) and stabilizers (SL and BF) when performed with the load equated on a relative basis. Thus, the partial back squat maximizes the level of muscle activation of the GM and associated stabilizer muscles.

KEY WORDS strength, performance, muscle

Address correspondence to Dr. Paulo H. Marchetti, dr.pmachetti@gmail.com.

31(6)/1688–1693

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2017 National Strength and Conditioning Association

INTRODUCTION

The squat is an exercise that increases hip and knee extensor muscle strength, which in turn can indirectly improve the performance in athletic and nonathletic populations (34). The squat exercise uses muscles with different morphology (monoarticular and biarticular), and the muscle forces also vary depending on joint positions (moment arm, length-tension relationship), irrespective of whether the muscle acts as a prime mover or stabilizer. Though evidence suggests that architecture, position, and function drive muscle performance during the squat, little is known about the neuromuscular changes that occur from a muscle activation standpoint. Elucidating how muscle activation patterns (monoarticular and biarticular) change during the ankle, knee, and hip joint movement during squatting at different knee joint angles would enhance our understanding of how one could capitalize on maximizing muscle activation and improve the exercise prescription in the strength and conditioning areas. Considering the squat exercise is a multijoint task, a large number of muscle groups are simultaneously activated in a complex manner. As a multijoint exercise, the knee extensors (e.g., rectus femoris, RF; vastus lateralis, VL; and vastus medialis, VM) and hip extensors (e.g., gluteus maximus, GM; biceps femoris, BF; and semitendinosus, ST) are considered to be the prime movers during the squat exercise, with other muscles such as the soleus (SL) and erector spinae (ES) acting in a secondary or stabilizer capacity, respectively (6,21,34). Several studies have shown that manipulating features of the squat exercise result in altered muscle activity. These manipulations include changes in foot position (25,29), barbell position (16), stability of the surface on which the exercise is performed (1,10,18,23,24), different levels of intensity of load (2), range of motion (2,6,20,32), different equipment (33), and type of contraction (dynamic or isometric) (3,8,20).

The rationale for this study is based on the assumption that the changes in range of motion during the back squat affect the magnitude of the external load that can be used,