

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO
HUMANO
MESTRADO ACADÊMICO

**AGACHAMENTO X *BOX-SQUAT* – ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA
RESPOSTA NEUROMUSCULAR AGUDA EM FUNÇÃO DA AMPLITUDE DE
MOVIMENTO EM ATLETAS DE *POWERLIFTING***

Jerônimo Jaspe Rodrigues Silva

Porto Alegre, 2016

Jerônimo Jaspe Rodrigues Silva

**AGACHAMENTO X *BOX-SQUAT* – ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA
RESPOSTA NEUROMUSCULAR AGUDA EM FUNÇÃO DA AMPLITUDE DE
MOVIMENTO EM ATLETAS DE *POWERLIFTING***

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Cláudia Silveira Lima

Porto Alegre, 2016

Jerônimo Jaspe Rodrigues Silva

**AGACHAMENTO X *BOX-SQUAT* – ANÁLISE E COMPARAÇÃO DA
RESPOSTA NEUROMUSCULAR AGUDA EM FUNÇÃO DA AMPLITUDE DE
MOVIMENTO EM ATLETAS DE *POWERLIFTING***

Conceito final:

Aprovado em de de

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz – UFRGS

Prof. Dr. Paulo Gentil – UFG

Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto - UFRGS

Orientadora Profa. Dra. Cláudia Silveira Lima - UFRGS

CIP - Catalogação na Publicação

Silva, Jerônimo Jaspe Rodrigues
Agachamento x Box-Squat - análise e comparação da
resposta neuromuscular aguda em função da amplitude
de movimento em atletas de Powerlifting / Jerônimo
Jaspe Rodrigues Silva. -- 2016.
66 f.

Orientadora: Cláudia Silveira Lima.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2016.

1. Powerlifting. 2. Membro Inferior. 3.
Eletromiografia de Superfície. 4. Amplitude de
Movimento. I. Lima, Cláudia Silveira, orient. II.
Título.

Dedico este trabalho à minha família, que me deu e me dá a vida.

Agradecimentos

Em primeiro lugar: Pai, Mãe e Irmão. Sem vocês, nada seria.

À minha orientadora Cláudia Silveira Lima pela oportunidade, conhecimento e sensibilidade brindados.

Aos membros da banca avaliadora professores Marco Aurélio Vaz, Paulo Gentil e Ronei Pinto.

Ao Professor Alexandre Nunes por abraçar a ideia do projeto, disponibilizando espaço físico e materiais para as avaliações.

Aos amigos Luis Américo Mezquita e Vinícius Trelha cuja contribuição foi fundamental no recrutamento dos atletas avaliados.

A cada um dos atletas avaliados, este trabalho só foi possível com a sua participação.

Aos professores e colegas do PPGCMH UFRGS.

A todos os colegas do grupo GPCINE e, em especial, à Anelize, Cristine, Deborah e Paula.

Aos funcionários do PPGCMH, pelo apoio e precisão em inúmeros trâmites.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício, sempre atenciosos e sistemáticos na disponibilização de equipamentos para a pesquisa.

Aos funcionários dos Restaurantes Universitários 2 e 5.

A todos os funcionários da ESEFID-UFRGS, que garantem o funcionamento e a manutenção das instalações, a organização, a limpeza e a segurança.

Aos amigos Rafael, Daiane, Guilhermi, Leandro, Renan, Guilherme, Rudy, Diego, Filipe T., Filipe A., Gabriel M., Vagner, Gabriel K., Mariah, Lucas G., Lucas A. e Tainá que, em diferentes contextos, estiveram presentes e tornaram a vida melhor.

Ao CNPq, pela bolsa de estudos concedida durante o segundo ano do curso.

Resumo

Introdução: Atletas de *Powerlifting* utilizam habitualmente em sua preparação física o Agachamento (AT) e o *Box-Squat* (BS). Conhecer as variáveis cinemáticas e eletromiográficas destes exercícios é relevante para sua prescrição. **Objetivo:** Comparar os efeitos agudos da utilização do Agachamento e do *Box-Squat*, em três diferentes amplitudes de movimento, sobre variáveis de desempenho neuromuscular, em atletas de *Powerlifting*. **Materiais e Métodos:** Dez atletas de *Powerlifting* ($31,7 \pm 5,05$ anos) participaram de duas sessões de avaliação: i) aplicação de questionário, realização de medidas antropométricas e testes de 1RM para Agachamento e *Box-Squat* nas condições Completo, Paralelo e Parcial; ii) Coleta do sinal eletromiográfico dos músculos Reto Femoral; Vasto Lateral; Vasto Medial; Bíceps Femoral; Glúteo Máximo; Gastrocnêmio Lateral e Eretores da Coluna, durante AT e BS com as cargas de 1RM previamente aferidas. Coleta de dados de cinemetria 2D para o cálculo da Potência Absoluta e Relativa. **Resultados:** A carga de 1RM (252 ± 55 Kg) e o Índice de Força Relativa ($2,66 \pm 0,43$) do BS Parcial foram significativamente maiores que nas outras cinco variações de exercício. Potência Absoluta ($613,25 \pm 194,80$ W) e Relativa ($6,48 \pm 1,86$) foram maiores no AT Parcial quando comparado a BS Completo, AT Completo, AT Paralelo e BS Paralelo. A ativação EMG do Reto Femoral foi maior no BS Completo ($95,48 \pm 46,82$ %CIVM) comparada à AT Parcial e BS Parcial. O Glúteo Máximo foi mais ativado no AT Paralelo ($175,36 \pm 101,79$ %CIVM) comparado ao BS Completo ($143,51 \pm 79,00$ %CIVM). A ativação dos Eretores da Coluna no AT Paralelo ($132,27 \pm 77,31$ %CIVM) foi superior à do AT Parcial ($92,09 \pm 38,28$ %CIVM). **Conclusão:** As cargas de 1RM foram maiores em excursões articulares reduzidas, com vantagem do BS Parcial. O AT Parcial apresentou maiores valores de Potência Absoluta e Relativa. AT e BS mostraram-se equivalentes do ponto de vista da ativação muscular.

Palavras Chave: Treinamento de Força; Eletromiografia de Superfície; Membro Inferior; Amplitude de Movimento.

Abstract

Introduction: Powerlifters commonly use Squats and Box-Squats in their training process. Knowing kinetics and kinematics of these exercises can help trainers when planning a training program. **Objective:** To compare kinetic and kinematics of full, parallel and partial Squats and Box-Squats performed by Powerlifters. **Material and Methods:** Ten Powerlifters ($31,7\pm 5,05$ years) participated in two sessions of data collection: i) Survey about training and injury, Anthropometrical measures, 1RM testing for the full, parallel and partial Squats and Box-Squats; ii) Muscle activity of rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, gluteus maximus, lateral gastrocnemius and erector spinae over the six conditions at 100% of 1RM. Sagittal plane video was recorded for power output measures. **Results:** Significantly higher loads were observed in Partial Box-Squat (252 ± 55 Kg) compared to the other five situations. Overall ($613,25\pm 194,80$ W) and Relative ($6,48\pm 1,86$) Power Output were higher at Partial Squat when compared to Parallel and Full Squats and Box-Squats. Muscle activation of rectus femoris was significantly higher in Full Box-Squat ($95,48\pm 46,82$ %MVC) compared to Partial Squats and Box-Squats. Gluteus maximus activation was higher at the Parallel Squat ($175,36\pm 101,79$ %MVC) when compared to the Full Box-Squat ($143,51\pm 79,00$ %MVC). Erector Spinae muscle activation was significantly higher in Parallel Squat ($132,27\pm 77,31$ %MVC) in comparison to the Partial Squat ($92,09\pm 38,28$ %MVC). **Conclusion:** Higher 1RM loads were found in Partial Range of Motion, especially in Box-Squat. Overall and Relative Power Output were higher at Partial Squats. Squats and Box-Squats showed similar muscle activation patterns.

Key-Words: Strength Training; Surface Electromyography; Lower Limb; Range of Motion.

Sumário

1. Introdução	13
2. Objetivo	16
2.1. Objetivo Geral	16
2.2. Objetivos Específicos	16
3. Revisão de Literatura	17
3.1. Agachamento e <i>Box-Squat</i>	17
3.3. Ativação muscular em exercícios de agachamento	20
3.4. Potência Aplicada na Barra em Exercícios de Agachamento	23
4. Hipóteses	25
4.1. Hipótese nula	25
4.2. Hipóteses alternativas	25
5. Materiais e Métodos	26
5.1. Tipo de estudo	26
5.2. Amostra	26
5.3.1. Critérios de inclusão/exclusão	26
5.4. Variáveis	27
5.4.1. Variáveis Independentes	27
5.4.2. Variáveis Dependentes	27
5.5. Desenho Experimental	27
5.6. Procedimentos de Avaliação	29
5.6.1. Primeira Visita	29
5.6.2. Segunda Visita	32
5.7. Análise estatística	39
5.8. Aspectos éticos do estudo	39
6. Resultados	40
6.1. Caracterização da amostra	40

6.2.	Carga	41
6.3.	Índice de Força Relativa	42
6.4.	Potência Absoluta	43
6.3.	Potência Relativa	44
6.5.	Eletromiografia de Superfície.....	44
7.	Discussão	47
7.1.	Carga e Índice de Força Relativa.....	47
7.2.	Potência Absoluta e Relativa	48
7.3.	Ativação Muscular	50
7.3.1.	Reto Femoral.....	50
7.3.2.	Vasto Lateral.....	51
7.3.3.	Vasto Medial.....	52
7.3.4.	Bíceps Femoral.....	53
7.3.5.	Glúteo Máximo.....	54
7.3.6.	Gastrocnêmio Lateral	56
7.3.7.	Eretores da Coluna.....	56
7.4.	Limitações e Aplicações do Estudo.....	57
8.	Conclusão.....	59
9.	Referências.....	60
	Apêndice I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	65
	APÊNDICE II. Questionário sobre histórico de treinamento e lesões de MMII.	66

Lista de Tabelas

Tabela 1. Caracterização da amostra	40
Tabela 2. Ângulos articulares de joelhos, quadris e tornozelos expressos em média (mínimo-máximo) para Agachamento e Box-Squat Completo, Paralelo e Parcial.....	40
Tabela 3. Cargas de 1RM apresentadas em média e desvio-padrão das seis configurações de exercícios.	42
Tabela 4. Índice de Força Relativa apresentado em média e desvio-padrão das seis configurações de exercícios.	43
Tabela 5. Potência Absoluta apresentada em média e desvio-padrão para as seis configurações de exercícios.	43
Tabela 6. Potência Relativa apresentada em média e desvio-padrão para as seis configurações de exercícios.	44
Tabela 7. Ativação muscular de Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM), Bíceps Femoral (BF), Glúteo Máximo (GMáx), Gastrocnêmio Lateral (GL) e Eretores da Coluna (EC), expressa em %CIVM (média±dp).	46

Lista de Figuras

Figura 1. Principais variações de exercícios de agachamento estudadas.	18
Figura 2. Posicionamento dos eletrodos de acordo com SENIAM.	34
Figura 3. Posicionamentos para a realização dos testes de Contrações Isométricas Voluntárias Máximas	36
Figura 4. Melhor atleta representando a média dos ângulos articulares de quadris, joelhos e tornozelos em A) Agachamento Completo, B) Agachamento Paralelo, C) Agachamento Parcial, D) <i>Box-Squat</i> Completo, E) <i>Box-Squat</i> Paralelo e F) <i>Box-Squat</i> Parcial.	41
Figura 5. Sinal eletromiográfico de sete músculos durante A) Agachamento e B) <i>Box-Squat</i>	45

1. Introdução

O *Powerlifting*, ou Levantamento Básico, é uma modalidade esportiva de força cujo êxito competitivo depende da maior carga erguida após três tentativas de realizar uma repetição máxima (1RM) em três exercícios: Agachamento (AT), Supino Reto e Levantamento Terra (Swinton *et al.*, 2012). Na preparação física específica para o AT, estratégias frequentemente empregadas são a manipulação da Amplitude de Movimento (ADM) visando a geração de estímulos com cargas maiores do que aquela empregada no AT em competições, aumentando dessa forma a demanda muscular nas tarefas de estabilização do movimento e sustentação da barra. Além da geração de estímulos em um ponto específico da ADM através do *Box-Squat*, por exemplo (McBride *et al.*, 2010).

O AT é considerado um dos principais movimentos inseridos no repertório motor de seres humanos, e tem sido amplamente utilizado em diferentes contextos, do desempenho esportivo à reabilitação funcional (Schoenfeld, 2010). Sua extensa aplicabilidade tem provocado um aumento no número de estudos na literatura científica nas últimas décadas, principalmente sobre aspectos funcionais (Bloomquist *et al.*, 2013), biomecânicos (Hartmann *et al.*, 2013) e eletromiográficos (EMG) (Clark *et al.*, 2012).

O *Box-Squat* (BS) possui padrão de movimento semelhante ao do AT, tendo como principal diferença o fato de que a transição entre as fases excêntrica e concêntrica se dá através do gesto de sentar em um banco ou caixa. O BS é amplamente utilizado na preparação física de atletas de *Powerlifting*, no entanto é pouco descrito na literatura científica (McBride *et al.*, 2010; Swinton *et al.*, 2012). Técnicos e atletas dessa modalidade acreditam que o BS possa contribuir para o desempenho do AT (McBride *et al.*, 2010). Provavelmente em função de o BS possibilitar a aplicação de estímulos próximos ao ponto, ou zona angular, onde ocorre a perda involuntária de velocidade durante a fase concêntrica do AT (Van Den Tillaar *et al.*, 2014).

Ambos os exercícios, AT e BS são frequentemente empregados no treinamento dos atletas de *Powerlifting*, por isso o entendimento das suas

demandas musculares, bem como de outras variáveis de desempenho se faz necessário. Pouco se sabe a respeito das interrelações entre carga e ADM e seu impacto na ativação muscular em exercícios de agachamento, na revisão narrativa realizada por Clark et al. (2012) é possível perceber que a maioria dos estudos publicados utilizou cargas de teste inespecíficas à realidade da prática do treinamento.

Com carga de teste constante para as diferentes ADM utilizadas no AT, Caterisano *et al.* (2002) observaram que o aumento da ADM ocasionou maior recrutamento do glúteo máximo durante o AT Completo quando comparado ao AT Parcial. Da mesma maneira, no estudo de McBride *et al.* (2010) foram utilizadas cargas de teste constantes entre exercícios diferentes quando comparados AT e BS paralelo, a 60, 70 e 80% de 1RM (teste realizado apenas para o AT). Nesse estudo a 60% de 1RM foi observada maior ativação do bíceps femoral no BS, a 70% maior ativação do vasto lateral no AT e a 80% não foi encontrada diferença na ativação muscular. Esses dados são questionáveis se observada a aplicação prática destes exercícios na qual menores excursões articulares possibilitam o deslocamento de cargas maiores, assim como as potenciais diferenças entre as cargas de 1RM de AT e BS.

Outro aspecto a ser salientado é o fato de que apenas dois estudos que descreveram variáveis biomecânicas entre AT e BS foram encontrados (McBride *et al.*, 2010; Swinton *et al.*, 2012). Essas informações são relevantes do ponto de vista de planejamento e seleção de exercícios para compor um programa de treinamento. No AT competitivo há um ponto no qual ocorre a diminuição involuntária da velocidade no deslocamento ascendente da barra (Van Den Tillaar *et al.*, 2014), o BS surge como alternativa de treino para melhorar o desempenho nesse ponto específico do movimento (McBride *et al.*, 2010). Portanto, conhecer características como a potência aplicada na barra em função de cargas de teste específicas a cada situação pode ser relevante para a tomada de decisão por parte de técnicos e atletas. Além disso, nenhum estudo que descrevesse o BS em diferentes configurações de ADM foi encontrado.

As principais limitações metodológicas de estudos que avaliaram os níveis de ativação muscular, entre outras variáveis biomecânicas, em exercícios como AT e BS são observadas na seleção das cargas de teste. Uma recorrente limitação já mencionada é a utilização de carga de teste constante entre diferentes configurações de ADM (Caterisano *et al.*, 2002), ou ainda, entre diferentes exercícios (McBride *et al.*, 2010). Outra estratégia comumente empregada é a utilização de carga de teste igual à massa corporal, o que, em última análise, acaba por negligenciar os níveis de aptidão física individuais dos participantes (Clark *et al.*, 2012). Além disso, os níveis de ativação muscular em exercícios como AT e BS parecem depender também de outras variáveis intervenientes, às quais convém descrever e/ou controlar, como carga de teste, nível de treinamento, posicionamento da barra, largura da base de sustentação, entre outras (Clark *et al.*, 2012).

Tendo em vista que tanto AT quanto BS são utilizados na preparação física geral e/ou específica de atletas de *Powerlifting*, faz-se necessário descrever e comparar variáveis de desempenho entre as situações, buscando uma interpretação mais fidedigna da realidade de aplicação prática ao treinamento. Desta forma, o presente estudo visa responder à seguinte questão de pesquisa:

“Quais os efeitos da utilização do AT e do BS com cargas máximas e em diferentes configurações de ADM, sobre a resposta neuromuscular aguda, em atletas de *Powerlifting*?”

2. Objetivo

2.1. Objetivo Geral

Comparar os efeitos agudos da utilização do Agachamento e do *Box-Squat*, em três configurações de amplitude de movimento (completo, paralelo e parcial), sobre variáveis de desempenho neuromuscular, em atletas de *Powerlifting*.

2.2. Objetivos Específicos

- Quantificar as diferenças das cargas de 1RM e Índice de Força Relativa nos diferentes exercícios e ADMs;
- Verificar as características de potência absoluta e relativa aplicadas à barra nos diferentes exercícios e ADMs;
- Descrever e comparar os níveis de ativação EMG dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), glúteo máximo (GMax), gastrocnêmio lateral (GL) e eretores da coluna (EC) nos diferentes exercícios e ADMs.

3. Revisão de Literatura

3.1. Agachamento e *Box-Squat*

O agachamento se constitui de um padrão de movimento no qual ocorre de forma simultânea a flexão de quadris e joelhos associada à dorsi-flexão do tornozelo durante a fase excêntrica do movimento, enquanto na fase concêntrica do movimento acontece a extensão de quadris e joelhos associada à flexão plantar do tornozelo. Esse tipo de movimento costuma fazer parte do repertório motor de seres humanos desde a infância, em gestos como sentar e levantar, levantar objetos do solo, entre outras atividades da vida diária (Schoenfeld, 2010).

Exercícios de agachamento são amplamente utilizados em diferentes contextos e em função disso existem diversas variações técnicas em sua execução: agachamentos contrabalanceados com peso corporal (Lynn e Noffal, 2012), agachamento com barra guiada (Schwanbeck *et al.*, 2009), agachamento em superfícies instáveis (Saeterbakken e Fimland, 2013), agachamento com barra livre à frente (Gullett *et al.*, 2009), o *Box-Squat* (Swinton *et al.*, 2012) e o Agachamento (Schoenfeld, 2010). Os diferentes agachamentos têm sido utilizados com objetivos que abrangem desde o desempenho em diferentes modalidades esportivas (Schoenfeld, 2010) até as abordagens profiláticas (Webster *et al.*, 2014) (Figura 1.).

Figura 1. Principais variações de exercícios de agachamento estudadas.



A – Agachamento contrabalanceado; B – Agachamento “Smith-Machine”; C – Agachamento frontal; D – Agachamento unipodal; E- Agachamento em superfície instável; F – Agachamento Powerlifting; G – Box-Squat; H – Agachamento

No *Powerlifting*, o desempenho no agachamento é determinante para o êxito no evento competitivo (composto por três tentativas máximas nos exercícios: Agachamento, Supino Reto e Levantamento Terra). Portanto, há uma constante busca por incrementos nas capacidades de força máxima em cada um desses exercícios. No que tange à preparação física específica para o agachamento, o AT e o BS são comumente utilizados e, em função disso, foram analisados no presente estudo.

O Agachamento é entre as variações do exercício agachamento, uma das mais utilizadas quando da busca pelo desenvolvimento neuromuscular dos MMII, principalmente em função de seu alto grau de transferência para outras ações motoras, como *sprints* e saltos (Schoenfeld, 2010). Em função destes e outros motivos, observa-se um aumento na produção científica a respeito dos fenômenos associados à utilização deste exercício.

Box-Squat é o nome em inglês de uma variação do exercício AT que se caracteriza pela interrupção da fase excêntrica no ato de sentar em uma caixa ou banco para em seguida dar início à fase concêntrica. É um exercício frequentemente empregado no treinamento de *Powerlifters* e, entre as premissas teórico/práticas que embasam sua utilização citam-se duas hipóteses que poderiam justificar a melhora no desempenho do AT nas

competições. São elas: i) a geração de estímulos próximos ao ponto de falha mecânica (70-120° de flexão de joelhos), fase do movimento caracterizada pela perda involuntária de velocidade, o que poderia gerar maior *stress* neuromuscular (Van Den Tillaar *et al.*, 2014); ii) a remoção do ciclo alongamento-encurtamento, o que poderia promover maior recrutamento dos músculos motores primários na fase concêntrica do movimento (McBride *et al.*, 2010).

Além disso, técnicos e atletas desta modalidade tendem a acreditar que o BS, quando comparado ao AT, possibilite a utilização de cargas maiores, gerando adaptações morfofuncionais não só nos músculos motores primários como nos grupamentos musculares responsáveis pela sustentação da barra e pela manutenção postural.

O AT pode ser realizado com diversas configurações de ADM, e estas podem ser aplicadas ao BS. Entre as configurações mais comuns citam-se: i - Completo, na máxima amplitude de flexão de joelho e quadril; ii - Paralelo, cuja ADM é restrita no ponto em que a face anterior da coxa se encontra paralela ao solo; iii - Parcial, quando o movimento é interrompido no ponto médio entre a posição inicial e a posição do agachamento paralelo.

Em estudos que avaliaram o impacto da ADM sobre variáveis de desempenho, parece que agachamentos com maior ADM produzem respostas funcionais aumentadas tanto de forma aguda (Esformes e Bampouras, 2013) quanto crônica (Bloomquist *et al.*, 2013). Porém, a interpretação dos resultados dos estudos pode ser prejudicada pela ausência de nomenclatura padronizada. Drinkwater *et al.* (2012) destacam que o termo “agachamento profundo” tem sido utilizado tanto na descrição de agachamentos completos quanto de agachamentos paralelos (~55° e 90-120° de flexão de joelho, respectivamente), e consideram esse como um fator de confusão que pode prejudicar a tomada de decisão quando da aplicação prática destes resultados.

3.3. Ativação muscular em exercícios de agachamento

A sEMG é uma ferramenta interessante por permitir, de forma não invasiva, a obtenção de informações a respeito dos níveis de ativação muscular. Informações estas de extrema relevância para a prática profissional de professores de educação física e fisioterapeutas (Escamilla *et al.*, 2001). Clark *et al.* (2012), em seu artigo de revisão, citam diversos estudos que abordaram exercícios de agachamento e suas variações através da sEMG, visando compreender o impacto de diferentes variáveis sobre os níveis de ativação muscular. As principais variáveis intervenientes estudadas foram: tipo de exercício, largura da base de sustentação, rotação de quadril, amplitude de movimento, magnitude da carga de teste e nível de treinamento.

Escamilla *et al.* (1998), ao comparar as respostas sEMG entre exercícios AT, *Leg Press* (LP) e Extensão de Joelhos (EJ), observaram que a ativação dos músculos BF e Semitendíneo foi duas vezes maior no AT quando comparado ao LP e à EJ, havendo uma pequena vantagem do LP em relação à EJ. Durante AT e LP, os músculos RF, VL e VM apresentaram maiores níveis de ativação em excursões de joelho próximas à máxima flexão, enquanto durante EJ os maiores níveis de ativação ocorreram próximo à completa extensão. Além disso, a atividade do músculo RF foi maior na EJ, já VL e VM foram mais ativados durante AT e LP, respectivamente. Tais resultados apontam alguma vantagem na utilização de exercícios de cadeia cinética fechada (AT e LP) do ponto de vista de funcionalidade do aparelho locomotor.

Gullet *et al.* (2009) ao comparar AT e Agachamento Frontal (AF) em indivíduos treinados de ambos os sexos, com carga de teste igual a 70% de 1RM, não encontraram diferenças na resposta sEMG dos músculos RF, VL, VM, BF, EC e semitendíneo. Em contrapartida, recentemente Yavuz *et al.* (2015) reproduziram o estudo supracitado, utilizando uma intensidade igual a 100% de 1RM, e observaram que, apesar das cargas de 1RM significativamente maiores no AT, o AF produziu ativação significativamente maior do VM, sem diferenças entre os demais músculos analisados. Os dados destes estudos denotam a influência das cargas de teste e da intensidade relativa de cada exercício sobre a resposta da sEMG, devendo ser

consideradas para evitar a extrapolação dos resultados a outras situações e intensidades.

Schwanbeck *et al.* (2009) compararam AT e o agachamento *Smith Machine* (ASM) e observaram que, apesar de a carga de 8RM ser entre 14 e 23 kg maior no ASM, o AT produziu maior ativação muscular de VM, BF e gastrocnêmio medial. Ainda, no somatório da integral do sinal EMG dos músculos VL, VM, BF, EC, tibial anterior, gastrocnêmio medial e reto abdominal, o AT gerou resposta 43% maior quando comparado ao ASM.

Foi encontrado apenas um estudo que comparou AT e BS através da sEMG (Mcbride *et al.*, 2010). Nesse estudo, foram monitorados os músculos VL, VM, BF e EC, durante sessões de teste a 60, 70 e 80% de 1RM. O teste de 1RM foi realizado apenas para o AT e, a partir dele, foram determinadas as cargas para ambos os exercícios, que tiveram configuração de ADM ajustada em aproximadamente 70° de flexão de joelhos. Nos resultados, expressos em valores médios da Integral do sinal EMG, encontraram diferenças significativas na ativação do BF, maior no AT quando da carga de 60% de 1RM. O VL foi mais ativado no AT em detrimento do BS a 70% de 1RM, a 80% de 1RM nenhuma diferença significativa foi verificada entre AT e BS para os músculos analisados.

Swinton *et al.* (2012) compararam AT e BS em função de variáveis biomecânicas. Seus resultados mostraram que o BS apresentava uma base de sustentação 40% mais larga, associada a uma postura verticalizada da tibia e da coluna vertebral e ao deslocamento posterior do centro de massa. Os autores sugerem que o padrão de movimento do BS com maior largura da base de sustentação poderia ocasionar maior recrutamento dos extensores do quadril e da coluna, embora isso não tenha sido avaliado por meio da sEMG.

O estudo de McCaw e Melrose (1999) apresentava como objetivo avaliar o AT com diferentes larguras de base de sustentação e cargas de teste de 60% e 75% de 1RM. Seus resultados mostraram que a maior largura da base de sustentação, com a maior carga, influenciou uma maior ativação do GMáx e do Adutor Longo, enquanto o quadríceps e o BF não sofreram influência das

diferentes larguras de base de sustentação e sim do incremento da carga. Na mesma temática, Paoli *et al.* (2009), observaram maior ativação do GMáx em função do aumento da largura de base de sustentação a 0 e 70% de 1RM, sem diferenças entre os demais músculos analisados (RF, VL, VM, BF, semitendíneo, glúteo médio e adutor magno), que apresentaram maior resposta EMG apenas em função do aumento da carga de teste.

Pick e Becque (2000) avaliaram a ativação EMG no AT Paralelo entre indivíduos de diferentes níveis de treinamento durante testes de 1RM e uma série de repetições máximas a 85% de 1RM. O sinal EMG mostrou comportamento similar do VL entre indivíduos treinados e destreinados, enquanto os sujeitos treinados, que eram significativamente mais fortes nos testes de 1RM e completaram maior número de repetições a 85%, apresentaram maior ativação do músculo VM.

No que tange às respostas da sEMG em função de diferentes configurações de ADM, Caterisano *et al.* (2002) monitoraram a atividade EMG de quatro músculos superficiais da coxa (VL, VM, BF e GMax) de sujeitos treinados em três configurações de ADM (completo, paralelo e parcial). A carga de teste foi definida entre 100 e 125% da massa corporal dos sujeitos, durante o AT nas três ADMs. Seus resultados, que foram apresentados como somatório da integral do sinal EMG dos músculos analisados e posteriormente em percentual de contribuição no movimento, mostraram diferença significativa na integral do sinal EMG apenas para o glúteo máximo durante o AT completo (35%) contra o AT parcial (17%). As principais limitações do estudo, que embasa parte da metodologia do presente estudo, são: i) carga padronizada em função da massa corporal dos sujeitos; ii) carga constante entre configurações de ADM diferentes.

Wretenberg *et al.* (1996) compararam *Powerlifters* e levantadores de peso olímpico no AT entre as configurações de ADM completo e paralelo. Neste estudo, não foram observadas diferenças entre as ADMs nos níveis de ativação de RF, VL, VM e BF com carga equivalente a 65% de 1RM. No entanto, observou-se que o somatório da integral do sinal EMG dos músculos

analisados foi maior entre os *Powerlifters*, que apresentavam maiores cargas de 1RM e, conseqüentemente, maiores cargas de teste quando comparados aos levantadores de peso olímpico.

Gorsuch *et al.* (2013) avaliaram a EMG dos músculos RF, BF, GL e EC de corredores de ambos os sexos durante a execução do AT em duas configurações de ADM (45 e 90° de flexão de joelhos, assumindo 0° na extensão total). As cargas foram determinadas por meio de testes de 10RM, realizados para ambas as configurações de ADM. Os resultados demonstraram maior ativação dos músculos RF e EC durante o AT paralelo (90°) em comparação ao parcial (45°), sem diferenças significativas entre os demais músculos analisados para as configurações de ADM propostas, nem entre homens e mulheres em nenhuma das situações avaliadas.

Ao analisar os estudos apresentados percebe-se que não foram encontrados relatos científicos a respeito da implementação do BS em diferentes configurações de ADM, tampouco da ativação muscular em função de cargas específicas ao exercício em questão, o que dificulta uma compreensão mais precisa do impacto de sua utilização para os atletas.

3.4. Potência Aplicada na Barra em Exercícios de Agachamento

Conhecer as características energéticas (Potência Absoluta e Relativa) de exercícios de força pode ser relevante para a prescrição e controle de estímulos de treinamento. Nesse contexto, citam-se esforços em direcionar estímulos para melhorar o desempenho em ADMs nas quais ocorre diminuição involuntária da velocidade durante a fase concêntrica de exercícios de agachamento (Van Den Tillaar *et al.*, 2014), seja pela manipulação do tipo de exercício e restrição da ADM, como no caso do BS (McBride *et al.*, 2010), ou ainda de estratégias de resistência variável (Saeterbakken *et al.*, 2016).

Conhecer o comportamento da Potência pode servir para evitar e/ou identificar a instauração da fadiga durante a prescrição e o controle de programas de treinamento de força (Sanchez-Medina e Gonzalez-Badillo, 2011). A exemplo disso, Smilios *et al.* (2010) observaram diminuição da

potência ao longo de quatro séries de vinte repetições a 50% de 1RM no agachamento *Smith-Machine*, da segunda série em diante. Ainda nesta temática, González-Badillo *et al.* (2015) sugerem a prescrição de estímulos de treinamento em função de cargas e velocidades ótimas.

O estudo de McBride *et al.* (2010), único encontrado a comparar variáveis cinemáticas e energéticas entre AT e BS Paralelo a 60, 70 e 80% do teste de 1RM realizado apenas para o AT, mostrou que, em *Powerlifters* com média de três anos de prática, que o pico de força foi maior no BS a 70% de 1RM e a potência de pico foi maior no BS a 80% de 1RM. Ainda assim, o estudo supracitado apresenta um potencial viés de interpretação, tendo em vista que a carga de teste foi constante entre exercícios diferentes, podendo subestimar ou superestimar valores avaliados no BS. Para além da temática relacionada à especificidade das cargas de teste entre AT e BS, há escassez de material científico a respeito do BS, sobretudo em diferentes configurações de ADM.

As informações apuradas pela revisão de literatura do presente estudo indicam que as principais lacunas na literatura vigente são derivadas de: i) inconsistência inter-estudos nos músculos analisados; ii) divergências na metodologia utilizada para a coleta do sinal sEMG (normalização, valor RMS ou IEMG); iii) cargas de teste inespecíficas à realidade observada na prática profissional (carga constante entre diferentes configurações de ADM; entre exercícios diferentes; ou ainda normalizadas a partir da massa corporal, negligenciando a aptidão física individual dos sujeitos); iv) apenas um estudo oferece informações a respeito de comparações da resposta sEMG entre AT e BS, em uma única configuração de ADM, e o mesmo apresenta alguns dos problemas metodológicos supracitados.

No presente estudo, buscou-se controlar variáveis intervenientes e limitações metodológicas supracitadas a fim de obter informações mais precisas sobre a realidade de aplicação destes exercícios no campo prático da preparação física de *Powerlifters*.

4. Hipóteses

4.1. Hipótese nula

O AT não apresenta diferenças significativas sobre as variáveis de desempenho neuromuscular em atletas de *Powerlifting*, quando comparado ao BS, em nenhuma das configurações de ADM propostas.

4.2. Hipóteses alternativas

O BS possibilita a utilização de carga de 1RM maior do que o AT nas configurações de ADM parcial e paralelo. Em contrapartida, o BS apresenta carga de 1RM menor que o AT na configuração de ADM completo.

A Potência Absoluta aplicada na barra é maior no BS Paralelo e Parcial quando comparado ao AT paralelo e parcial. Já na configuração de ADM completo, a vantagem é do AT sobre o BS.

Há diferenças significativas nos níveis de ativação EMG entre AT e BS, em atletas de *Powerlifting*, que variam de acordo com os músculos avaliados e com as configurações de ADM propostas.

5. Materiais e Métodos

5.1. Tipo de estudo

O presente estudo se configura como transversal e quase experimental.

5.2. Amostra

A amostra foi voluntária e intencional. A seleção dos participantes foi feita inicialmente a partir de contato com proprietários de academias, técnicos de *Powerlifting* e membros de entidades reguladoras da modalidade no Rio Grande do Sul. A partir daí os atletas de *Powerlifting*, indicados por atenderem aos critérios de inclusão do estudo, foram contatados e convidados a participar do estudo. Foram utilizados contatos telefônicos, bem como redes sociais e e-mail.

O cálculo amostral foi realizado utilizando um grau de confiança de 95% e erro máximo admitido de 5%, a partir dos valores de média e desvio padrão para a ativação de RF ($0,18 \pm 0,01$ mV) e EC ($0,16 \pm 0,01$ mV), do estudo de Gorsuch *et al.* (2010). O n foi estabelecido em 10 indivíduos.

5.3.1. Critérios de inclusão/exclusão

Foram selecionados indivíduos do sexo masculino; atletas ou praticantes de *Powerlifting* capazes de erguer o dobro do peso corporal no AT competitivo; com idade entre 18 e 39 anos; e livres de lesões do aparelho locomotor. O perfil da idade cronológica escolhido atende a dois critérios: i) maioria e emancipação jurídica no Brasil; ii) inclusão na categoria “*open*” (14-39 anos) da Federação Internacional de *Powerlifting*.

Os critérios de exclusão aplicados foram: relatos de lesões recentes em MMII e coluna; cirurgia prévia em MMII e coluna; incapacidade de realização dos testes por dor ou desconforto durante os mesmos; intervalo maior que 10 dias entre as sessões de coleta de dados; perdas maiores que 10% nos valores de força das CIVMs pós em comparação às CIVMs pré.

5.4. Variáveis

5.4.1. Variáveis Independentes

Tipo de exercício: Agachamento ou *Box-Squat*;

Amplitude de Movimento: completo, paralelo e parcial.

5.4.2. Variáveis Dependentes

Carga de 1RM e Índice de Força Relativa;

Potência Absoluta e Relativa;

Intensidade do sinal eletromiográfico de sete músculos.

5.5. Desenho Experimental

Os sujeitos foram convocados a comparecer no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEFID-UFRGS), e posteriormente ao Ginásio Bugre Lucena (ESEFID-UFRGS) onde ocorreram as coletas de dados e testes abaixo descritos.

Cada um dos sujeitos participou de duas sessões de coleta de dados com espaçamento cronológico mínimo de 72 horas, de modo a evitar viés de pesquisa por motivos de fadiga, e máximo de 10 dias, de modo a evitar que a rotina de treinamentos destes indivíduos alterasse de forma significativa seu desempenho nos testes de força máxima.

Na primeira visita os sujeitos receberam esclarecimentos a respeito dos objetivos do estudo e protocolos aos quais seriam submetidos. Em seguida lhes foi apresentado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) cuja concordância e assinatura foram pré-requisito para a participação no estudo (Apêndice 1). Após a concordância do TCLE os indivíduos passaram

por anamnese na qual responderam um questionário sobre práticas de treinamento e histórico de lesões do aparelho locomotor (Apêndice 2). Em seguida foram realizadas medidas antropométricas a fim de obter os valores que configuram a composição corporal dos indivíduos.

Ainda na primeira visita os sujeitos foram instruídos a um aquecimento e familiarização com cada uma das variações de exercício propostas. A partir daí, um sorteio foi realizado para definir a ordem de execução dos exercícios propostos. Em seguida, foram realizados os testes de 1RM para cada uma das situações. As cargas de 1RM testadas foram então registradas para uso na visita subsequente.

Na segunda visita foram empregados testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM), que serviram para a normalização do sinal EMG dos músculos monitorados durante AT e BS. Em seguida, ocorreu o registro simultâneo de: i) atividade EMG dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), glúteo máximo (GMax), gastrocnêmio lateral (GL) e eretores da coluna (EC) com as cargas de 1RM pré-determinadas; ii) cinemetria no plano sagital. Tais registros foram feitos em cada uma das seis situações de exercício propostas, AT e BS nas condições de ADM completo, paralelo, e parcial, havendo entre elas um período de recuperação de no mínimo cinco (5) e no máximo dez (10) minutos.

Após a coleta EMG nas seis condições supracitadas, repetiram-se os testes de CIVM de modo a verificar interferência de fadiga. Nesta oportunidade perdas de força maiores que 10% em comparação à CIVM inicial determinariam exclusão do indivíduo da amostra.

5.6. Procedimentos de Avaliação

5.6.1. Primeira Visita

5.6.1.1 Anamnese

Os indivíduos responderam a um questionário composto por questões dissertativas (Apêndice 2) em relação à prática pregressa de exercícios físicos, treinamento de força, histórico de lesões de MMII e coluna, visando nortear sua participação frente aos critérios de exclusão do presente estudo.

5.6.1.2. Antropometria

Para a construção do perfil antropométrico da amostra, avaliou-se: i) massa corporal; ii) estatura; iii) somatório de 7 dobras cutâneas; e iv) percentual de gordura corporal.

A massa corporal foi aferida em uma balança com precisão de 0,1kg (Filizola, São Paulo, Brasil) na qual os indivíduos eram posicionados vestindo apenas uma sunga e instruídos a manter postura ereta durante a medição. A estatura foi medida em estadiômetro acoplado à balança assumindo-se a mesma postura previamente descrita.

As medidas de dobras cutâneas foram realizadas com adipômetro com precisão de 0,01 milímetros (Cescorf, São Paulo, Brasil) no hemitórax direito com objetivo de discriminar a distribuição de gordura subcutânea entre as diferentes regiões, registrando-se o valor médio de três medidas não consecutivas. As dobras cutâneas avaliadas foram: tricipital, subescapular, axilar média, suprailíaca, abdominal, medial da coxa e medial da perna. Em seguida o cálculo do percentual de gordura corporal foi feito de acordo com o protocolo de sete dobras (Pollock, 1993).

5.6.1.3. Configurações de ADM

Para registro da amplitude de movimento dos testes de 1RM do AT e BS nas três configurações de ADM propostas (completo, parcial e paralelo), os sujeitos foram requisitados a assumir cada uma das configurações pré-estabelecidas, e então foram medidos os respectivos ângulos da articulação do joelho com o auxílio de um goniômetro manual (Fibra Cirúrgica, Joinville, Brasil).

As configurações de ADM foram adaptadas de acordo com Caterisano *et al.* (2002), que tomaram como referência 180° como a máxima extensão de joelho, sendo: i) Completo, na máxima amplitude de flexão de joelho e quadril (~55° entre tibia e fêmur); ii) Paralelo, situação na qual a face anterior da coxa se encontra paralela ao solo (~90° entre tibia e fêmur); iii) Parcial, cuja ADM é restrita no ponto médio entre a posição inicial e a posição do agachamento paralelo (~135° entre tibia e fêmur).

A partir dos critérios supracitados, ocorreu a familiarização para cada uma das situações, utilizando-se para o AT o comando verbal por parte do pesquisador para identificação da ADM desejada. Já no BS, o controle da ADM se deu pelo gesto de sentar nos bancos com alturas correspondentes às configurações de ADM predeterminadas.

5.6.1.4. Teste de 1RM

O teste de 1RM foi realizado para cada uma das seis situações de exercício propostas: AT Completo, AT Paralelo, AT Parcial, BS Completo, BS Paralelo e BS Parcial. A ordem de execução foi definida por sorteio.

As barras e anilhas utilizadas para os testes foram aferidas em balança calibrada visando a obtenção dos valores reais para posterior soma. Para cada um dos seis testes de 1RM, registrou-se em quilogramas a massa total formada pela soma da barra e anilhas utilizadas.

O protocolo para os testes de 1RM contou com 5-10 minutos de aquecimento geral baseado em calistenias simples (agachamento

contrabalanceado, abdominais remadores e hiperextensões lombares em decúbito ventral no solo), realizados em circuito composto de três séries de 10 repetições em cada movimento, alternados por descanso ativo deambulando. Após três minutos de pausa, o aquecimento específico foi composto de três séries submáximas nos exercícios AT e BS, ambos na configuração de ADM completo (uma série de 10-15 repetições a 30% de 1RM; uma série de 5-10 repetições a 50% de 1RM; uma série 1-3 repetições a 70% de 1RM). As cargas para o aquecimento foram definidas em função do auto-relato da carga de 1RM do AT por parte dos *Powerlifters* participantes do estudo.

Após o aquecimento específico, deu-se início aos testes de 1RM na ordem predefinida por sorteio. Cada sujeito realizou até três tentativas de atingir a carga máxima em cada uma das seis variações de exercício propostas, com intervalos de cinco minutos entre elas. A carga inicial de teste foi determinada pelo atleta de acordo com a sua prática de treino. O ajuste das cargas entre as tentativas foi feito com base na escala de percepção subjetiva de esforço na qual zero significa nenhum esforço e dez, esforço máximo.

Os testes de 1RM foram supervisionados por um pesquisador física e tecnicamente apto, posicionado imediatamente atrás do atleta, de modo a oferecer auxílio caso necessário, visando garantir a segurança dos participantes durante os testes. Quando solicitado pelo atleta, foram disponibilizados outros dois auxiliares, um em cada extremidade da barra.

Visando evitar a incidência de potenciais variáveis intervenientes para o desfecho ativação EMG em exercícios de agachamento, descritas por Clark *et al.* (2012), a técnica empregada em todos os exercícios foi normalizada da seguinte maneira:

i) Largura da base de sustentação: maléolos mediais dos tornozelos posicionados entre 95 e 105% da distância interacromial e com as pontas dos pés levemente voltadas para fora, nunca excedendo os 10 graus de rotação lateral de quadril;

- ii) Posicionamento da barra: a barra foi suportada pelos indivíduos no ventre do trapézio descendente, imediatamente abaixo do processo espinhoso da sétima vértebra cervical;
- iii) Equipamento: todos os atletas realizaram os testes em barras olímpicas e anilhas aferidas; não foi permitida a utilização de acessórios ao desempenho como faixas de joelho, cinto pélvico ou calçado com elevação do calcâneo;
- iv) Execução: no AT os atletas foram instruídos a realizar a fase excêntrica de maneira controlada até a ADM proposta e então a fase concêntrica na maior velocidade possível, com cadência 3-0-1-0. Da mesma maneira, no BS era realizada a fase excêntrica controlada, breve pausa ao sentar no banco e então a fase concêntrica na maior velocidade possível sendo a cadência 3-1-1-0.

O Índice de Força Relativa (IFR) foi extraído através da razão entre as cargas de 1RM e a massa corporal dos participantes, para cada um dos exercícios e configurações de ADM.

5.6.2. Segunda Visita

Na segunda sessão, os participantes repetiram as seis variações de exercício propostas a 100% de 1RM enquanto eram coletados simultaneamente os dados de ativação sEMG e Cinemetria Bidimensional.

5.6.2.1. Eletromiografia

A coleta do sinal EMG ocorreu durante a segunda visita, na qual os indivíduos executaram novamente os dois exercícios AT e BS nas três configurações de ADM (completo, paralelo e parcial) e com as cargas de 1RM previamente aferidas para cada uma das seis situações.

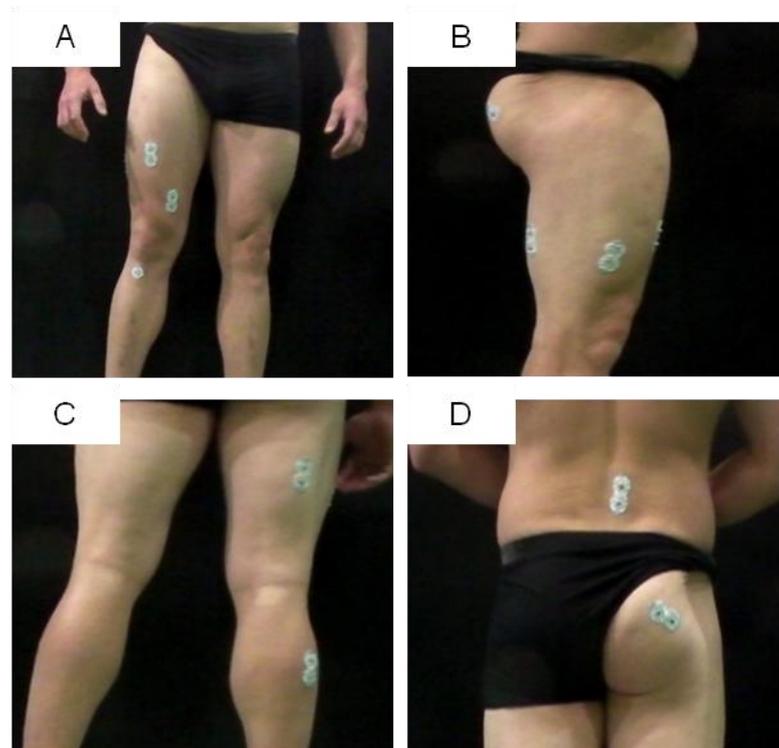
Para tal, foram utilizados um computador pessoal com *webcam* (Dell, Eldorado do Sul, Brasil) e um eletromiógrafo de superfície de 8 canais Miotool (Miotec, Porto Alegre, Brasil). Os dados foram coletados através do *software* Miograph (Miotec, Porto Alegre, Brasil), o qual permite coleta, armazenamento

e análise dos dados da sEMG. A frequência de amostragem foi de 2000Hz por canal, com filtragem *on line Butterworth* de quinta ordem, captando frequências entre 20Hz e 500Hz.

A preparação da pele prévia a colocação dos eletrodos contou com tricotomia e abrasão com algodão e álcool na superfície do ventre muscular de modo a diminuir a impedância elétrica da pele. Em seguida, foi feita a medição e marcação dos pontos anatômicos relevantes para colocação dos eletrodos em cada músculo estudado, de acordo com SENIAM (seniam.org). Os eletrodos pré amplificados e auto-adesivos MediTrace (Kendall, Canadá), com 15mm de raio, foram utilizados em configuração bipolar, com 20 mm de espaçamento entre eles, e respeitando o sentido origem/inserção das fibras musculares.

O ponto de referência assumido para a colocação dos eletrodos no Reto Femoral foi o ponto médio de uma linha traçada entre a porção anterior da espinha ilíaca superior até a borda superior da patela. Para o Vasto Medial, foi traçada uma linha entre a porção anterior da espinha ilíaca superior e o espaço articular correspondente à borda anterior do ligamento medial do joelho, e os eletrodos posicionados aos 80% distais desta distância (Figura 2A). Já para o Vasto Lateral, os eletrodos foram posicionados aos dois terços (distal) da distância entre a porção anterior da espinha ilíaca superior e a borda lateral da patela (Figura 2B). Para o Bíceps Femoral, os eletrodos foram afixados no ponto médio entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. O Gastrocnêmio Lateral teve seus eletrodos posicionados no terço proximal da linha traçada entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral da fíbula (Figura 2C). Para o Glúteo Máximo, foi definido o ponto médio da linha horizontal medida entre a vértebra sacral e o trocânter maior do fêmur. Já para os Eretores da Coluna, foi assumido o ponto afastado dois centímetros lateralmente do processo espinhoso da vértebra L1 (Figura 2D). O eletrodo de referência foi posicionado em configuração monopolar na tuberosidade anterior da tíbia direita (Figura 2A). Após a colocação dos eletrodos, foi feita a demarcação de seus contornos com caneta dermatográfica, de modo a minimizar erros caso fosse necessário substituí-los (Figura 2).

Figura 2. Posicionamento dos eletrodos de acordo com SENIAM.



A – Reto Femoral, Vasto Medial e Tuberosidade da Tíbia;
 B – Vasto Lateral;
 C – Bíceps Femoral e Gastrocnêmio Lateral;
 D – Eretores da Coluna E Glúteo Máximo.

Os dados da EMG foram extraídos como RMS (*Root Mean Square*) e logo expressos em percentual do valor RMS observado durante a CIVM inicial de cada músculo. Tais valores foram coletados durante a fase excêntrica e concêntrica, bem como na fase de transição no caso do BS. No entanto, para fins de análise e comparação, foi considerada apenas a fase concêntrica de cada movimento.

5.6.2.2. Contração Isométrica Voluntária Máxima

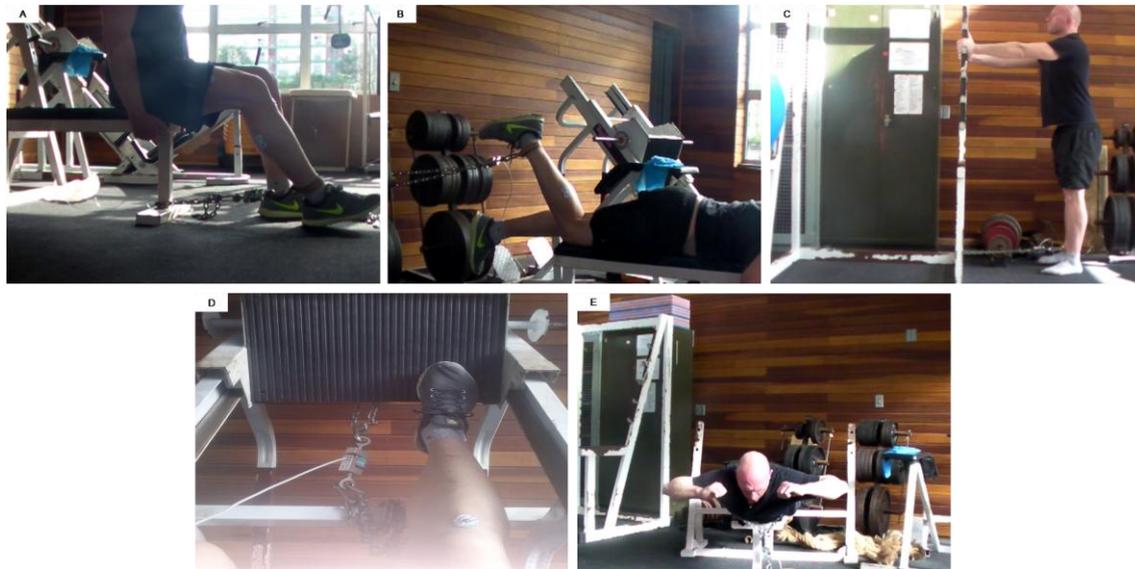
Na segunda sessão foram realizados os testes de CIVM antes, com objetivo de normalização do sinal, e após a execução das seis variações de exercício propostas, com a intenção de verificar a interferência de fadiga a partir de perdas maiores que 10% nos valores de força alcançados. Cada sujeito realizou uma CIVM com duração de 5 segundos para cada um dos cinco exercícios abaixo descritos. Para tal, foi utilizada uma célula de carga de

tração e compressão SV100-M (Miotec, Porto Alegre, Brasil), posicionada de acordo com o teste de CIVM a ser realizado. A mesma foi conectada ao eletromiógrafo Miotool (Miotec, Porto Alegre, Brasil) a fim de possibilitar o registro simultâneo da curva de força e do sinal EMG para os diferentes músculos. O valor RMS do sinal EMG foi extraído durante o período de um segundo do platô da curva de força registrada pela célula de carga.

Para os extensores de joelho (RF, VL e VM), a CIVM foi realizada com o participante sentado em um banco, com mãos apoiadas, tronco ereto e joelho flexionado a 60°. A célula de carga teve uma de suas extremidades fixada à estrutura do banco por meio de uma corrente, enquanto a outra extremidade foi fixada imediatamente acima do tornozelo direito dos atletas por meio de uma cinta ajustável (Figura 3A). Já para o BF, a CIVM foi realizada em decúbito ventral em um banco com apoio para as mãos, joelho flexionado a 60°. A sobrecarga imóvel foi proporcionada pela célula de carga presa acima do tornozelo por uma cinta ajustável e à estrutura metálica do banco (Figura 3B). Para o músculo GMáx, foi realizada a extensão de quadril isométrica em pé, com as mãos apoiadas no espaldar e a articulação do quadril na posição anatômica (0°). Neste teste a sobrecarga imóvel foi possibilitada pela célula de carga presa em uma das extremidades perpendicularmente a um espaldar metálico e na outra ao terço distal da perna direita dos atletas por meio de uma cinta ajustável (Correa *et al.*, 2011) (Figura 3C).

Para o GL foi realizada uma flexão-plantar isométrica em um aparelho *Leg Press* (Sculptor, Porto Alegre, Brasil) adaptado e a célula de carga foi presa por uma corrente à estrutura do banco e à plataforma móvel do aparelho, a fim de oferecer resistência imóvel com tornozelos e joelhos a 0° (Figura 3D). Para EC realizou-se a extensão isométrica da coluna adaptada de Vera-Garcia *et al.* (2010). Nessa ocasião, os participantes se posicionaram em decúbito ventral sobre um banco plano. A sobrecarga imóvel foi proporcionada pela célula de carga, presa ao tórax dos atletas por meio de uma cinta ajustável e à estrutura do banco por meio de uma corrente, e os MMII foram fixados ao banco por meio de cinta ajustável (Figura 3E).

Figura 3. Posicionamentos para a realização dos testes de Contrações Isométricas Voluntárias Máximas



5.6.2.3. Cinemetria

A cinemetria bidimensional foi utilizada para obtenção de informações referentes à trajetória da barra para o subsequente cálculo da potência aplicada na barra. O sinal de vídeo foi coletado ao longo das seis variações de exercício concomitante à coleta do sinal eletromiográfico, e o sincronismo entre os sistemas foi possibilitado por um cabo Sync (Miotec, Porto Alegre, Brasil).

A análise buscou descrever o comportamento da barra, do tronco e dos membros inferiores entre as seis situações. Os segmentos foram representados por uma linha constituída pela associação de diferentes pontos anatômicos, da seguinte maneira: i) Tronco, entre o trocanter maior do fêmur direito e a extremidade da barra; ii) Coxa, entre o trocanter maior e o côndilo lateral do fêmur direito; iii) Perna, entre o côndilo lateral do fêmur e o maléolo lateral da fíbula direita; iv) Pé, um triângulo entre o maléolo lateral da fíbula e as extremidades anterior e posterior do pé direito. Tanto os pontos anatômicos quanto a extremidade da barra foram demarcados por esferas de isopor de cor branca com 15 milímetros de raio.

A aquisição de imagens se deu por meio de uma câmera modelo Sanyo Xacti VPC-WH1 (Osaka, Japão), com taxa de aquisição de sessenta quadros

por segundo. A câmera foi disposta lateralmente aos atletas, a uma distância de cinco metros, em um tripé Manfrotto (Cassola, Itália) a uma altura de 75 centímetros do chão.

A análise de vídeo foi feita no *software* de domínio livre Kinovea versão 0.8.24 (kinovea.org). As informações extraídas dos vídeos para cada exercício analisado foram:

- tempo total;
- tempo de cada fase;
- ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo;
- deslocamento vertical da barra.

A zona de trabalho extraída dos vídeos originais e foi definida através do recorte entre o último quadro no qual se observa o sinal luminoso do cabo Sync e o último quadro da fase concêntrica. Em seguida, os vídeos foram executados pelo pesquisador visando à identificação das fases de cada movimento realizado.

Para a quantificação da duração de cada movimento avaliado, bem como de cada uma de suas fases, fora empregada a ferramenta “Cronômetro”, disponível na interface do *software*, três vezes para cada variação do AT (tempo total, fase excêntrica, fase concêntrica) e quatro vezes para cada variação do BS (tempo total, fase excêntrica, fase de transição e fase concêntrica).

Os ângulos articulares foram medidos por meio da ferramenta “Ângulo” (Opções – Persistência Sempre Visível – Desenhar Caminho), que foi disposta três vezes, uma para cada articulação observada, quadril, joelho e tornozelo. Para as flexo-extensões de quadril foi medido o ângulo relativo (anterior) formado pelos segmentos tronco e coxa. Para as flexo-extensões de joelhos, foi medido o ângulo relativo (posterior) entre os segmentos coxa e perna. A planti-dorsiflexão do tornozelo foi medida pelo ângulo relativo formado entre a

perna e uma linha traçada do maléolo lateral da fíbula até a extremidade anterior do pé.

O vídeo era então executado na opção quadro a quadro regressivamente, de modo a confirmar o funcionamento adequado de cada ferramenta “Ângulo” disposta, antes de sua execução. Após tal confirmação, eram extraídos os valores angulares, no primeiro e último quadro da fase concêntrica do movimento, em cada uma das seis variações de exercício proposta.

O deslocamento vertical da barra foi extraído por meio da ferramenta “Linha” (Opção – Mostrar Medida). Para tal, os vídeos foram executados na opção quadro a quadro e tiveram demarcados por meio de duas linhas horizontais: i) o ponto mais baixo alcançado pela barra (primeiro quadro da fase concêntrica); ii) o ponto mais alto alcançado pela barra (último quadro da fase concêntrica). Posteriormente, foi traçada uma linha vertical perpendicular às linhas horizontais previamente descritas. Sua medida foi extraída e assumida como o deslocamento vertical da barra.

O cálculo da Potência Absoluta (PA) aplicada na barra foi então realizado para cada uma das seis situações de exercício. As variáveis consideradas no cálculo foram: i) carga utilizada; ii) deslocamento vertical (DV) da barra em metros; iii) duração da fase concêntrica em segundos (T); iv) aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$). E foram aplicadas na seguinte sequência de fórmulas:

$$\text{Força (N)} = \text{Carga (Kg)} \times 9,8 \text{ m/s}^2;$$

$$\text{Trabalho (J)} = \text{Força (N)} \times \text{DV (m)};$$

$$\text{Potência (W)} = \text{Trabalho (J)} \div \text{T (s)}$$

Já os valores de Potência Relativa (PW_r) foram calculados por meio da razão entre a Potência Absoluta (PA) de cada exercício e a massa corporal (MC) de cada sujeito através da seguinte fórmula:

$$\text{PW}_r = \text{PA (W)} \div \text{MC (kg)}$$

5.7. Análise estatística

Os dados foram inicialmente tabulados no *software* Microsoft Office Excel 2007. Posteriormente, foram transcritos no *software* SPSS® versão 20.0.0 (IMB® Statistics) no qual os dados foram explorados em procedimentos de estatística descritiva e inferencial.

Foi utilizado o modelo de Equações de Estimativa Generalizada com *post hoc* de Bonferroni a fim de comparar as variáveis medidas ao longo das seis variações de exercício propostas. Essa análise tem sido sugerida em análises de medidas repetidas ao longo do tempo por ser mais robusta que a ANOVA-MR, e considerar a) função de ligação; b) distribuição da variável dependente; c) estrutura de correlação (Guimarães e Hirakata, 2012). Os dados incluídos na análise foram Carga de 1RM, IFR, Potência Absoluta e Relativa, valores EMG de RF, VL, VM, BF, GMáx, GL e EC, expressos em percentual da CIVM. O nível de significância adotado foi α de 0,05.

5.8. Aspectos éticos do estudo

Este projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CEP-UFRGS) com base na resolução nº 466/2012 – Conselho Nacional de Saúde. E aprovado segundo o parecer CAAE 43893315.6.0000.5347.

Os participantes foram devidamente elucidados a respeito dos objetivos do estudo bem como dos protocolos aos quais seriam submetidos. Em seguida, a participação no estudo era confirmada pela assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

6. Resultados

6.1. Caracterização da amostra

Na Tabela 1 são apresentados os valores de média e desvio padrão das variáveis antropométricas.

Tabela 1. Caracterização da amostra

Variável	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	31,70	5,05
Massa Corporal (Kg)	96,39	25,84
Estatura (cm)	170,96	10,29
GC (%)	21,16	3,84
Tempo de Prática (anos)	8,60	4,88

Na Tabela 2 são apresentados os dados da estatística descritiva dos ângulos articulares de joelhos, quadris e tornozelos, medidos no plano sagital em graus e posteriormente expressos em média (mínimo-máximo).

Tabela 2. Ângulos articulares de joelhos, quadris e tornozelos expressos em média (mínimo-máximo) para Agachamento e Box-Squat Completo, Paralelo e Parcial.

	AT			BS		
	Completo	Paralelo	Parcial	Completo	Paralelo	Parcial
Joelho (°)	55 (36-68)	81 (68-96)	112 (96-132)	55 (36-68)	81 (68-96)	112 (96-132)
Quadril(°)	55 (17-78)	70 (46-96)	110 (89-135)	50 (18-68)	86 (54-116)	125 (84-143)
Tornozelo(°)	81 (72-92)	85 (79-90)	86 (75-97)	88 (78-101)	91 (77-100)	93 (86-109)

AT: agachamento; BS: *Box-Squat*

Na Figura 4 são apresentadas as imagens referentes ao primeiro quadro da fase concêntrica do movimento para cada uma das seis variações de exercício estudadas. Para cada situação, foi selecionado o melhor atleta representando a média dos ângulos articulares de quadris joelhos e tornozelos medidos no plano sagital.

Figura 4. Melhor atleta representando a média dos ângulos articulares de quadris, joelhos e tornozelos em A) Agachamento Completo, B) Agachamento Paralelo, C) Agachamento Parcial, D) *Box-Squat* Completo, E) *Box-Squat* Paralelo e F) *Box-Squat* Parcial.



6.2. Carga

Na Tabela 2 são apresentados dados, em média e desvio padrão, relativos às cargas de 1RM para as seis variações de exercício estudadas. A maior carga apurada pelos testes de 1RM foi a do BS Parcial (252 ± 55 Kg), que foi significativamente maior que aquela observada nas outras cinco variações e exercícios estudadas. A segunda maior carga foi observada no AT Parcial (223 ± 46 Kg), significativamente maior que BS Paralelo, AT Paralelo, AT Completo e BS Completo. Além disso, tanto AT quanto BS na ADM Paralelo apresentaram cargas significativamente maiores que aquelas observadas no BS Completo.

Quando comparando os exercícios AT e BS a única diferença a atingir significância foi do BS Parcial sobre o AT Parcial. Não houve diferenças entre AT e BS nas configurações Completo e Paralelo.

Tabela 3. Cargas de 1RM apresentadas em média e desvio-padrão das seis configurações de exercícios.

Exercício	Carga 1RM (Kg)
AT Completo	164 ± 46
AT Paralelo	172 ± 37 ^c
AT Parcial	223 ± 46 ^{a b c d}
BS Completo	150 ± 42
BS Paralelo	176 ± 46 ^c
BS Parcial	252 ± 55 ^{a b c d e}

AT: Agachamento; BS: Box squat.

^a diferença significativa do AT Completo; ^b diferença significativa do AT Paralelo;

^c diferença significativa do BS Completo; ^d diferença significativa do BS Paralelo;

^e diferença significativa do AT Parcial, ($p < 0,001$).

6.3. Índice de Força Relativa

Os dados de IFR para as seis variações de exercícios estudadas são apresentados na Tabela 3. O IFR, por ser variável dependente das cargas de 1RM, se comportou da mesma maneira que estas. O BS Parcial apresentou IFR ($2,66 \pm 0,43$) significativamente maior que as outras cinco variações. Seguido pelo AT Parcial ($2,35 \pm 0,30$), que foi significativamente maior que BS Paralelo, AT Paralelo, AT Completo e BS Completo. Tanto AT quanto BS Paralelo foram significativamente maiores que BS Completo.

Quando comparando AT e BS entre as configurações de ADM, o IFR do BS Parcial foi significativamente maior que o do AT Parcial. Sem diferenças entre AT e BS nas condições Completo e Paralelo.

Tabela 4. Índice de Força Relativa apresentado em média e desvio-padrão das seis configurações de exercícios.

Exercício	IFR
AT Completo	1,72 ± 0,32
AT Paralelo	1,82 ± 0,26 ^c
AT Parcial	2,35 ± 0,30 ^{a b c d}
BS Completo	1,56 ± 0,17
BS Paralelo	1,84 ± 0,24 ^c
BS Parcial	2,66 ± 0,43 ^{a b c d e}

AT: Agachamento; BS: Box squat.

^a diferença significativa do AT Completo; ^b diferença significativa do AT Paralelo;

^c diferença significativa do BS Completo; ^d diferença significativa do BS Paralelo ; ^e diferença significativa do AT Parcial, ($p < 0,001$).

6.4. Potência Absoluta

Na Tabela 4 são apresentados valores de média e desvio padrão para a Potência Absoluta aplicada na barra na fase concêntrica do movimento. Nesse sentido, o AT Parcial ($613,25 \pm 194,80$ W) mostrou-se significativamente maior que BS Completo, AT Completo, AT Paralelo e BS Paralelo.

Não houve diferença significativa entre AT e BS Completo, AT e BS Paralelo, nem entre AT e BS Parcial.

Tabela 5. Potência Absoluta apresentada em média e desvio-padrão para as seis configurações de exercícios.

Exercício	Potência Absoluta (W)
AT Completo	490,18 ± 195,91
AT Paralelo	486,41 ± 169,28
AT Parcial	613,25 ± 194,80 ^{a b c d}
BS Completo	494,42 ± 170,66
BS Paralelo	427,78 ± 158,28
BS Parcial	525,95 ± 262,07

AT: Agachamento; BS: Box squat.

^a diferença significativa do AT Completo ($p = 0,002$); ^b diferença significativa do AT Paralelo ($p = 0,004$); ^c diferença significativa do BS Completo ($p < 0,001$); ^d diferença significativa do BS Paralelo ($p = 0,001$).

6.3. Potência Relativa

Na Tabela 5 são apresentados os dados de potência relativa à massa corporal dos atletas. A potência relativa foi significativamente maior no AT Parcial ($6,48 \pm 1,86$ W/Kg), quando comparada à BS Completo, AT Completo, AT Paralelo e BS Paralelo.

Quando comparada a Potência Relativa entre AT e BS Completo, AT e BS Paralelo e AT e BS Parcial, não foram encontradas diferenças significativas.

Tabela 6. Potência Relativa apresentada em média e desvio-padrão para as seis configurações de exercícios.

Exercício	Potência Relativa (W/Kg)
AT Completo	$5,11 \pm 1,55$
AT Paralelo	$5,00 \pm 0,97$
AT Parcial	$6,48 \pm 1,86^{a b c d}$
BS Completo	$5,21 \pm 1,51$
BS Paralelo	$4,45 \pm 0,99$
BS Parcial	$5,24 \pm 1,44$

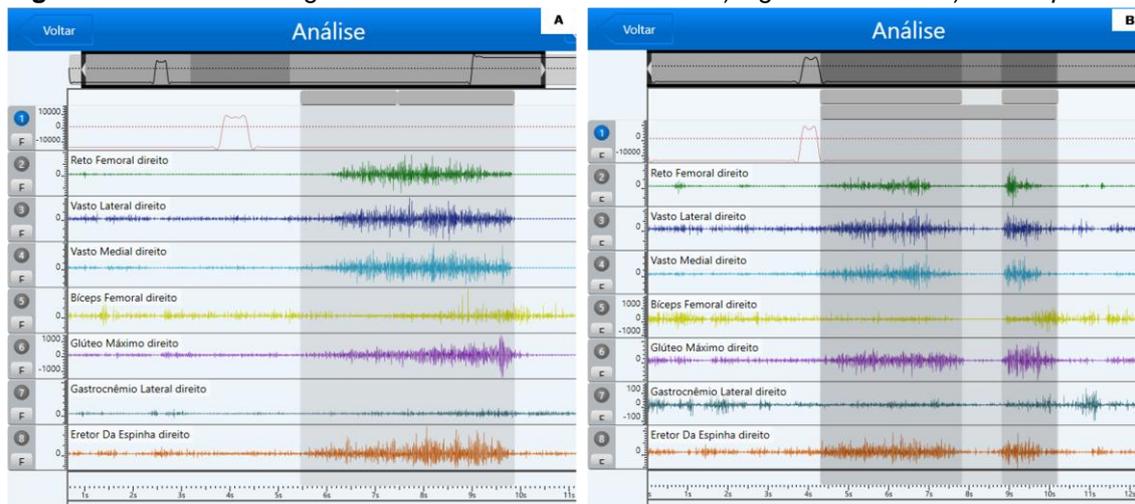
AT: Agachamento; BS: Box squat.

^a diferença significativa do AT Completo ($p = 0,027$); ^b diferença significativa do AT Paralelo ($p = 0,021$); ^c diferença significativa do BS Completo ($p < 0,001$); ^d diferença significativa do BS Paralelo ($p = 0,009$).

6.5. Eletromiografia de Superfície

A análise do sinal EMG bruto permite identificar as características diferenciadas do AT e do BS durante a sua realização, sendo possível visualizar a diminuição ou ausência de sinal EMG na fase de transição do BS. (Figura 5).

Figura 5. Sinal eletromiográfico de sete músculos durante A) Agachamento e B) *Box-Squat*.



Em relação a análise estatística, os dados relativos à ativação muscular dos sete músculos analisados ao longo de seis variações de exercício encontram-se apresentados na Tabela 6.

Para o músculo RF, diferenças significativas foram encontradas em duas situações, sendo a ativação muscular do BS Completo ($95,48 \pm 46,82$ %CIVM) significativamente maior que a do AT Parcial ($60,72 \pm 25,37$ %CIVM) e que do BS Parcial ($57,74 \pm 28,43$ %CIVM). A ativação do GMáx foi significativamente maior no AT Paralelo ($139,53 \pm 34,88$ %CIVM) quando comparado ao BS Completo ($115,55 \pm 36,95$ %CIVM). Para EC, a única diferença significativa encontrada se deu na comparação do AT Paralelo ($132,27 \pm 77,31$ %CIVM), maior que o AT Parcial ($92,09 \pm 38,28$ %CIVM).

Para os músculos Vasto Lateral, Vasto Medial, Bíceps Femoral e Gastrocnêmio Lateral, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as seis variações de exercício estudadas. De todos os músculos analisados, nenhum apresentou diferença significativa entre AT e BS Completo, AT e BS Paralelo, nem entre AT e BS Parcial.

Tabela 7. Ativação muscular de Reto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL), Vasto Medial (VM), Bíceps Femoral (BF), Glúteo Máximo (GMáx), Gastrocnêmio Lateral (GL) e Eretores da Coluna (EC), expressa em %CIVM (média±dp).

	AT Completo	AT Paralelo	AT Parcial	BS Completo	BS Paralelo	BS Parcial
RF	99,23±60,44	91,50±59,83	60,72±25,37	95,48±46,82 ^{a,b}	109,85±80,71	57,74±28,43
VL	150,74±70,11	146,97±98,03	130,51±64,56	140,76±95,12	119,98±77,33	150,74±70,11
VM	152,26±53,52	146,97±73,53	100,45±52,17	136,67±43,64	115,62±78,78	118,32±61,19
BF	76,43±70,49	79,71±73,04	69,96±65,99	66,82±65,12	58,33±54,55	45,61±27,91
GMáx	167,75±105,42	175,36±101,79 ^c	198,25±108,17	143,51±79,00	147,91±96,28	158,94±92,84
GL	62,22±67,80	58,00±65,32	59,53±59,87	51,00±51,54	50,14±50,75	45,43±27,09
EC	143,13±100,99	132,27±77,31 ^a	92,09±38,28	136,45±83,39	90,32±70,81	98,29±54,71

AT: Agachamento; BS: Box squat.

^a diferença significativa do AT Parcial (RF: $p = 0,021$; EC: $p=0,037$);

^b diferença significativa do BS Parcial ($p = 0,036$);

^c diferença significativa do BS Completo ($p = 0,05$).

7. Discussão

7.1. Carga e Índice de Força Relativa

A amplitude de movimento influenciou a magnitude da carga de 1RM entre as seis situações avaliadas. No BS Parcial a carga foi significativamente maior do que nas outras cinco variações. A carga do AT Parcial foi maior que AT e BS nas condições Paralelo e Completo. Além disso, a carga do BS Paralelo foi significativamente maior do que aquela observada no BS Completo. De modo geral, foram verificadas maiores cargas nas condições Parcial, Paralelo e Completo, em ordem decrescente. Essas diferenças, apesar de nem sempre atingirem significância estatística, são relevantes do ponto de vista de aplicação prática, sobretudo quando observadas intra-atletas.

Esses achados corroboram com Hartmann *et al.* (2013), que apontam que a carga do AT Parcial pode ser até quatro vezes maior do que aquela observada no AT Completo em sujeitos destreinados. E que isso deveria ser considerado em estudos de dinâmica inversa. Discutem ainda que, em sujeitos treinados, como atletas de *Powerlifting*, essa diferença tende a ser menor, conforme ocorreu no presente estudo. Gorsuch *et al.* (2013), que monitoraram ativação EMG de quatro músculos de corredores de longa distância no AT Parcial e Paralelo, relataram que a carga de 10RM no AT Parcial foi significativamente maior que no AT Paralelo. Não foram encontrados estudos que tenham descrito cargas de 1RM entre as três variações do BS ou comparado esta mesma variável entre AT e BS.

Os resultados do presente estudo sugerem comportamento semelhante entre os exercícios AT e BS, ou seja, maior carga de 1RM em excursões articulares reduzidas. Esses resultados reforçam a importância da utilização de cargas especificamente testadas para cada exercício e configuração de ADM, no intuito de que a intensidade relativa seja mantida constante (mesmo percentual da carga de 1RM). A adequação das cargas poderá garantir a fidedignidade das informações apuradas por estudos biomecânicos. Além disso, conhecer o comportamento da carga entre exercícios diferentes pode

contribuir para a tomada de decisão de técnicos e atletas no planejamento de estímulos de treinamento.

A única diferença significativa entre as cargas de 1RM de AT e BS em uma mesma configuração de ADM mostrou que a carga do BS Parcial foi em média 30kg maior do que a do AT Parcial. Uma provável explicação é o fato de que, no BS, a fase excêntrica termina no gesto de sentar no banco e este anula momentaneamente as tendências descendentes do movimento, teoricamente aumentando a estabilidade. Já no AT, a frenagem depende exclusivamente do controle motor tanto para a realização da fase excêntrica quanto para finalizá-la na ADM estipulada, o que pode ter influenciado negativamente a magnitude da carga de 1RM.

Em relação ao IFR, não foram encontrados estudos que discriminem valores de IFR para AT ou BS em diferentes configurações de ADM. No entanto, o IFR comportou-se da mesma maneira que a variação da carga, com valores maiores nas menores amplitudes, tanto para o AT quanto para o BS. Fato esperado em virtude de o IFR depender diretamente da carga de 1RM (Marsola *et al.*, 2011).

7.2. Potência Absoluta e Relativa

A potência aplicada à barra foi significativamente maior no AT Parcial quando comparado a AT e BS nas condições Completo e Paralelo. Isso se explica, provavelmente, pela maior carga de 1RM e menor excursão articular observada no AT Parcial. É relevante considerar que a ADM Parcial está mais próxima da extensão de joelhos do que as quatro condições supracitadas, e fora da zona angular entre 70-120° de flexão de joelhos onde, em exercícios de agachamento, costuma ocorrer o ponto de falha mecânica (Van Den Tillaar *et al.*, 2014).

No entanto, esses dados não possibilitam afirmar que o AT Parcial seja o melhor estímulo para o desenvolvimento de força rápida em outras configurações de ADM. De fato, Bloomquist *et al.* (2013), que compararam os

efeitos de um programa de treinamento de doze semanas no AT Paralelo *versus* Parcial sobre diversas variáveis de desempenho neuromuscular, relataram alturas de Salto Vertical e Salto Contra Movimento em média 15% maiores no grupo que realizou AT Paralelo quando comparado ao grupo que realizou AT Parcial, apesar das cargas significativamente maiores observadas no AT Parcial.

Não houve diferença significativa entre AT e BS Completo, AT e BS Paralelo, nem entre AT e BS Parcial. Esses resultados corroboram com os do estudo de McBride *et al.* (2010), único estudo encontrado que comparou variáveis cinemáticas entre AT e BS. Os autores compararam AT e BS Paralelo (~70° de flexão de joelho) com cargas de 60, 70 e 80% do teste de 1RM (realizado apenas no AT, o que pode ser uma limitação metodológica) e não encontraram diferenças significativas na potência produzida. Provavelmente, em função de os exercícios, quando observados em uma mesma configuração de ADM, apresentarem características semelhantes no que tange a carga, deslocamento vertical da barra e tempo de execução, variáveis estas consideradas no cálculo da Potência Absoluta aplicada à barra.

Do ponto de vista de aplicação de estímulos de força rápida, conhecer essas características pode ser relevante quando da busca por estímulos mais adequados às adaptações pretendidas. Dessa forma, no que tange ao comportamento da potência aplicada na barra, a ausência de diferenças entre AT e BS em uma mesma configuração de ADM sugere que ambos possam ser empregados para melhorar a potência aplicada na barra durante o AT competitivo. No entanto, estudos futuros são necessários para verificar a ocorrência desse comportamento ao longo do tempo.

A Potência Relativa, que nada mais é do que a razão entre a Potência Absoluta e a massa corporal dos sujeitos, apresentou comportamento semelhante. Isso denota que o comportamento da Potência Absoluta foi homogêneo entre os participantes do estudo, apesar do fato de que a amostra abrange atletas de diferentes categorias de peso.

7.3. Ativação Muscular

7.3.1. Reto Femoral

Não houve diferenças significativas na ativação do RF entre AT e BS em uma mesma configuração de ADM. Isso indica equivalência inter exercícios do ponto de vista da sEMG. No entanto, o BS Completo proporcionou ativação do RF significativamente maior quando comparado a AT e BS na ADM Parcial. Essas informações sugerem que um aumento da excursão articular geraria um aumento da ativação do RF. No entanto, essa realidade não atinge significância entre o AT Completo e AT e BS Parcial. Isso leva a crer que apenas a ADM não explica totalmente a vantagem do BS Completo sobre AT e BS Parcial.

Uma possível explicação é o fato de a fase concêntrica do BS Completo ser precedida de um período de inércia que teoricamente anularia as vantagens mecânicas do Ciclo Alongamento Encurtamento (Mcbride *et al.*, 2010), recrutando com maior intensidade o componente contrátil. Além disso, é possível que a maior inclinação do tronco (180° equivale à posição anatômica) observada no BS Completo ($\sim 50^\circ$) quando comparado ao AT Parcial ($\sim 109^\circ$) e ao BS Parcial ($\sim 125^\circ$) resulte em um maior encurtamento das porções proximais do RF, desfavorecendo a produção de força e, em função disso, aumentando o número de unidades motoras recrutadas.

O RF não foi monitorado por McBride *et al.* (2010), único estudo encontrado a comparar variáveis cinemáticas e ativação muscular entre AT e BS. Porém, alguns dos estudos trazem informações sobre o RF durante diferentes variações do AT com abordagens metodológicas diferentes. No estudo de Gorsuch *et al.* (2013), que comparou AT Paralelo e Parcial com cargas de 10RM específicas a cada condição, foi verificada ativação do RF significativamente maior no AT Paralelo. Esses resultados, de certa forma, corroboram com os achados do presente estudo no que diz respeito a maior ativação do RF em função de maiores ADMs.

Gullet *et al.* (2008) compararam o Agachamento e o Agachamento Frontal (AF) a 70% de 1RM (teste de 1RM realizado para cada exercício) e não

encontraram diferenças significativas na ativação do RF. Yavuz *et al.* (2015) reproduziram o estudo supracitado alterando a carga de teste para 100% de 1RM e tampouco encontraram diferenças significativas na ativação do RF, apesar das cargas significativamente maiores e da maior inclinação anterior do tronco no AT quando comparado ao AF.

Apesar de, no presente estudo, as cargas de 1RM terem sido significativamente maiores no AT e BS Parcial quando comparados ao BS Completo, a ativação muscular do RF apresentou comportamento inverso. Do ponto de vista do planejamento de estímulos de treinamento, a maior ativação do RF frente a cargas em média 101,6 KG menores no BS Completo sugere maior eficiência deste quando comparado às variações AT e BS Parcial.

7.3.2. Vasto Lateral

Não houve diferenças significativas na ativação do VL entre as seis variações de exercício estudadas. Provavelmente, isso se explica pelas características anatômicas deste músculo, que atua exclusivamente na articulação do joelho e parece não sofrer influência direta do posicionamento de quadris e da coluna, como pode ocorrer no RF. Associado ao delineamento do presente estudo, que buscou minimizar problemas metodológicos ajustando as cargas de teste através de testes específicos de 1RM para cada uma das seis situações propostas.

Entende-se, em função disso, que a intensidade relativa foi mantida constante e, como consequência, a demanda de ativação do VL entre as seis variações de exercício analisadas no presente estudo também. Essa informação corrobora com os achados de Yavuz *et al.* (2015) que ao comparar AT e AF com cargas de 1RM não encontraram diferenças na ativação do VL entre exercícios, apesar da maior excursão articular de joelho característica do AF e da carga significativamente maior do AT. Recentemente, Contreras *et al.* (2016) compararam a ativação EMG do VL entre AT Completo, Paralelo e AF com cargas de 10RM e não encontraram diferenças significativas, esses dados

são consistentes com os do presente estudo relativos ao AT Completo e Paralelo.

No estudo de Caterisano *et al.* (2002), que comparou AT Completo, Paralelo e Parcial com carga constante (o que consideramos uma limitação metodológica), também não foram encontradas diferenças na ativação do VL. Esta informação é, de certa forma, conflitante se considerarmos o resultado semelhante e as diferenças de intensidade relativa entre o estudo supracitado e o presente.

McBride *et al.* (2010) compararam AT e BS Paralelo a 60, 70 e 80% de 1RM (testado apenas no AT), e relataram ativação do VL significativamente maior durante o AT a 70% quando comparado ao BS a 70%, sem diferenças entre as outras situações. O presente estudo não comparou AT e BS a 70% de 1RM o que impossibilita a discussão neste aspecto. No entanto é possível que haja viés nos dados de McBride *et al.* (2010) por conta da utilização de carga constante entre AT e BS, o que pode ter subestimado as cargas de teste do BS e, conseqüentemente, a demanda neuromuscular observada para o VL.

7.3.3. Vasto Medial

Não houve diferenças significativas na ativação do VM entre AT e BS nas configurações de ADM Completo, Paralelo e Parcial, provavelmente pelos mesmos motivos observados no VL. Ambos VL e VM são extensores monoarticulares do joelho. Porém, apesar das semelhanças anatômicas e funcionais, o VM tem sido sistematicamente descrito como deficitário em relação ao VL em diferentes populações. Essa deficiência parece estar relacionada a fatores ambientais como a ausência de estímulos em cadeia cinética fechada em ADMs que favoreçam o recrutamento do VM em atividades da vida diária (Lee *et al.*, 2016).

Na amostra do presente estudo, composta por *Powerlifters* com média de 8,6 anos de experiência, parece não se reproduzir o déficit de ativação do VM em relação ao VL entre as situações avaliadas. Provavelmente pela

extensa exposição desses indivíduos a exercícios como AT e BS, entre outras variações, em diferentes configurações de ADM e intensidades elevadas. Neste sentido, os dados de Pick e Becque (2000) sinalizaram maior ativação do VM em sujeitos treinados.

Os dados do presente estudo corroboram com os de Caterisano *et al.* (2002) ao não encontrar diferenças significativas na ativação do VM entre as três variações do AT. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de McBride *et al.* (2010), que relata ausência de diferenças significativas na ativação do VM entre AT e BS Paralelo, apesar das diferenças metodológicas entre os três estudos.

Já no estudo de Yavuz *et al.* (2015), que comparou AT e AF com cargas de 1RM, foi verificada uma maior ativação do VM durante o AF. Apesar de apresentar carga de 1RM em média 40kg menor que a do AT. Nesse caso em particular, além da ADM de joelho, que foi maior no AF, uma questão que provavelmente influencia os resultados é o posicionamento da barra que repercute em adaptações biomecânicas que favorecem o recrutamento do VM.

7.3.4. Bíceps Femoral

Não houve diferenças significativas entre exercícios e configurações de ADM para a ativação EMG do BF. Além disso, sua participação ao longo das seis situações estudadas foi mais baixa em termos percentuais quando comparada aos demais músculos atuantes nas articulações do quadril e do joelho.

No presente estudo optou-se pela padronização da técnica de AT e BS com barra alta, posicionada no ventre do trapézio descendente logo abaixo do processo espinhoso da sétima vértebra cervical, a fim de: i) garantir a máxima excursão articular de quadris e joelhos no plano sagital; ii) evitar viés de interpretação dos resultados caso houvesse variação da posição da barra entre sujeitos e ou entre exercícios. Isso pode ter influenciado a menor ativação percentual do BF observada ao longo das seis situações analisadas, haja vista

que a técnica que utiliza “barra baixa” (posicionada na espinha da escápula) tem sido descrita como capaz de promover maiores níveis de ativação dos extensores do quadril (Clark *et al.*, 2012).

O comportamento do BF no presente estudo é consistente com os dados de Caterisano *et al.* (2002) que não encontraram diferenças entre a ativação do BF nas três variações do AT utilizando uma mesma carga. McBride *et al.* (2010) avaliaram AT e BS Paralelo a 60, 70 e 80% de 1RM, não houve diferença na ativação do BF entre AT e BS a 70 e 80% de 1RM o que vai ao encontro o presente estudo. No entanto, a 60% de 1RM a ativação do BF foi maior no AT quando comparado ao BS, sugerindo que a intensidade do exercício altera os níveis de ativação do BF.

O estudo de Gullet *et al.* (2008), que comparou AT e AF a 70% de 1RM não encontrou diferenças significativas na ativação do BF. Yavuz *et al.* (2015) reproduziram o estudo supracitado utilizando 100% da carga de 1RM e não encontraram diferenças significativas na ativação do BF. Contreras *et al.* (2016) compararam AF, AT Completo e AT Paralelo com cargas de 10RM especificamente testadas e não encontraram diferenças na ativação do BF. Os resultados dos estudos supracitados corroboram entre si, bem como com os do presente estudo no que tange ao AT nas condições Completo e Paralelo.

7.3.5. Glúteo Máximo

A única diferença significativa na ativação EMG do GMáx mostrou vantagem do AT Paralelo sobre o BS Completo, sem diferenças entre AT e BS nas diferentes configurações de ADM. Isto é, de certa forma, inesperado, pois alguns estudos têm mostrado maior ativação do GMáx em função de maiores amplitudes de flexão de quadril e joelho (Clark *et al.*, 2012). Apesar de inesperado, os resultados do presente estudo advém de um desenho experimental que controlou aspectos técnicos como cargas de teste específicas a cada exercício e ADM, bem como largura da base de sustentação e rotação de quadril controladas, que poderiam comprometer a interpretação dos resultados da sEMG.

Uma provável explicação para a maior ativação do GMáx durante o AT Paralelo é o fato de que controlar a amplitude de flexão do joelho (~80° no AT Paralelo contra ~55° no BS Completo) repercute na posição do tronco no início da fase concêntrica, mais horizontalizada no AT Paralelo, recrutando de maneira mais expressiva os extensores do quadril.

Caterisano *et al.* (2002) compararam AT Completo, Paralelo e Parcial, relatando maior ativação do GMáx no AT Completo. Acredita-se que a discrepância entre os estudos, quando tratando exclusivamente do AT em diferentes configurações de ADM, se deva ao ajuste das cargas de teste, sugerindo que, em uma mesma intensidade relativa, a ADM não influencia os níveis de ativação do GMáx.

Os dados do presente estudo, guardadas as diferenças metodológicas, encontram suporte nos de Ward *et al.* (2010) que mostraram, em situações isométricas e isocinéticas, maior ativação do GMáx em posições articulares próximas à neutra, independentemente da produção de força que foi maior em outras posições. Os autores também avaliaram a arquitetura do GMáx que é um músculo penado, de comprimento intermediário e com grande quantidade de sarcômeros em paralelo, teoricamente favorecendo a produção de força ao longo de movimentos relativamente amplos. Essas características estruturais do músculo podem justificar a dissociação entre força e ativação EMG e, no presente estudo, ajudam a explicar a ausência de diferenças significativas entre outras situações.

Os estudos de Gullet *et al.* (2009) e Yavuz *et al.* (2015), que compararam AT e AF a 70% e 100% de 1RM, não encontraram diferenças significativas para ativação do GMáx. Contreras *et al.* (2016) não encontraram diferenças significativas na ativação do GMáx entre AF, AT Completo e Paralelo com carga de 10RM em mulheres jovens. No presente estudo, também não houve diferença significativa entre AT Completo e Paralelo. Os dados do presente estudo reforçam a importância de que os níveis de ativação EMG sejam comparados inter-exercícios a uma mesma intensidade relativa.

7.3.6. Gastrocnêmio Lateral

No presente estudo, não houve diferença significativa para ativação do GL entre as seis situações propostas. Além disso, sua ativação foi mais baixa em termos percentuais quando comparada à de outros músculos. Uma provável explicação é a característica dos exercícios realizados, com baixa variação angular ($\sim 10^\circ$) da articulação do tornozelo e apoio total da planta do pé.

Poucos estudos avaliaram a ativação EMG do GL em exercícios de agachamento e, destes, a maioria o fez em superfícies instáveis conforme demonstrado pelo estudo de revisão de Clark *et al.* (2012). Nenhum estudo que descreva ativação do GL durante o BS foi encontrado. Schwanbeck *et al.* (2009) relataram maior ativação do GL no AT quando comparado ao “Agachamento *Smith-Machine*”, e relacionam esta diferença à posição mais vertical da tíbia neste.

Os resultados do presente estudo, referentes à AT Paralelo e Parcial, corroboram com os de Gorsuch *et al.* (2013) que compararam a atividade EMG do GL entre AT Paralelo e Parcial, ambos a 10RM, e não encontraram diferenças significativas, apesar da carga significativamente maior do AT Parcial.

7.3.7. Eretores da Coluna

Entre as seis variações de exercício propostas, a única diferença que atingiu significância estatística apontou que a ativação de EC foi maior no AT Paralelo quando comparado ao AT Parcial. Isto é de certa forma esperado se observarmos a maior inclinação do tronco que acontece à medida que aumenta a ADM no AT.

Os dados do presente estudo corroboram com os de Gorsuch *et al.* (2013) que relataram maior ativação de EC no AT Paralelo em detrimento do AT Parcial com cargas de 10RM testadas para cada condição. Conforme ocorreu no presente estudo, o aumento da ADM relacionado ao aumento da

inclinação do tronco parece ter influenciado mais os níveis de ativação de EC do que a magnitude da carga, significativamente maior para o AT Paralelo em ambos estudos. McBride *et al.* (2010) compararam AT e BS Paralelo a 60, 70 e 80% da carga máxima do AT (1RM) e não encontraram diferenças na ativação de EC entre as situações avaliadas. No presente estudo, a 100% de 1RM, essa diferença também não ocorreu.

Gullet *et al.* (2008) compararam AT e AF a 70% de testes de 1RM específicos para cada exercício e não encontraram diferenças entre exercícios para a ativação de EC, apesar da maior carga de teste do AT e das diferenças no posicionamento da barra. Ainda sobre AT e AF, esses exercícios foram posteriormente testados por Yavuz *et al.* (2015) com carga máxima, e não houve diferença na ativação de EC. Fazendo um paralelo com o presente estudo, apesar da vantagem do AT Paralelo sobre o AT Parcial, também se reproduziram comportamentos semelhantes dos EC entre exercícios com características cinemáticas diferentes a uma mesma intensidade relativa.

A ativação dos EC tem sido descrita como amplamente variável entre os participantes durante exercícios de agachamento (Glavina e Pérez, 2009), e essa realidade pode influenciar os resultados de testes estatísticos na identificação de diferenças significativas. Além disso, no presente estudo monitoramos EC a partir da orientação do SENIAM, posicionando os eletrodos na região da primeira vértebra lombar (L1) dois centímetros lateralmente ao seu processo espinhoso. Isso remete a análise exclusivamente do músculo Longuíssimo. É possível que músculos profundos como o Quadrado Lombar e lateralmente posicionados como os Iliocostais, que também atuam na extensão da coluna, apresentem comportamentos que escapam à análise do presente estudo.

7.4. Limitações e Aplicações do Estudo

Como limitações do estudo citam-se: i) Os *Powerlifters* avaliados, em geral, fazem uso de cinto pélvico e faixas de joelho em treinos e competições, o que pode ter impacto sobre as cargas de 1RM e os níveis de ativação

muscular; ii) No presente estudo as comparações entre exercícios se deram em função das cargas de 1RM, o que não permite a extrapolação desses resultados para outras intensidades de treino; iii) Os participantes dedicam maior volume de treinamento ao AT Paralelo, com largura de base de sustentação auto-selecionada; iv) BS Completo e Parcial não fazem parte dos programas de treinamento destes indivíduos.

Do ponto de vista técnico/científico, o presente estudo avança na análise e interpretação dos níveis de ativação muscular a partir de cargas de teste específicas a cada exercício e configuração de ADM, em uma mesma intensidade relativa (100% de 1RM). Além disso, avança em explorar o BS em diferentes configurações de ADM, pouco descrito na literatura científica.

No presente estudo o AT Parcial teve os maiores valores de Potência Absoluta e Relativa provavelmente em função das cargas elevadas, deslocamento vertical reduzido e maior velocidade de execução, fora da região onde ocorre o ponto de falha mecânica em exercícios de agachamento. Porém, estes resultados não permitem afirmar que haja transferência da utilização do AT Parcial, como estímulo de força rápida, para outras situações.

A aplicação prática dos resultados do presente estudo se volta para as inter-relações entre carga e ativação muscular. Nesse contexto, AT e BS Completo parecem ser mais seguros e eficientes do que AT e BS Parcial ao promover níveis de ativação semelhantes ou superiores, com cargas em média 100kg menores. No entanto, estudos futuros são necessários para comparar os efeitos da utilização destes exercícios de forma continuada.

8. Conclusão

Na comparação entre AT e BS, a carga de 1RM e o IFR foram maiores no BS Parcial comparado ao AT Parcial, sem diferenças entre AT e BS nas configurações de ADM Completo e Paralelo. No que tange à Potência Absoluta e Relativa à massa corporal, assim como do ponto de vista da ativação muscular dos sete músculos avaliados, AT e BS mostraram-se equivalentes quando observados em uma mesma configuração de ADM.

Quando comparadas as diferentes configurações de ADM, foram observadas maiores cargas de 1RM e IFR na ADM Parcial comparada à Paralelo e Completo. Na ADM Paralelo, tanto AT quanto BS apresentaram maiores cargas de 1RM e IFR que o BS Completo. No que tange à Potência Absoluta e Relativa maiores valores foram observados no AT Parcial quando comparado à AT e BS nas configurações de ADM Paralelo e Completo. Os níveis de ativação dos músculos VL, VM, BF e GL não sofreram influência do tipo de exercício ou configuração de ADM. A ativação do Reto Femoral foi favorecida no BS Completo, enquanto a do Glúteo Máximo e dos Eretores da Coluna no AT Paralelo.

9. Referências

BLOOMQUIST, K. et al. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. **Eur J Appl Physiol**, v. 113, n. 8, p. 2133-42, Aug 2013. ISSN 1439-6327. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23604798> >.

CATERISANO, A. et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. **J Strength Cond Res**, v. 16, n. 3, p. 428-32, Aug 2002. ISSN 1064-8011 (Print)

1064-8011.

CLARK, D. R.; LAMBERT, M. I.; HUNTER, A. M. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 4, p. 1169-78, Apr 2012. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22373894> >.

CONTRERAS, B. et al. A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyography Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance-Trained Females. **J Appl Biomech**, v. 32, n. 1, p. 16-22, Feb 2016. ISSN 1065-8483. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26252837> >.

CORREA, C. S. et al. Análise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 13, n. 6, 2011.

DRINKWATER, E. J.; MOORE, N. R.; BIRD, S. P. Effects of changing from full range of motion to partial range of motion on squat kinetics. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 4, p. 890-6, Apr 2012. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22222322> >.

ESCAMILLA, R. F. et al. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 6, p. 984-

98, Jun 2001. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11404665> >.

_____. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30, n. 4, p. 556-69, Apr 1998. ISSN 0195-9131. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9565938> >.

ESFORMES, J. I.; BAMPOURAS, T. M. Effect of back squat depth on lower-body postactivation potentiation. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 11, p. 2997-3000, Nov 2013. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23442291> >.

GLAVINA, B.; PÉREZ, J. Actividad muscular lumbar durante el ejercicio de sentadillas y su relación con sujetos de diferentes características físicas. **Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología**, v. 12, n. 2, p. 67-72, 2009.

GONZÁLEZ-BADILLO, J. J. et al. Effects of velocity-based resistance training on young soccer players of different ages. **J Strength Cond Res**, v. 29, n. 5, p. 1329-38, May 2015. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25486303> >.

GUIMARÃES, L. S. P.; HIRAKATA, V. N. Uso do Modelo de Equações de Estimacões Generalizadas na análise de dados longitudinais **Revista HCPA**, v. 32, n. 4 p. 503-511, 2012.

GULLETT, J. C. et al. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 1, p. 284-92, Jan 2009. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19002072> >.

HARTMANN, H.; WIRTH, K.; KLUSEMANN, M. Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. **Sports Med**, v. 43, n. 10, p. 993-1008, Oct 2013. ISSN 1179-2035. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23821469> >.

JONES, M. T. et al. Effects of unilateral and bilateral lower-body heavy resistance exercise on muscle activity and testosterone responses. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 4, p. 1094-100, Apr 2012. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22222320> >.

LEE, T. K. et al. Analysis of vastus lateralis and vastus medialis oblique muscle activation during squat exercise with and without a variety of tools in normal adults. **J Phys Ther Sci**, v. 28, n. 3, p. 1071-3, Mar 2016. ISSN 0915-5287. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27134414> >.

LYNN, S. K.; NOFFAL, G. J. Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 9, p. 2417-25, Sep 2012. ISSN 1064-8011.

MARSOLA, T. S.; CARVALHO, R. S. T. D.; ROBERT-PIRES, C. M. RELAÇÃO ENTRE PESO LEVANTADO EM TESTE DE 1RM E PESO CORPORAL DE HOMENS SEDENTÁRIOS NO EXERCÍCIO SUPINO RETO. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 5, n. 30, 2011.

MCBRIDE, J. M. et al. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. **Int J Sports Physiol Perform**, v. 5, n. 2, p. 177-83, Jun 2010. ISSN 1555-0265. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20625190> >.

_____. Comparison of kinetic variables and muscle activity during a squat vs. a box squat. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 12, p. 3195-9, Dec 2010. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21132859> >.

PAOLI, A.; MARCOLIN, G.; PETRONE, N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 1, p. 246-50, Jan 2009. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19130646> >.

PICK, J.; BECQUE, M. D. The relationship between training status and intensity on muscle activation and relative submaximal lifting capacity during the back

squat. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 14, n. 2, p. 175–181, 2000.

SAETERBAKKEN, A. H.; ANDERSEN, V.; VAN DEN TILLAAR, R. Comparison of Kinematics and Muscle Activation in Free-Weight Back Squat With and Without Elastic Bands. **J Strength Cond Res**, v. 30, n. 4, p. 945-52, Apr 2016. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26349045> >.

SAETERBAKKEN, A. H.; FIMLAND, M. S. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 1, p. 130-6, Jan 2013. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22450254> >.

SANCHEZ-MEDINA, L.; GONZALEZ-BADILLO, J. J. Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. **Med Sci Sports Exerc**, v. 43, n. 9, p. 1725-34, Sep 2011. ISSN 0195-9131.

SCHOENFELD, B. J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 12, p. 3497-506, Dec 2010. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20182386> >.

SCHWANBECK, S.; CHILIBECK, P. D.; BINSTED, G. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 9, p. 2588-91, Dec 2009. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19855308> >.

SMILIOS, I.; HÄKKINEN, K.; TOKMAKIDIS, S. P. Power output and electromyographic activity during and after a moderate load muscular endurance session. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 8, p. 2122-31, Aug 2010. ISSN 1533-4287. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19834352> >.

SWINTON, P. A. et al. A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 7, p. 1805-

16, Jul 2012. ISSN 1533-4287. Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22505136>>.

VAN DEN TILLAAR, R.; ANDERSEN, V.; SAETERBAKKEN, A. H. The existence of a sticking region in free weight squats. **J Hum Kinet**, v. 42, p. 63-71, Sep 2014. ISSN 1640-5544. Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25414740>>.

VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 1, p. 10-6, Feb 2010. ISSN 1873-5711. Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19394867>>.

WARD, S. R.; WINTERS, T. M.; BLEMKER, S. S. The architectural design of the gluteal muscle group: implications for movement and rehabilitation. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 95-102, Feb 2010. ISSN 0190-6011. Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20118527>>.

WEBSTER, K. E. et al. Symmetry of squatting and the effect of fatigue following anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, Jun 2014. ISSN 1433-7347. Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24934927>>.

Apêndice I. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Concordo em participar do estudo "Agachamento X *Box-Squat*: análise e comparação da resposta neuromuscular aguda em função da amplitude de movimento em atletas de *Powerlifting*". Estou ciente de que estou sendo convidado a participar voluntariamente do mesmo, comparecendo à ESEF UFRGS em duas ocasiões, com duração média de 90 minutos, com no mínimo três e no máximo dez dias de intervalo entre elas. Fui informado a respeito dos procedimentos aos quais serei submetido, entre eles: utilizar vestimenta adequada para a coleta de dados (calção ou sunga); responder um questionário sobre histórico de treinamento e lesões de membros inferiores; medir dobras cutâneas para o cálculo do percentual de gordura corporal; realizar aquecimento geral em bicicleta ergométrica; realizar seis testes de força máxima (1RM) nos exercícios Agachamento e *Box-Squat* em diferentes amplitudes de movimento; testar a força isométrica máxima em aparelhos de musculação adaptados; depilar e limpar a pele para colocação de eletrodos utilizados na Eletromiografia de Superfície; colocar marcadores reflexivos em pontos anatômicos para análise de movimento em vídeo, não haverá exposição pública de minhas imagens e de meus dados pessoais.

RISCOS E POSSÍVEIS REAÇÕES: Fui informado de que existem riscos mínimos e comuns às práticas de treinamento de força (musculação). Podendo ocorrer: incrementos agudos da frequência cardíaca e da pressão arterial; fadiga muscular; dor muscular tardia; dificuldade em erguer a barra que poderia ocasionar a queda da mesma, realidade prevista e minimizada pela presença de pessoal de apoio física e tecnicamente apto para efetuar o acompanhamento dos voluntários durante os testes, garantindo sua integridade física.

BENEFÍCIOS: Os benefícios da participação na pesquisa relacionam-se ao fato de que os resultados serão incorporados ao conhecimento científico, possibilitando melhor compreensão por parte dos treinadores e atletas com relação aos exercícios Agachamento e *Box-Squat*. Contribuindo para a tomada de decisão de técnicos e atletas da modalidade na composição dos programas de treinamento físico.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA: Como já me foi dito, minha participação neste estudo será voluntária e poderei interrompê-la a qualquer momento, sem qualquer tipo de prejuízo ou ônus de qualquer natureza.

DESPESAS: Eu não terei que pagar por nenhum dos procedimentos de coleta de dados, nem receberei compensações financeiras pela participação no estudo. Gastos com deslocamento serão ressarcidos.

CONFIDENCIALIDADE: Estou ciente que a minha identidade permanecerá confidencial durante todas as etapas do estudo, bem como das pessoas envolvidas na investigação.

CONSENTIMENTO: Recebi claras explicações sobre o estudo, todas registradas neste formulário de consentimento. Os investigadores do estudo responderam e se comprometeram a responder, em qualquer etapa do estudo, a todas as minhas dúvidas, até a minha completa satisfação. Portanto, estou de acordo em participar do estudo. Este Formulário de Consentimento Pré-Informado será assinado por mim e arquivado na instituição responsável pela pesquisa. Além do fato de poder consultar a qualquer momento o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS - Fone: (51) 3308 3738 E-mail: etica@propesq.ufrgs.br – Endereço: Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 - Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Cento- Porto Alegre/RS - CEP: 90040-060

NOME DO PARTICIPANTE: _____ **RG:** _____

ASSINATURA: _____

DECLARAÇÃO DE RESPONSABILIDADE DO INVESTIGADOR: Expliquei a natureza, objetivos, riscos e benefícios deste estudo. Coloquei-me à disposição para perguntas e as respondi em sua totalidade. O participante compreendeu minha explicação e aceitou, sem imposições, assinar este consentimento. Tenho como compromisso utilizar os dados e o material coletado para a publicação de relatórios e artigos científicos referentes a essa pesquisa. Se o participante tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS

INFORMAÇÕES DE CONTATO DOS PESQUISADORES:

Jerônimo Jaspe Rodrigues Silva: (51) 9591-9118; jeronimojrslva@gmail.com
Cláudia Silveira Lima: (51) 3308-5894 ou (51) 9996-4747; claudia.lima@ufrgs.br

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

Cláudia Silveira Lima – Pesquisador Responsável

Jerônimo Jaspe Rodrigues Silva – Pesquisador

APÊNDICE II. Questionário sobre histórico de treinamento e lesões de MMII.

Código: _____

Histórico em Treinamento de Força para Membros Inferiores

1. Há quanto tempo você é atleta/praticante de *Powerlifting*? _____
2. Há quanto tempo utiliza agachamentos em seu processo de treino? _____
3. Você possui formação na área de Educação Física / Esporte? () Não () Sim
4. Quem prescreve seus treinamentos que envolvem exercícios de agachamento possui formação e ou pós-graduação na área de Educação Física / Esporte? () Não () Sim
5. Com que frequência semanal utiliza pratica exercícios de Agachamento? Explique: _____
6. Você conhece sua carga de 1RM no agachamento livre com barra? Favor estimar em kg. _____
7. Você conhece sua carga de 10RM no agachamento livre com barra? Favor estimar em kg. _____
8. Além do agachamento com barra, quais variações deste exercício você utiliza? _____
9. Descreva as configurações de amplitude de movimento que você utiliza no agachamento. _____
10. Descreva um protocolo de treino comumente utilizado no agachamento (séries, repetições, intervalo, carga): _____
11. Você já utiliza ou já utilizou o *Box-Squat*? _____
12. Já participou de alguma competição oficial de *Powerlifting*? () Não () Sim. Qual(is)? _____
13. Você costuma praticar algum treinamento que envolva saltos? () Não () Sim. Explique: _____

Histórico de Lesões do Aparelho Locomotor

14. Existe alguma situação dentro do processo de treino ou em atividades da vida diária que envolva algum desconforto ou dor nas articulações do quadril, joelho, ou coluna lombar? () Não () Sim. Explique: _____
 15. Você apresenta alguma lesão nos membros inferiores? Descreva. _____
 - a) Se sim, qual foi o mecanismo de ocorrência da lesão? _____
 - b) Esta lesão afastou-o da prática de exercícios regulares? Por quanto tempo? _____
 16. Você já sofreu alguma lesão durante a prática do agachamento? Descreva. _____
 17. Você utiliza algum tipo de proteção durante o treinamento(Ex: faixas, bandagens, etc) ? _____
-
18. Corriqueiramente, você faz uso de algum analgésico ou antiinflamatório em função de algum problema nos membros inferiores? _____
 19. Você costuma sentir dores no corpo de forma contínua? Descreva. _____
 20. Existe alguma lesão que tenha apresentado melhora em função do treinamento? Descreva. _____
 21. Existe alguma lesão anterior à prática que tenha sido agravada em função do treinamento? Descreva. _____

Obrigado pela sua atenção!
