

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

Jonathas Stoll de Vargas

NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA  
PARA MEMBROS INFERIORES EM MULHERES TREINADAS

PORTO ALEGRE, 2018

Jonathas Stoll de Vargas

NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA  
PARA MEMBROS INFERIORES EM MULHERES TREINADAS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre.

Orientador Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

PORTO ALEGRE, 2018

Jonathas Stoll de Vargas

NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA  
PARA MEMBROS INFERIORES EM MULHERES TREINADAS

Conceito final:

Aprovado em.....de.....de.....

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Bruno Manfredini Baroni - UFCSPA

---

Prof. Dr. Eduardo Lusa Cadore - UFRGS

---

Prof. Dr. Regis Radaelli - UFRGS

---

Orientador - Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto - UFRGS

## AGRADECIMENTOS

Nesses mais de dois anos de Pós-graduação, tive a oportunidade de adquirir conhecimentos valiosos para minha carreira profissional. Vários professores fizeram parte desta construção, contudo gostaria de agradecer em especial o Professor Ronei, meu orientador e amigo por ter me proporcionado oportunidades para desenvolver essa pesquisa. Algumas dificuldades no caminho são normais e não diferente de muitos colegas também as enfrentei de frente. Não acredito que “DEUS escreva certo por linhas tortas”, mas sim que escreva certo por linhas certas, pois por mais dificuldades que as curvas da vida lhe apresente, as lições adquiridas são o que realmente importam para a construção do ser. Nessa Jornada de ESEFID, conheci muitas pessoas, fiz muitas amizades, contudo me realizei em um Grupo de pesquisa em Treinamento de Força - GPTA. Ali, conheci grandes e futuros pesquisadores e professores na área do Treinamento de força, tive oportunidade de conviver e festejar em muitos churrascos com esses colegas. Por fim, desejo que todo este aprendizado adquirido ao longo desses anos, possa servir para orientar e ensinar alunos a desenvolver seus potenciais como Professores de Educação Física. Obrigado Ronei, Cadore e todos os amigos e colegas do Grupo por compartilharam comigo seus tempos para aprendizado. Obrigado aos colegas e a todas as meninas que dedicaram tempo e esforços para a conclusão dessa pesquisa. Obrigado a meus familiares por me amarem.

## RESUMO

A proposta do estudo foi comparar e classificar os níveis de ativação muscular e a percepção de esforço dos exercícios de força para membros inferiores mais comumente realizados em sala de musculação. Dezesete mulheres atletas de fisiculturismo amador participaram de um protocolo de quatro dias não consecutivos para avaliar a ativação muscular nos exercícios de Agachamento, *Stiff*, *Hip thrust*, 4 apoios no *Smith*, Cadeira extensora, Cadeira abduutora e Mesa flexora executados com uma carga de 10 RM. Os dados estão apresentados para cada músculo nas fases concêntricas, excêntricas e isométricas, contudo, para fins de classificação do nível de ativação muscular, foi adotado a média das fases concêntricas e excêntricas. Os resultados demonstraram maiores níveis de ativação do músculo Quadríceps femoral no Agachamento e na Cadeira extensora; dos Isquiotibiais, na Mesa flexora; do Glúteo máximo no exercício 4 apoios; do Glúteo médio na Cadeira abduutora e do Longuíssimo no Agachamento, *Hip thrust* e *Stiff*. A percepção de esforço foi semelhantes aos resultados da ativação muscular nos exercícios-alvo.

Palavras chave: Treinamento de força, eletromiografia, nível de ativação muscular, exercícios.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Autor: Jonathas Stoll de Vargas

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto.

Título da Dissertação: Nível de Ativação muscular em diferentes exercícios de força para membros inferiores em mulheres treinadas.

## ABSTRACT

The purpose of the study was to compare and classify muscle activation levels and perceived exertion of strength exercises for lower limbs most commonly performed in a weight room. Seventeen female amateur bodybuilding athletes participated in a four-day non-consecutive protocol to assess muscle activation in Back Squat, Stiff, Hip thrust, Quadruped hip extension, Leg extension, Abductor Chair, and Prone leg curl performed with a 10 RM load .The data are presented for each muscle in the concentric, eccentric and isometric phases; however, for the purpose of classification of the level of muscular activation, the mean of the concentric and eccentric phases was adopted. The results showed higher levels of activation of the Quadriceps femoris muscle in the Back Squat and the Leg extension; Hamstrings in the Prone leg curl; Gluteus maximus in the exercise Quadruped hip extension; Gluteus medius in the Abductor chair and the Longissimus in Back squat, Hip thrust and Stiff. The perception of effort was similar to the results of muscle activation in the target exercises.

Key words: Strength training, electromyography, muscular activation level, exercises.

## LISTA DE TABELAS

### PÁGINA

<b>Tabela 1.</b> Caracterização física da amostra, da carga 10 RM (em kg), da ordem de execução (randomizada) e dos tempos de execução das fases concêntrica e excêntrica dos exercícios de força avaliados.....	60
<b>Tabela 2.</b> CIVM Pré e pós-Sessão de exercícios.....	61
<b>Tabela 3.</b> Nível de ativação concêntrica, excêntrica, isométrica (em valores % da CIVM) e percepção de esforço nos diferentes exercícios de força testados.....	62

## LISTA DE FIGURAS

	PÁGINA
<b>Figura 1.</b> Exercícios Agachamento, <i>Stiff</i> , <i>Hip thrust</i> , Cadeira extensora, Cadeira abduutora, Quatro apoios, Mesa flexora. ....	21
<b>Figura 2.</b> Calculo amostral. ....	34
<b>Figura 3.</b> Organograma das coletas de dados do estudo. ....	37
<b>Figura 4.</b> Equipamento DEXA (Lunar Prodigy® - GE Healthcare). ....	39
<b>Figura 5.</b> Posicionamento dos eletrodos. ....	40
<b>Figura 6.</b> Mapa do posicionamento dos eletrodos no músculo Quadríceps femoral...41	
<b>Figura 7.</b> Posicionamento da CIVM de Flexão e Extensão do quadril no equipamento isocinético CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA). ....	42
<b>Figura 8.</b> Posicionamento da CIVM de Extensão do quadril equipamento isocinético CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA). ....	43
<b>Figura 9.</b> Posicionamento da CIVM de Abdução do quadril no equipamento CYBEX Norm (CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA). ....	44
<b>Figura 10.</b> Posicionamento da CIVM de Hiperextensão da coluna no equipamento CYBEX Norm (CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA). (A) Repouso e (B) em CIVM. ....	45
<b>Figura 11.</b> Posicionamento inicial (A) e final no Agachamento Livre (B: dinâmico e C: isométrico). ....	47

<b>Figura 12.</b> Posicionamento no exercício <i>Hip thrust</i> (A: dinâmico e B: isométrico). ...	48
<b>Figura 13.</b> Posicionamento exercício <i>Stiff</i> (A: dinâmico e B: isométrico). ....	49
<b>Figura 14.</b> Posicionamento na Mesa flexora (A: dinâmico e B: isométrico). ....	50
<b>Figura 15.</b> Posicionamento na Cadeira extensora (A: dinâmico e B: isométrico). ....	50
<b>Figura 16.</b> Posicionamento quatro apoios no Smith (A: dinâmico e B: isométrico). .	51
<b>Figura 17.</b> Posicionamento na Cadeira abduutora – vista aérea (A: dinâmico e B: isométrico). ....	52
<b>Figura 18.</b> Procedimentos na Série e na Sessão de exercícios adotados no estudo. ....	54
<b>Figura 19.</b> OMNI – Escala para avaliar a percepção de esforço em exercícios de força ....	55
<b>Figura 20.</b> Testes pré e pós-sessão de exercícios. ....	56
<b>Figura 21.</b> No músculo Reto femoral, os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Agachamento, Cadeira extensora e Cadeira abduutora, foram estatisticamente maiores que 4 apoios, <i>Hip thrust</i> , <i>Stiff</i> e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). O 4 apoios foi estatisticamente superior ao <i>Hip thrust</i> , <i>Stiff</i> e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). ....	66
<b>Figura 22.</b> No músculo Vasto lateral os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Agachamento e Cadeira extensora foram estatisticamente maiores que 4 apoios, <i>Hip thrust</i> , <i>Stiff</i> , Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). O 4 apoios foi estatisticamente superior ao <i>Hip thrust</i> , <i>Stiff</i> , Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). ....	66

**Figura 23.** No músculo Vasto medial os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício Agachamento foi estatisticamente superior ao 4 apoios, *Hip thrust*, *Stiff*, Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). A Cadeira extensora e o 4 apoios foram estatisticamente superiores ao *Hip thrust*, *Stiff*, Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). *Hip Thrust* e *Stiff* foram estatisticamente superiores a Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). .....67

**Figura 24.** No músculo Bíceps femoral os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício Mesa flexora foi estatisticamente superiores ao todos os exercícios ( $p < 0,05$ ). O *Stiff* foi estatisticamente superior ao Agachamento, 4 apoios, Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust*, Agachamento e 4 apoios foram estatisticamente superiores a Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). .....67

**Figura 25.** No músculo Semitendíneo os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício Mesa flexora foi estatisticamente superior a todos exercícios ( $p < 0,05$ ). O *Stiff* foi estatisticamente superior ao 4 apoios, Agachamento e Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust* e o 4 apoios foram estatisticamente superiores ao Agachamento Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O Agachamento foi estatisticamente superior a Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). .....68

**Figura 26.** No músculo Glúteo máximo os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício 4 apoios apresentou diferenças estatisticamente superior a todos ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust*, Agachamento, *Stiff* e Cadeira abduutora foram estatisticamente superiores a Mesa flexora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). A Mesa Flexora foi estatisticamente superior a Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). .....69

**Figura 27.** No músculo Glúteo médio os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Cadeira abduutora e 4 apoios foram estatisticamente superiores ao *Hip thrust*, Agachamento, *Stiff*, Mesa flexora e Cadeira extensora

( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust* foi estatisticamente superior ao Agachamento, *Stiff*, Mesa flexora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O Agachamento e o *Stiff* foram estatisticamente superiores a Mesa flexora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). .....69

**Figura 28.** No músculo Longuíssimo, os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Agachamento, *Stiff*, *Hip thrust* e Mesa flexora foram estatisticamente superiores ao 4 apoios, Cadeira abduutora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). O 4 apoios foi estatisticamente superiores a Cadeira abduutora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). .....70

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	14
1.1 OBJETIVO GERAL.....	15
1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO.....	18
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	19
2.1 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE – sEMG.....	19
<b>2.1.1 Eletromiografia de superfície em contrações dinâmicas</b> .....	20
2.1.1.1 Nível de ativação no Quadríceps femoral em diferentes exercícios.....	22
2.1.1.2 Nível de ativação nos Isquiotibiais em diferentes exercícios.....	25
2.1.1.3 Nível de ativação no Glúteo máximo em diferentes exercícios.....	28
2.1.1.4 Nível de ativação no Glúteo médio em diferentes exercícios.....	29
2.1.1.5 Ativação nos Paravertebrais em diferentes exercícios.....	30
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	32
3.1 PROBLEMA DE PESQUISA.....	32
3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	32
<b>3.2.1 Recrutamento da amostra</b> .....	32
<b>3.2.2 Critérios de inclusão</b> .....	32
<b>3.2.3 Critérios de exclusão</b> .....	33
<b>3.2.4 Tamanho da amostra</b> .....	33
3.3 PROCEDIMENTOS ÉTICOS.....	34
3.4 DELINEAMENTO DO ESTUDO E DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	35
<b>3.4.1 Variáveis Independentes</b> .....	35
<b>3.4.2 Variáveis Dependentes</b> .....	35
3.5 INSTRUMENTOS PARA COLETA DE DADOS.....	36
3.6 DESENHO EXPERIMENTAL.....	36
3.7 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS E PROTOCOLO.....	38
<b>3.7.1 Composições da massa corporal</b> .....	39
<b>3.7.2 Posicionamentos dos eletrodos e preparação da pele</b> .....	39
<b>3.7.3 Mapas dos eletrodos</b> .....	41
<b>3.7.4 Padronizações para execuções das CIVMs</b> .....	42
<b>3.7.5 Padronizações para execuções dos exercícios</b> .....	44
3.7.5.1 Agachamento. ....	46
3.7.5.2 <i>Hip thrust</i> .....	47
3.7.5.3 <i>Stiff</i> .....	48
3.7.5.4 Mesa flexora.....	49
3.7.5.5 Cadeira extensora.....	50
3.7.5.6 Quatro apoios.....	51
3.7.5.7 Cadeira abduutora.....	51
<b>3.7.6 Relativizações das cargas nos exercícios</b> .....	52
<b>3.7.7 Procedimentos na série e na sessão de exercícios</b> .....	53

3.7.8 Testes de fadiga pré e pós-sessão de exercícios.....	55
3.8 INSTRUMENTOS ESTATÍSTICOS.....	56
3.8.1 Análises dos dados Eletromiográficos.....	56
3.8.1.1 Análises da ativação muscular nos exercícios dinâmicos e isométricos.....	57
3.8.2 Análises dos dados de percepção de esforço.....	57
3.8.3 Análises dos dados pré e pós sessão de exercícios.....	58
4. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	58
5. RESULTADOS.....	59
5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E DOS EXERCÍCIOS.....	59
5.2 CIVM PRÉ e POS-SESSÃO DE EXERCÍCIOS.....	61
5.3 NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NAS FASES CONCÊNTRICA, EXCÊNTRICA, E EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA, ASSIM COMO A PERCEPÇÃO DE ESFORÇO.....	62
5.4 NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR COMBINADA CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO.....	65
6. DISCUSSÃO.....	71
6.1 QUADRÍCEPS FEMORAL.....	71
6.2 ISQUIOTIBIAIS.....	73
6.3 GLÚTEOS.....	75
6.4 PARAVERTEBRAIS.....	78
<b>APLICAÇÕES PRÁTICAS.....</b>	<b>80</b>
<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>81</b>
7. REFERÊNCIAS.....	82
8. ANEXOS.....	90

## 1 INTRODUÇÃO

O treinamento de força (TF) é uma das formas mais populares de exercício para melhorar a aptidão física dos indivíduos. O aumento no número de salas de TF disponibilizadas a população revela os grandes benefícios proporcionados pela prática dessa atividade, tais como aumento da força, da massa magra, redução da gordura corporal e melhora do desempenho físico em atividades do dia-a-dia (FLECK, S.J.; KRAEMER W.J 2006). Uma das variáveis de treinamento que colabora para atingir esses benefícios é a seleção de exercícios, que tem sido cada vez mais valorizada (SCHAEFER et al. 2010), possivelmente pelo interesse de praticantes desta modalidade em identificar qual ou quais exercícios produziram os maiores níveis de ativação para músculos específicos.

A escolha de exercícios muitas vezes é realizada de forma multimodal com base em metas de *fitness*, critérios de desempenho, características biomecânicas e prevenção de lesões (SCHOENFELD et al. 2015; FLECK, S.J.; KRAEMER W.J., 2006). Para os membros inferiores e músculos Paravertebrais a seleção adequada dos exercícios pode auxiliar, entre outros, no reforço e equilíbrio muscular prevenindo lesões nas articulações do joelho (e.g. da cartilagem articular, distensão/ruptura de ligamento cruzado anterior – LCA), do quadril e região lombar (ESCAMILLA et al. 1998; OLIVER et al. 2009; STASTNY et al. 2016; ANDERSON AND BEHM, 2005; OOSTERWIJCK et al., 2017). Entretanto, ainda é comum que instrutores de programas de TF selecionem determinados exercícios de força baseados em saberes empíricos e sem suficiente investigação científica que sustente sua utilização, o que resulta em incertezas no nível de ativação muscular decorrente de exercícios de força específicos e a conseqüente adaptação muscular induzida pela sua prática (i.e. incremento de força e massa muscular).

Uma importante técnica utilizada para análise da ativação muscular, nas perspectivas clínica e desportiva, e em diferentes condições estáticas e dinâmicas, é a eletromiografia de superfície. Sua utilização capta o somatório dos potenciais de ação advindos de determinada região demonstrando a magnitude de ativação que

determinado (s) músculo (s) apresenta (m) (KONRAD, 2005). Nesta lógica, a utilização desta técnica pode ser uma importante ferramenta para identificar quais exercícios seriam mais vantajosos no desenvolvimento de adaptações específicas em determinada musculatura (SCHAEFER et al. 2010), possibilitando assim, um planejamento baseado em conhecimentos anatômicos e eletromiográficos em conjunto, que melhor direcionem o treino em função dos objetivos e limitações do praticante do TF (MALDONADO et al. 2008). Relativamente aos membros inferiores e músculos Paravertebrais, estas informações poderiam ser úteis na seleção de exercícios para estas regiões. Embora seja uma técnica reconhecida e utilizada no meio científico, especialmente nas ciências do movimento humano, a EMG apresenta limitações de análise, sobretudo da ativação muscular em condições dinâmicas, que estão associadas à não estacionaridade do sinal eletromiográfico e mudanças na condutibilidade dos potenciais de ação durante os movimentos, características estas que dificultam o entendimento e aceitação desta técnica para análise de exercícios em condições dinâmicas (FARINA, 2006). Mesmo assim, muitas pesquisas têm sido realizadas com eletromiografia de superfície a fim de identificar e comparar os níveis de ativação muscular em exercícios de força para membros inferiores e músculos Paravertebrais.

Um dos exercícios mais investigados na literatura é o Agachamento que, quando comparado com outros exercícios como *Leg press* e Cadeira extensora, demonstra um maior nível de ativação, com destaque dos Vastos medial e lateral no Agachamento e do Reto femoral na Cadeira extensora (ESCAMILLA et al., 2001; SIGNORILE et al., 1994). Relativamente aos Isquiotibiais, a literatura demonstra controvérsias entre exercícios de flexão joelho x extensão do quadril, uma vez que estes músculos são motores principais nos movimentos de flexão de joelho e extensão de quadril. Enquanto alguns estudos não identificaram diferenças de ativação dos Isquiotibiais na Mesa flexora comparativamente ao *Stiff* (McALLISTER et al., 2014; WRIGHT et al., 1999), outras pesquisas descrevem maior nível de ativação destes músculos na Cadeira flexora em relação ao *Stiff* (EBBEN et al., 2009). No entanto, quando os exercícios monoarticulares são comparados aos multiarticulares, a literatura tem descrito superioridade no nível de ativação na Cadeira flexora e *Stiff*,

podendo estes exercícios apresentar duas a três vezes mais ativação muscular do que o observado no Agachamento (EBBEN et al., 2009). No Glúteo médio, estudos têm demonstrado maior nível de ativação em exercícios de Agachamento unilaterais (FAUTH et al., 2010), enquanto no Glúteo máximo, além deste exercício, pesquisadores têm observado que o *Hip thrust* pode apresentar elevado nível de ativação deste músculo podendo ser inclusive superior ao nível de ativação observado no Agachamento bilateral (CONTRERAS et al., 2015). Por fim, os músculos Paravertebrais podem ser mais ativados em exercícios multiarticulares, como o Agachamento, em comparação ao Levantamento terra e *Stiff* (HAMLIN, BEHN and YOUNG, 2007; BEZERRA et al., 2013).

Assim visto, a literatura apresenta um número razoável de estudos que analisaram e compararam os níveis de ativação entre exercícios de força para membros inferiores e músculos Paravertebrais. Entretanto, a maioria das informações disponíveis são oriundas de comparações entre dois exercícios ou variações do mesmo. As dificuldades no entendimento das comparações relativas ao nível de ativação muscular em diferentes exercícios de força aumentam quando observa-se que muitas das investigações realizadas nesta área não relativizam cargas (i.e. comparam diferentes exercícios realizados com cargas absolutas semelhantes) e utilizam diferentes protocolos e metodologias. Somado a isso, o comportamento do sinal eletromiográfico em contrações dinâmicas, nas quais as propriedades do sinal podem mudar a um ritmo muito mais veloz por causa da rápida ativação e desativação de unidades motoras e mudanças no ângulo articular (FARINA, 2006), parece dificultar o diagnóstico conclusivo de quais músculos são preponderantemente ativados em determinados exercícios de força. Contudo, hipóteses podem ser formuladas baseadas nas características bi ou monoarticulares dos músculos e dos exercícios. Fundamentado nas observações de Yamashita (1988), que uma ação simultânea agonista e antagonista poderia reduzir os níveis de ativação muscular, é possível sugerir que nos músculos biarticulares (e.g. Reto femoral e Bíceps femoral) seja encontrada maior nível de ativação em exercícios monoarticulares e, por outro lado, nos músculos monoarticulares (e.g. Vastos medial e lateral, e Glúteos), maior nível de ativação seja observado nos exercícios multiarticulares.

Portanto, a partir destes problemas para identificar quais exercícios de força são mais adequados para uma musculatura específica dos membros inferiores e músculos Paravertebrais, o presente estudo tem objetivo avaliar a percepção de esforço e o nível de ativação muscular, relativo à ativação observada na contração isométrica voluntária máxima (CIVM), em exercícios de força que são comumente utilizados nas rotinas de TF, assim como os mais investigados na literatura científica. Com o objetivo de verificar a possível influência de movimento articular no sinal EMG durante a realização destes exercícios (i.e. problema técnico na análise do sinal EMG, reportado anteriormente; para detalhes ver FARINA, 2006), estes exercícios serão investigados em condições dinâmicas e isométricas. Ademais, posteriormente à verificação da ativação muscular, estes serão ranqueados considerando-se o nível de ativação. Com o objetivo específico de analisar a percepção de esforço, esta será avaliada no músculo ou grupo muscular alvo, a fim de identificar se a percepção de esforço muscular é compatível com o nível de ativação eletromiográfica verificado. Ainda será avaliada a fadiga muscular induzida pela realização do exercício de força pré e pós a sessão.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar e comparar o nível de ativação dos músculos do Quadríceps femoral (Reto femoral, Vasto lateral, Vasto medial), Isquiotibiais (Bíceps femoral e Semitendíneo), Glúteo máximo, Abdutores (Glúteo médio) e Paravertebrais (Longuíssimo) durante a realização dos exercícios de força Agachamento, *Stiff*, Mesa flexora, Cadeira extensora, Cadeira abdução, *Hip thrust* e Quatro apoios *Smith*, considerando-se as fases concêntrica e excêntrica nos mesmos. Adicionalmente, com a mesma finalidade, será avaliado o nível de ativação nestes exercícios em condições isométricas.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar e comparar os níveis de ativação dos músculos Vasto lateral, Vasto medial, Reto femoral, Glúteo médio, Glúteo máximo, Bíceps femoral, Semitendíneo e Longuíssimo entre os exercícios de força, considerando-se as fases concêntrica e excêntrica do movimento (isoladas e em conjunto), bem como em condições isométricas destes exercícios.
- Classificar (ranquear) os exercícios de força considerando-se o nível de ativação de cada músculo.
- Avaliar e comparar os exercícios de força avaliados, considerando-se a percepção de esforço nos grupos musculares Quadríceps, Isquiotibiais, Paravertebrais, Abdutores e o músculo Glúteo máximo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE – sEMG.

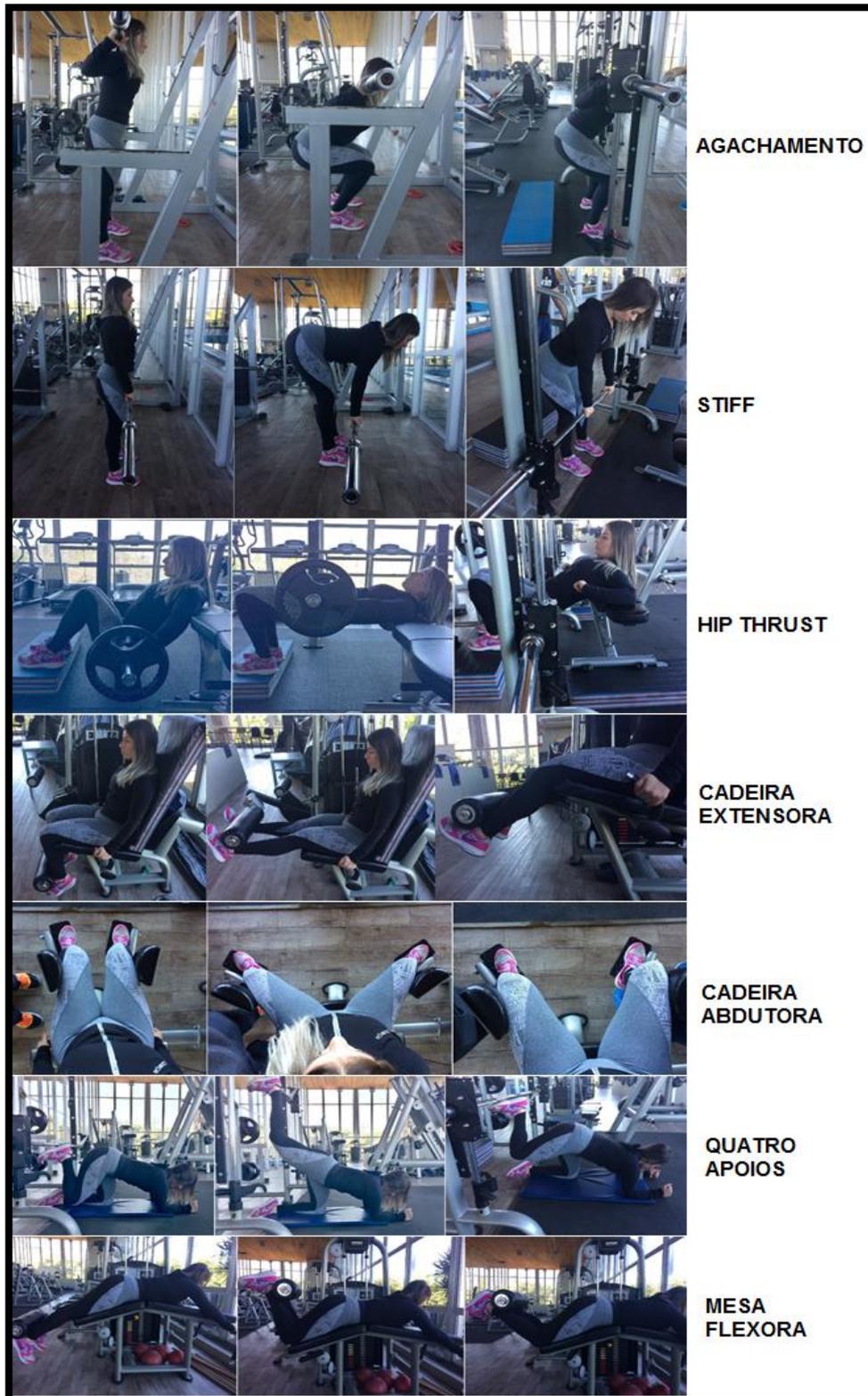
A EMG de superfície tem sido classicamente utilizada para estimar a ativação neural enviada da medula espinhal ao músculo associando sua amplitude ao número de potenciais de ação descarregados por uma população de neurônios motores (FARINA et al.,2010). Enoka et al., (2000), Basmajian e De Luca, (1985) a definem como uma técnica que estuda a função do músculo estriado por meio de análise do sinal mio elétrico captado durante o repouso ou durante a contração muscular registrando variações de voltagem produzidas pela membrana das fibras musculares sendo estas as somas de todos os sinais mio elétricos de uma determinada região, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais. Para Basmajian (1981) essa técnica é um valioso método diagnóstico e investigativo por ser possível ver o que o músculo realmente faz em qualquer instante durante diversos movimentos e posturas, além de revelar a inter-relação e coordenação dos músculos.

É importante reconhecer a existência de limitações na utilização da técnica de eletromiografia de superfície. Apesar de valiosa em algumas aplicações, a amplitude da superfície EMG é apenas um indicador grosseiro do impulso neural ao músculo e não detecta pequenas flutuações na atividade da unidade motora ou ajustes durante as contrações fatigantes (FARINA et al., 2010). Outras limitações desta técnica podem ser classificadas de ordem intrínsecas ou extrínsecas. As relações extrínsecas passam por controlar alguns fatores externos, os quais podem interferir na captação do sinal, como, por exemplo, a iluminação, sons, temperatura do local, posicionamentos dos eletrodos e preparação da pele. Já entre os fatores intrínsecos, aqueles que não se podem controlar, estão as características das unidades motoras, temperatura corporal, quantidade de gordura subcutânea e o *crosstalk*, que são

interferências por captação da atividade de outros músculos próximos aos eletrodos (CATERISANO et al. 2002; CORREA C.S.; COSTA R. e PINTO R.S. 2012). Desta forma, reduzir interferências de fatores externos, torna a EMG de superfície uma valiosa técnica para avaliação da intensidade muscular em diferentes exercícios, pois um aumento da atividade mio elétrica pode ser um indicativo da tentativa do sistema nervoso produzir mais força muscular, ou compensar perdas de força relacionadas à fadiga.

### **2.1.1 Eletromiografia de superfície em contrações dinâmicas.**

É de conhecimento na literatura que a força líquida exercida pelos músculos depende da quantidade e do momento da atividade da unidade motora, das propriedades contráteis das fibras musculares ativadas e das características mecânicas dos tecidos conectivos que transmitem as forças da fibra muscular ao esqueleto (ENOKA AND DUCHATEAU, 2015). Em contrações dinâmicas a atividade muscular responde de forma diferente das contrações estáticas, principalmente em alguns fatores como: o grau de não-estacionaridade do sinal, a mudança relativa dos eletrodos com relação à origem dos potenciais de ação e as mudanças nas propriedades de condutividade dos tecidos que separam os eletrodos e as fibras musculares. Estes três fatores podem interferir significativamente na interpretação do sinal EMG durante o movimento (FARINA, 2006), mesmo assim, muitos estudos vêm utilizando a EMG de superfície para comparar diferentes exercícios realizados dinamicamente em vários músculos dos membros inferiores. Logo abaixo, na Figura 1, segue imagem de alguns dos exercícios de força para membros inferiores que são comumente realizados em sala de musculação.



**Figura 1:** Exercícios Agachamento, *Stiff*, *Hip thrust*, Cadeira extensora, Cadeira abdução, Quatro apoios e Mesa flexora.

### 2.1.1.1 Nível de ativação no Quadríceps femoral em diferentes exercícios.

Algumas pesquisas (ESCAMILLA et al. 1998, RIBEIRO et al. 2005, STENSDOTTER et al. 2003) vêm demonstrando que manter o equilíbrio mecânico do Quadríceps femoral é de fundamental importância para evitar desgastes nas cartilagens da articulação do joelho. Segundo Ribeiro et al. (2005) e Stensdotter et al. (2003), exercícios destinados a remediar os desequilíbrios musculares através de recrutamentos seletivos poderiam melhorar a estabilidade e tração patelar em indivíduos que apresentem a síndrome da dor femoropatelar, a qual gera trações laterais excessivas da patela talvez por uma interrupção na ativação do Vasto medial oblíquo que é ativado de forma diferente do que o Vasto lateral, pois as adaptações no ângulo dos fascículos nem sempre são compatíveis entre esses dois músculos (BLAZEVIČH et al. 2007). Escamilla et al. (1998), reforçam essa ideia relatando que o Vasto medial é o primeiro músculo do Quadríceps a atrofiar com o não uso podendo provocar desequilíbrios entre os Vastos e causar disfunção patelar, que pode resultar em subluxação patelar, tendinite patelar, ou condromalácia patelar. Desta forma, a técnica de eletromiografia de superfície, poderia esclarecer que exercícios seriam mais vantajosos na ativação específica dos músculos do Quadríceps e assim auxiliar educadores físicos na compreensão dos estímulos mecânicos para melhor organizar um planejamento de treino que seja capaz de otimizar a função muscular.

O Agachamento por sua capacidade de envolver vários grupos musculares é considerado por muitos pesquisadores um dos exercícios mais completos por sua funcionalidade as tarefas do dia a dia (FLECK, S.J.; KRAEMER W.J., 2006). Os níveis de ativação desse exercício têm demonstrado grande poder de ativação do Quadríceps femoral, principalmente dos Vastos, com valores 30% a 90% superiores ao Reto femoral, que por ser um músculo biarticular, pode ser mais eficaz como um extensor do joelho quando o tronco estiver mais vertical, ou seja, em uma posição mais alongada (ESCAMILLA et al. 2001). Nesse exercício, estudos têm analisado variações na profundidade, posicionamento dos pés, utilização ou não de equipamentos com barra livre ou guiado (*Smith*) (CATERISANO et al. 2002,

CONTRERAS et al. 2015). Diferentes profundidades de Agachamento aparentemente apresentam divergências na ativação entre o Vasto lateral e medial, pois enquanto no lateral ocorre uma pequena elevação de ativação na posição mais profunda (123% da CIVM contra 110% da CIVM das coxas paralelas ao solo) (CONTRERAS et al. 2015), no Vasto medial obliquo, à medida que o Agachamento é realizado com maior profundidade é possível que a ativação elétrica seja reduzida (CATERISANO et al. 2002). Já a utilização de equipamento que guie a barra de pesos verticalmente e permita variar o posicionamento das pernas mais para frente, possibilita ao joelho não inclinar e ultrapassar anteriormente à frente da perna resultando em movimentos mais seguros e estáveis que reduzem estresses, aumentos da força patelofemoral (ESCAMILLA et al. 2009) e não comprometem a estabilidade do joelho podendo reforçá-la se realizada corretamente (ESCAMILLA et al. 2001).

Alguns estudos mostram diferentes comportamentos nos níveis de ativação dos Vastos e Reto femoral entre o Agachamento livre e o realizado na máquina guiada. Enquanto alguns pesquisadores (ANDERSON et al. 2005) identificaram durante o Agachamento *Smith* atividade do Vasto lateral 14,3% superior ao Agachamento livre, outros (SCHWANBECK et al. 2009) observaram que foi o Agachamento livre quem produziu maior ativação no Vasto medial e lateral 49% e 25%, respectivamente, devido a maior necessidade de estabilização no movimento e assim podendo inclusive ser mais benéfico aos indivíduos que estão tentando fortalecer os extensores do joelho. Variações na forma como o Agachamento é realizado bilateral ou unilateral, também geram dúvidas sobre o nível de ativação muscular do Quadríceps. Enquanto alguns pesquisadores identificaram tendência de maior participação dos Vastos na variação unilateral onde uma das pernas é posicionada à frente da linha do corpo (FAUTH et al. 2010), outros (McCURDY et al. 2010) observaram maior ativação no Agachamento bilateral, porém no Reto femoral de 11 atletas do sexo feminino que realizaram 3 repetições na intensidade de 85% do seu máximo.

Além das comparações entre as variações do Agachamento demonstrarem divergências no nível de ativação do Quadríceps femoral, pesquisas também têm observado alguns desacordos na ativação desse grupo muscular entre o Agachamento, a Cadeira extensora e o *Leg press*. Escamilla et al. (2001) identificaram

que os níveis de ativação do Reto femoral, Vasto lateral e Vasto medial na fase de extensão dos joelhos foram respectivamente ~36%,~47%,~50% da CIVM no Agachamento, contra ~29%,~39%,~41% da CIVM no *Leg press* baixo. Essa inferioridade vista no *Leg press* frente ao Agachamento, pode ser dependente do posicionamento dos pés na plataforma, pois como Gentil et al. (2003) observaram que os pés no alto da plataforma reduziu o nível de ativação do Quadríceps e os pés em baixo aumentaram essa participação, é possível que esse exercício realizado com os pés apoiados baixos na plataforma não demonstre diferença significativa quando comparado ao Agachamento (ESCAMILLA et al. 2001). Desta forma o *Leg press*, principalmente com os pés posicionados baixos na plataforma, pode ser considerado por muitos treinadores um importante exercício para o desenvolvimento das porções superficiais do Quadríceps, principalmente do Vasto medial, que parece ser mais ativado que o lateral que por sua vez parece ser mais ativado que o Reto femoral (AUGUSTSSON et al. 2003, ESCAMILLA et al. 2001).

Entre o *Leg press* e a Cadeira extensora, alguns pesquisadores não identificaram diferenças significativas na ativação do Quadríceps (ALKNER et al. 2000). Já entre Cadeira extensora e Agachamento, pesquisa realizada com 10 levantadores experientes (SIGNORILE et al. 1994) demonstrou que o Agachamento paralelo é capaz de produzir maior ativação tanto no Vasto lateral quanto no Vasto medial devido a uma maior ação neural, aumento da demanda para estabilizar a carga e por esta ser levantada verticalmente contra a gravidade, diferentemente da Cadeira extensora, a qual a carga é aplicada por meio de alavancas (CLARK, D.R.; LAMBERT, M.I. e HUNTER, A.M., 2012). Assim a necessidade e a obrigatoriedade de prescrever o exercício Cadeira extensora durante sessões para membros inferiores, que já são longas, tem sido questionada, pois quando comparada ao Agachamento com a mesma intensidade relativa (10 RM), produziu menor ativação nos Vastos, o que levou pesquisadores (SIGNORILE et al. 1994) a concluírem que para alcançar melhores resultados, a Cadeira extensora, que por décadas tinha sido considerada o principal exercício para reabilitação, poderia ser substituída por exercícios multiarticulares, tais como o Agachamento, não significando ineficácia da Cadeira extensora como um exercício suplementar para o Quadríceps, mas seus dados sugeririam um papel tenue

(SIGNORILE et al. 1994). Entretanto outros pesquisadores (ESCAMILLA et al. 1998), que não basearam suas conclusões somente avaliando os Vastos, não reforçam essa idéia de tenuidade na Cadeira extensora e sugerem que, devido a importante contribuição do Reto femoral nesse exercício, o desenvolvimento global do Quadríceps poderia ser superior ou pelo menos tão eficaz quanto o proporcionado pelo Agachamento.

Dessa forma o Reto femoral poderia ser mais desenvolvido na Cadeira extensora (ESCAMILLA et al. 1998), e os Vastos mais desenvolvidos no Agachamento (SIGNORILE et al. 1994), uma vez que na média de toda a fase concêntrica e excêntrica a Cadeira extensora gerou, aproximadamente, 45% mais atividade no Reto femoral, enquanto que no Vasto medial e Vasto lateral foi o Agachamento que produziu, aproximadamente, 20% e 5% respectivamente mais atividade eletromiográfica (ESCAMILLA et al. 1998). Mesmo assim é preciso ter cautela com esses resultados pois poderiam ser verdadeiros somente em intervalos específicos de amplitude do joelho (ESCAMILLA et al. 1998).

#### 2.1.1.2 Nível de ativação nos Isquiotibiais em diferentes exercícios.

Exercícios como *Leg press*, Agachamentos, *Stiff leg deadlift* e Mesa flexora tem tido seus níveis de ativação nos Isquiotibiais comparados pela literatura. A flexão do joelho na Mesa flexora, apesar de não ser realizado em uma posição funcional, tem sido a escolha de muitos profissionais de educação física e mesmo que alguns pesquisadores não acreditem que produza os maiores níveis de ativação, esse exercício pode treinar eficientemente os Isquiotibiais e talvez auxiliar na prevenção de lesões no ligamento cruzado anterior (OLIVER et al., 2009).

Alguns estudos (McALLISTER et al., 2014, WRIGHT et al., 1999) vem demonstrando haver similaridade na ativação dos Isquiotibiais entre os exercícios de flexão de joelhos e os de extensão do quadril, mesmo que sejam recrutados em movimentos de diferentes articulações. Ainda assim um estudo realizado da

Universidade de *Milwaukee* (EBBEN, 2009) encontrou, de forma significativa, maior nível de ativação do Bíceps femoral na Cadeira flexora quando comparado ao *Stiff leg deadlift* mesmo que outros pesquisadores (SCHAEFER et al. 2010) acreditem que a posição sentada possa produzir menor nível de ativação por confiarem que os Isquiotibiais estivessem mais alongados e assim fora de um comprimento ótimo para produção de força. Aparentemente exercícios iniciados na articulação do joelho como a Mesa ou a Cadeira flexora são capazes de produzir um maior nível de ativação nos Isquiotibiais em comparação aos iniciados na articulação do quadril como o *Stiff leg deadlift* (EBBEN, 2009), e essa diferença varia quando são comparadas diferentes regiões nos aspectos proximais e distais, medial e lateral dos Isquiotibiais (SCHOENFELD et al. 2015). Enquanto na parte superior do Bíceps femoral a ativação entre o *Stiff leg deadlift* e a Mesa flexora é semelhante, na parte inferior a Mesa flexora produz um valor de ativação muito maior e isso talvez pela cabeça curta do Bíceps femoral não atravessar a articulação do quadril e, portanto, não contribuir na realização do *Stiff leg deadlift* (SCHOENFELD et al. 2015).

Exercícios monoarticulares de flexão de joelho exibem um poder de ativação aparentemente maior nos Isquiotibiais quando comparados aos multiarticulares. Em pesquisas de Wright et al. (1999) e principalmente de Ebben (2009), a ativação do exercício flexor do joelho e do *Stiff leg deadlift* apresentaram médias muito superiores ao Agachamento com os valores chegando a ~80% e ~50% da CIVM respectivamente, enquanto no Agachamento não ultrapassou os 27% da CIVM (EBBEN, 2009). Essa menor ativação em exercícios multiarticulares, pode ser devido o papel simultâneo dos Isquiotibiais na ação agonista na extensão do quadril e antagonista na extensão do joelho (WRIGHT et al. 1999). Enquanto alguns pesquisadores identificaram ativações de ~10% da CIVM no *Leg press* (ESCAMILLA et al. 2001) e ~28% da CIVM no Agachamento (EBBEN, 2009, ESCAMILLA et al. 2001), outros pesquisadores observaram no Agachamento numeros ainda menores que não ultrapassaram os 15% CIVM (CONTRERAS et al. 2015). Aparentemente esse exercício, é capaz de produzir duas vezes mais atividade que o *Leg press* (ESCAMILLA et al. 2001). Entretanto variações na forma de realizar o *Leg press* podem modificar os níveis de ativação, pois o posicionamento dos pés mais acima da

plataforma pode elevar o nível de ativação dos Isquiotibiais (GENTIL et al. 2003) e desta forma reduzir a diferença para o Agachamento.

Alguns pesquisadores também têm analisado o nível de ativação do Bíceps femoral em variações do Agachamento. Enquanto diferentes profundidades (CONTRERAS et al. 2015) ou afastamento lateral das pernas (ESCAMILLA et al. 2001) não foram capazes de alterar o nível de ativação nos Isquiotibiais, outras variações unilaterais ou com pesos livres parecem elevar esse nível de participação (FAUTH et al. 2010, McCURDY et al. 2010). A utilização de uma barra livre é capaz de elevar o nível de participação dessa musculatura em 26% quando comparada ao Agachamento guiado, pois a maior necessidade de equilíbrio aumenta o papel que os flexores do joelho têm na estabilização e apoio do tornozelo, joelho e articulações do quadril em um ambiente mais instável, sendo desta forma mais benéfico para indivíduos que estão tentando fortalecer os Isquiotibiais (ANDERSON et al. 2005, SCHWANBECK et al. 2009).

Portanto, apesar de algumas alterações na forma de realizar o Agachamento e o *Leg press* elevarem o nível de ativação dos Isquiotibiais, essas variações não parecem suficientes para atingir o nível proporcionado pelos exercícios monoarticulares de extensão de quadril como o *Stiff leg deadlift* e principalmente os de flexão de joelhos como a Mesa ou a Cadeira flexora. O motivo dessa maior ativação, talvez esteja na inibição simultânea de agonistas e antagonistas vista em exercícios multiarticulares como o *Leg press* e Agachamentos (YAMASHITA, 1988).

Assim, priorizar exercícios como a Mesa flexora e o *Stiff leg deadlift*, e deixar para um segundo plano, os Agachamentos e principalmente o *Leg press*, que produzem aproximadamente a metade ou menos da metade da ativação dos monoarticulares, poderia ser uma estratégia mais interessante para o desenvolvimento dos Isquiotibiais (EBBEN, 2009, WRIGHT et al. 1999).

### 2.1.1.3 Nível de ativação no Glúteo máximo em diferentes exercícios.

São poucas as evidências na literatura que comparam o nível de ativação dos Glúteos em diferentes exercícios com cargas relativizadas. Alguns pesquisadores tem demonstrado que uma ação multiarticular é capaz de produzir uma ativação no Glúteo máximo de ~ 50% da contração isolada de extensão do quadril (YAMASHITA, 1988) possivelmente por uma maior inibição na extensão simultânea da articulação do quadril e joelhos. Mesmo assim pessoas que realizarem exercícios multiarticulares, como o Agachamento, por um período prolongado podem desenvolver fortes músculos dos Glúteos, inclusive mais fortalecidos do que a região do Quadríceps (COTTERMAN et al., 2005).

Variações bilaterais contra unilaterais, diferentes profundidades e afastamentos das pernas tem sido pesquisada no Agachamento a fim de identificar alterações nos níveis de ativação nos Glúteos. A natureza unilateral da variação do Agachamento, o qual o posicionamento de uma das pernas passa a frente da linha central do corpo, parece elevar o nível de ativação nos Glúteos (FAUTH et al., 2010) talvez devido a maior sobrecarga e necessidade de estabilização exercida sobre essa musculatura. Pesquisadores da Universidade de Padova na Itália também identificaram alterações na ativação desse músculo, porem em variações na distancia de afastamento das pernas. Esses pesquisadores observaram que quando esse exercício é realizado a 0% e 70% de 1RM, os afastamento 1,5 e 2 vezes a largura do quadril elevam significativamente o nível de ativação nesse músculo (PAOLI, A, MARCOLIN, G, e PETRONE, N., 2009).

Também, acredita-se que o nível de ativação seja aumentado a medida que o Agachamento seja realizado em maiores profundidades, pois em estudo de Caterisano et al. (2002), a amplitude parcial ativou (16,9%), a paralela (28,0%) e a completa (35,4%). Entretanto, quando as cargas são relativizadas (EBBEN, 2009) o Glúteo máximo parece ser igualmente ativado tanto no Agachamento paralelo (29,35% da CIVM) quanto no profundo (29,58 % da CIVM), pois enquanto o paralelo permitiria suportar maior quilagem, o profundo permitiria maior amplitude e

deslocamento, fatores esses que poderiam ser os responsáveis por equiparação no nível de ativação muscular entre esses exercícios.

Dessa forma, algumas variações do Agachamento poderiam estar entre os melhores exercícios para a ativação do Glúteo máximo, e assim ser recomendável incluí-los em um programa de treinamento para esportes que exijam a extensão do quadril. Entretanto, outros dois exercícios que são bastante utilizados no treinamento de força para o Glúteo máximo são o *Hip thrust* e a extensão de quadril em quatro apoios. O *Hip thrust*, exercício de elevação pélvica, parece exercer grande ativação nessa musculatura, inclusive maiores que o Agachamento, com ativações na região superior e inferior do Glúteo máximo de 69% e 86% da CIVM respectivamente contra 29% e 45% da CIVM do Agachamento paralelo (CONTRERAS et al., 2015). Já o exercício de extensão do quadril em quatro apoios com o joelho flexionado pode apresentar valores superiores ao Agachamento e a elevação pevica. Pesquisa de Selkowitz, Beneck e Powers (2013), que utilizou eletromiografia de profundidade, observou nesse exercício ativação na região superior do Glúteo máximo na ordem de 30,1% da CIVM, valores estes superiores ao Agachamento (12,9% da CIVM) e elevação pélvica (17,4% da CIVM). Entretanto este estudo não relativizou as cargas, utilizou a massa corporal em 5 repetições.

#### 2.1.1.4 Nível de ativação no Glúteo médio em diferentes exercícios.

O Glúteo médio é um importante músculo que se enfraquecido pode causar patologias no joelho, no quadril ou na região lombar (STASTNY et al., 2016). Alguns pesquisadores têm investigado através da eletromiografia o nível de ativação desse músculo em diferentes exercícios. Fauth et al. (2010), avaliou a ativação do Glúteo médio em 16 mulheres que realizaram 2 de 6 repetições máximas, e observaram que tanto na fase concêntrica quanto na excêntrica o exercício *Step-up* e *Lunge* (avanço) apresentaram os maiores níveis de ativações e foram significativamente superiores ao Levantamento terra e ao Agachamento que apresentou o menor nível de ativação

entre esses quatro exercícios. Em uma comparação entre exercícios monoarticulares realizados em uma intensidade de 85% de 1RM, Mcallister et al. (2014), observaram que o *Romanian Deadlift* proporcionou o maior nível de ativação para o Glúteo médio, seguido da Mesa flexora, *Glute-ham raise* e por último o *Good Morning*. O Glúteo médio foi significativamente mais ativo durante o *Romanian Deadlift* comparado com ao *Good Morning* e também foi significativamente mais ativo durante a Mesa flexora e o *Glute-ham raise* em comparação ao *Good morning*. Outro estudo de Oliver et al. (2009), também comparou a ativação no Glúteo médio, porém entre os exercícios “*Razor curl*” (mais funcional) vs. o tradicional “*Prone hamstring curl*” que não apresentaram diferenças significativas na ativação (~30% vs. ~25%) respectivamente, em 8 atletas colegiais femininas. Já para estudos que investigaram o comportamento do Glúteo médio em exercícios multiarticulares, McCurdy et al. (2010), observaram que os padrões de ativação parecem diferir entre dois tipos de Agachamentos, sendo a ativação no unilateral maior que o bilateral quando realizados com a mesma intensidade relativa por atletas do sexo feminino.

#### 2.1.1.5 Nível de ativação nos Paravertebrais em diferentes exercícios.

Os músculos Paravertebrais são reconhecidos pela sua grande capacidade na estabilização do tronco (ANDERSON AND BEHM, 2005). Esses músculos, quando aplicada uma contração para uma estratégia de controle de ativação lumbopélvico, são capazes de reduzir a lordose ou hiperlordose lombar em sujeitos saudáveis durante exercícios de extensão de tronco e extensão bilateral de membros inferiores (OOSTERWIJCK et al., 2017).

Pesquisadores têm investigado os níveis de ativação em regiões de eretores espinhais superiores e lombo sacrais. Em estudo de Anderson e Behm (2005), Quatorze jovens fisicamente ativos com experiência em treinamento de força realizaram Agachamentos sob três níveis de estabilidade: relativamente instável (discos de equilíbrio), relativamente estável (barra olímpica) e muito estável (Smith

machine), cada movimento teve contrações envolvendo três intensidades: massa corporal, peso da barra de máquinas Smith e 60% da massa corporal. Os resultados mostraram, à medida que os sujeitos se tornavam mais instáveis, a atividade de seus estabilizadores de tronco aumentava, visto que no grupo muscular de ERetores da espinha Superior houve uma redução de 33,8% no *Smith* e 22,9% no livre quando comparados ao Agachamento instável. Houve também uma diminuição de 29% durante o *Smith* comparado ao Livre. Nos Eretores lombo-sacrais também foram encontradas os mesmos comportamentos nas comparações da atividade muscular sendo estas 22,9% e 20% menores no Agachamento Livre e *Smith*, respectivamente, em comparação com o Agachamento instável, porem sem diferenças significativas entre eles. O Agachamento também ja foi comparado com outros exercícios. Hamlyn et al. (2007), identificaram em dezesseis sujeitos que o esse exercício aumentou significativamente em 34,5% a atividade muscular dos ERetores lombo sacrais quando comparado ao Levantamento terra realizados a intensidade de 80% de 1RM. Nos Eretores Superiores da Espinha a resposta da comparação foi invertida, sendo a atividade do Levantamento terra 12,9% maior que no Agachamento. O Levantamento terra também tem sido analisado para a ativação dos Paravertebrais, mais especificamente da região dos Paraespinhais L3 e T12, Escamilla et al. (2002) não encontraram diferenças significativas na ativação de 13 estudantes, na comparação do exercício Levantamento terra sumo (32% e 33% CIVM respectivamente) e Levantamento terra tradicional (32% e 33% CIVM respectivamente). Estudo dos pesquisadores Bezerra et al. (2013), também avaliaram o nível de ativação dos Paravertebrais, mais especificamente dos Multifidos de quatorze homens treinados, porem não identificaram diferenças estatisticamente significativas quando o Levantamento Terra (112,6% do pico EMG) foi comparado ao *Stiff* (106% do pico EMG) realizados a uma intensidade de 70% de 1RM.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 PROBLEMA DE PESQUISA

Não há consenso na literatura em relação à ativação de músculos dos membros inferiores e Paravertebrais em diferentes exercícios de força para membros inferiores e região lombar, o que dificulta a prescrição destes exercícios em programas de Treinamento de Força. Desta forma, qual ou quais exercícios de força produzem os maiores níveis de ativação para os músculos Vasto lateral, Vasto medial, Reto femoral, Bíceps femoral, Semitendíneo, Glúteo médio, Glúteo máximo e Longuíssimo?

#### 3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Os testes foram realizados em uma amostra não aleatória e selecionada por voluntariedade, sem um grupo controle, da população de mulheres atletas em força participantes de concursos de fisiculturismo e *fitness* de nível amador e estadual.

##### **3.2.1 Recrutamento da amostra.**

O recrutamento da amostra foi realizado por divulgação em redes sociais, por comunicação oral ou por indicação.

##### **3.2.2 Critérios de inclusão.**

Foram incluídas nesta pesquisa mulheres saudáveis praticantes da modalidade fisiculturismo amador do Estado do Rio Grande do Sul (RS), com idades entre 20 e 40 anos, que possuíam no mínimo 3 anos de experiência com treinamento de força em sala de musculação e com os exercícios selecionados para este estudo. Ainda, deveriam estar treinando regularmente há no mínimo 1 ano e apresentar, na avaliação por DEXA, valores < 35% para gordura total e < 40% para gordura dos membros inferiores (COIN, A. et al. 2008, COIN, A. et al. 2012).

### **3.2.3 Critérios de exclusão.**

Mulheres que não se enquadraram nos critérios definidos por CONTRERAS et al., (2015), a partir da utilização do questionário PAR-Q, assim como as que não completaram o protocolo de avaliação, relataram dor, desconforto, ou não conseguiram realizar um dos exercícios corretamente (foram excluídas da pesquisa).

### **3.2.4 Tamanho da amostra.**

Para calcular o tamanho amostral foi utilizado *Software G\*Power 3.1*. Foi adotada a família de testes F, sendo utilizada uma ANOVA de medidas repetidas para a comparação do nível de ativação entre tratamentos (exercícios de força). Para o tipo de poder de análise, a priori, foi adotado *Effect size f* = 0,31, nível de significância  $\alpha = 0,05$ , Poder  $(1 - \beta) = 0,95$ , correlação entre as medidas = 0,5.

Para calcular o tamanho do efeito foram utilizados dados de um projeto piloto que classificou o nível de ativação muscular em diferentes exercícios para vários músculos dos membros inferiores. Como critério para o cálculo foram utilizados médias e desvio padrão da ativação do Quadríceps femoral em 3 exercícios: Agachamento tradicional (média 84% e desvio padrão 22%), Agachamento pés a

frente (84% e desvio padrão 23%) e Cadeira extensora (média 79% e desvio padrão 19%). O Eta quadrado parcial de 0,09 apresentado na ANOVA de medidas repetidas, resultou em um “*Effect size f*” de 0,31. O cálculo do tamanho da amostra seguindo estes critérios resultou em 17 sujeitos.

F tests – ANOVA: Repeated measures, within factors		
<b>Analysis:</b> A priori: Compute required sample size		
<b>Input:</b>	Effect size f	= 0.3144855
	$\alpha$ err prob	= 0.05
	Power (1- $\beta$ err prob)	= 0.95
	Number of groups	= 1
	Number of measurements	= 7
	Corr among rep measures	= 0.5
	Nonsphericity correction $\epsilon$	= 1
<b>Output:</b>	Noncentrality parameter $\lambda$	= 23.5384689
	Critical F	= 2.1945162
	Numerator df	= 6.0000000
	Denominator df	= 96.0000000
	Total sample size	= 17
	Actual power	= 0.9611886

**Figura 2:** Cálculo amostral.

### 3.3 PROCEDIMENTOS ÉTICOS

Foram respeitadas todas as exigências de pesquisa em humanos estabelecidas pelas Diretrizes e Normas para a Pesquisa Envolvendo Seres Humanos - Resolução CNS 466/2012 (publicada em 13/06/2013), que tem suas competências regimentais e atribuições conferidas pela Lei n<sup>o</sup> 8.080, de 19 de setembro de 1990, e pela Lei n<sup>o</sup> 8.142, de 28 de Dezembro de 1990, e Considerando o respeito pela dignidade humana e pela especial proteção devida aos participantes das pesquisas científicas envolvendo seres humanos.

### 3.4 DELINEAMENTO DO ESTUDO E DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

O delineamento do estudo foi transversal, descritivo-comparativo com abordagem quantitativa do tipo quase experimental.

#### 3.4.1 Variáveis Independentes.

- Agachamento.
- *Stiff*.
- *Hip thrust*.
- Quatro apoios.
- Mesa flexora.
- Cadeira extensora.
- Cadeira abduutora.

#### 3.4.2 Variáveis Dependentes.

- Percentual de ativação relativo à Contração isométrica voluntária máxima (% CIVM).
- *Root Mean Square* (RMS).
- Força em Quilograma-força (Kgf).
- Escore da Percepção de esforço (escala OMNI de 0 a 10).
- Tempo das contrações dinâmicas (segundos).

### 3.5. INSTRUMENTOS PARA COLETA DE DADOS

Para o registro do sinal eletromiográfico (EMG): *Notebook Samsung Core i7, Web Cam Logitech C920, Software Miograph, Eletromiógrafo Miotool 8 canais, Eletrodos Medi-Trace 100.*

Para a preparação da pele e medição da impedância: Foram utilizadas lâminas de barbear, algodão, álcool etílico, fitas adesivas e multímetro (marca MXT, modelo UNI-T DT830b, Zhejiang, China).

Para a normalização do sinal EMG: Dinamômetro isocinético Cybex Norm (Ronkonkoma, NY, USA).

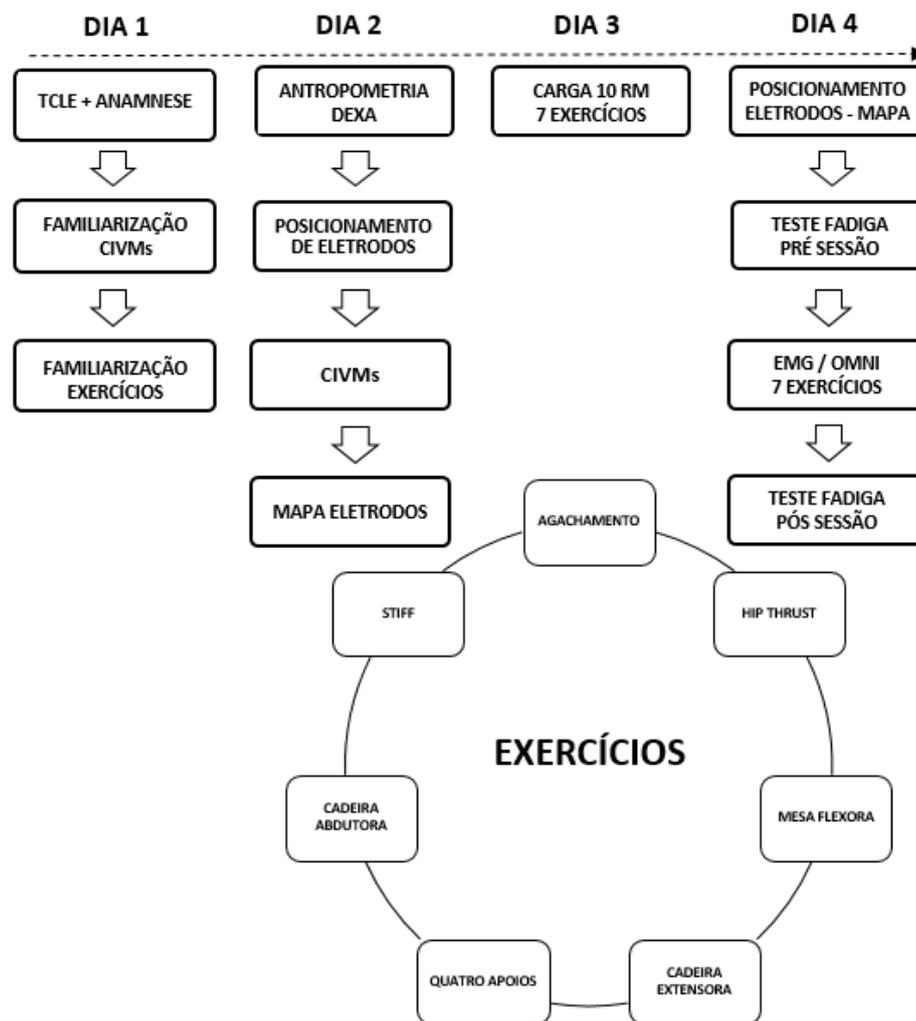
Para a mensuração da fadiga pré e pós-sessão de exercícios: Cadeira isométrica Flexo/Extensora Cefise.

Para o registro do nível de ativação nos exercícios de força, os seguintes equipamentos: *Smith machine*, Cadeira extensora, Mesa flexora, Cadeira abduzora e Banco Supino da marca Können Gym, Barra olímpica 20 Kg, Anilhas de 5, 10 e 20 Kg, Metrônomo (TEMPO) e Goniômetro (marca CARCI/SP).

Para as medidas antropométricas: Balança e Estadiômetro (marca Filizola/SP).

Para a avaliação da composição corporal total: Foi utilizado um equipamento de absorciometria de duplo raio-X (DEXA) da marca (Lunar Prodigy® - GE Healthcare. Madison, WI, United States of America).

### 3.6 DESENHO EXPERIMENTAL



**Figura 3:** Organograma das coletas de dados do estudo.

1ª dia: Assinatura de termo de consentimento, esclarecimentos, anamnese e familiarização com os exercícios e CIVMs.

2ª dia: Antropometria e DEXA, Posicionamento dos eletrodos, Realização das CIVMs e Mapas de posicionamento dos eletrodos.

3ª dia: Teste para relativização das cargas de 10 RM e percepção de esforço em 7 exercícios.

4ª dia: Posicionamento dos eletrodos pelo Mapa, Coleta do sinal EMG nos músculos de interesse.

### 3.7 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS E PROTOCOLO

Todas as atletas compareceram ao LAPEX da ESEFID UFRGS em dia previamente agendado, em que foram esclarecidos dos objetivos e procedimentos do estudo, para em seguida assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido para participação na pesquisa. Prontamente, as participantes responderam o questionário PARQ e VOCÊ a fim de identificar possíveis problemas de saúde que impossibilitassem a participação na pesquisa. Satisfazendo os critérios, as voluntárias foram direcionadas para as familiarizações do protocolo das CIVMS e dos exercícios que serviram para facilitar as atividades propostas e a aquisição do sentido cinestésico para o controle da velocidade de execução (SCHAEFER e RIES, 2010). Ainda neste dia foram realizados os sorteios (i.e. randomização) das ordens dos exercícios na sessão. No segundo dia foram realizadas as avaliações de massa, estatura e composição corporal por DEXA, e em seguida foram posicionados os eletrodos de superfície que captaram os sinais EMG (em valores RMS) de CIVMs em um dinamômetro isocinetico, os quais serviram para relativizar a ativação muscular em cada exercício. Ao final foram realizadas as construções dos Mapas dos eletrodos. No terceiro dia foram realizados os testes para determinação das cargas de 10 RM para cada exercício bem como a avaliação do Escore de percepção de esforço através de escala de variação de 0 a 10. O quarto dia foi utilizado para a coleta do sinal EMG (RMS) nos exercícios investigados, realizados de forma isométrica e dinâmica (10 RM). Para a correta execução dos exercícios e CIVMs as participantes receberam instruções e foram corrigidas quando necessário. Ainda no quarto dia, para o controle de fadiga, antes e após a sessão de exercícios, foram realizadas CIVMs de flexão e extensão do joelho em um dinamômetro isométrico (marca CEFISE/SP). Todos os testes foram executados pelo mesmo investigador e cada dia de avaliação do protocolo foi separado, no máximo, por uma semana. Ainda foi solicitado às participantes que não realizassem qualquer atividade ou exercício físico intensos 48 horas antes dos testes (DA SILVA et al. 2017).

### 3.7.1 Composição da massa corporal.

Para a avaliação da composição corporal foi utilizado o DEXA que foi calibrado antes de cada avaliação. Durante as medidas, cada participante foi orientada a permanecer em decúbito dorsal sem se movimentar por aproximadamente 5 minutos, enquanto o braço do equipamento deslocava-se sobre seu corpo, no sentido cabeça - pés. Foram calculados a massa de gordura (MG) e massa livre de gordura (MLG) total e regional (tronco, membros inferiores e superiores), através do software enCORE GE Healthcare do equipamento. Na avaliação antropométrica foram coletados massa e estatura corporal.

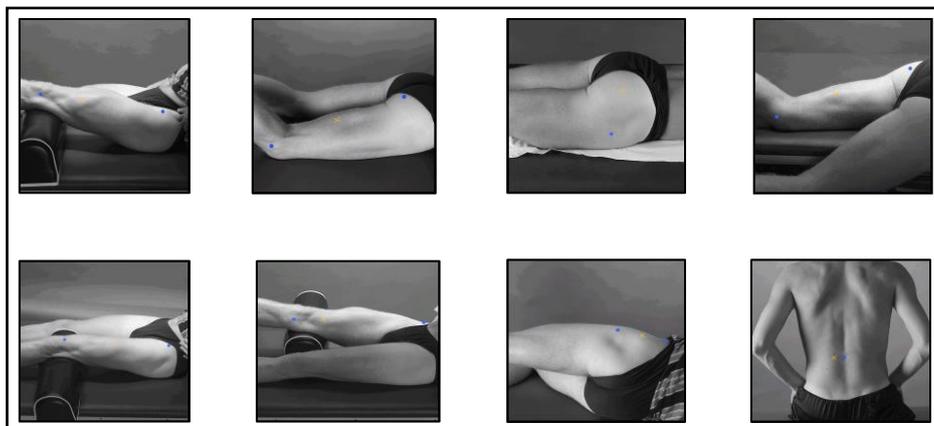


**Figura 4:** Equipamento DEXA (Lunar Prodigy® - GE Healthcare).

### 3.7.2 Posicionamentos dos eletrodos e preparação da pele.

Para o posicionamento dos eletrodos foram utilizadas as recomendações da SENIAM ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)). Os eletrodos foram posicionados de forma bipolar com distância de 20 mm entre si e na mesma direção das fibras musculares. No Glúteo máximo os eletrodos foram posicionados a 50% na linha entre as vértebras sacrais e o trocânter maior. Esta posição corresponde ao maior destaque do meio das nádegas, bem acima da protuberância visível do trocânter maior. Quanto à direção, foram posicionados da linha a partir da espinha íliaca posterior ao meio do aspecto posterior

da coxa. No Glúteo médio os eletrodos foram posicionados na metade da linha entre a crista ilíaca e o trocanter, na direção da linha da crista ilíaca até o trocanter. No Bíceps femoral os eletrodos foram posicionados a 50% da linha que vai da tuberosidade isquiática até o epicôndilo lateral da tíbia no sentido das fibras musculares. No Semitendíneo os eletrodos foram colocados a 50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia, no sentido das fibras musculares. No Reto femoral os eletrodos foram posicionados a 50% sobre da linha que vai da espinha íliaca anterior superior até a parte superior da patela no sentido das fibras musculares. No Vasto lateral os eletrodos foram posicionados a 2/3 entre a linha da espinha íliaca anterior superior até o lado lateral da patela no sentido das fibras musculares. No Vasto medial os eletrodos foram posicionados a 80% na linha entre a espinha íliaca anterior superior e o espaço articular na frente da borda anterior do ligamento medial. A orientação dos eletrodos ficou quase perpendicular à linha entre a espinha íliaca anterior superior e o espaço articular na frente da borda anterior do ligamento medial. Nos Eretores da espinha (Longuíssimo) os eletrodos foram posicionados a dois dedos do processo espinal de L1. O eletrodo de referência foi posicionado na clavícula. A fixação dos cabos na pele foram realizadas através de fita dupla face. Para reduzir a impedância, os pelos foram raspados e foi realizada abrasão com álcool e algodão até a pele ficar em um tom levemente avermelhado. Foram aceitos valores de impedância inferiores a 5000 Ohm (KONRAD, 2005). O tempo total estimado para preparação da pele, medidas de impedância e aplicação dos eletrodos em cada sujeito foi de ~ 20 minutos.



**Figura 5:** Posicionamentos dos eletrodos.

### 3.7.3 Mapas dos eletrodos.

Para controle e manutenção dos pontos de colocação dos eletrodos nas diferentes sessões de coleta de dados, foi utilizada a técnica de mapas, que consiste em demarcar o posicionamento dos eletrodos, padronizados pela SENIAM, em uma lâmina de acetato. Com a utilização de uma caneta marcadora os eletrodos foram contornados na pele e, logo após retirados, lâminas de acetato transparente foram sobrepostas sobre a pele para o desenho dos contornos dos eletrodos. Para a reprodutibilidade da localização do mapa foram utilizados referências, como pequenas manchas, pontos ou sinais na pele ou pontos ósseos, como por exemplo, a crista íliaca ântero-posterior (CORREA et al., 2012). Desta forma, foram marcados na lâmina de acetato os pontos referentes aos músculos Reto femoral, Vasto lateral, Vasto medial, Bíceps femoral, Semitendíneo, Glúteo máximo, Glúteo médio e Longuíssimo, e assim os mesmos foram facilmente identificados nas sessões seguintes. Na impossibilidade de identificação de pontos ou sinais na pele, foram marcados com caneta retroprojetora de longa duração os pontos de colocação dos eletrodos nas sessões seguintes.

O tempo total estimado para realização dos mapas de todos os músculos analisados foi de ~ 20 minutos.



**Figura 6:** Mapa do posicionamento dos eletrodos no músculo Quadríceps femoral.

### 3.7.4 Padronizações para execuções das CIVMs.

As Contrações isométricas voluntárias máximas (CIVMs) foram padronizadas para cada músculo avaliado. Após um aquecimento de 5 minutos em ciclo-ergômetro a 70 RPM (DA SILVA et al., 2017), foi solicitado à participante que realizasse em um dinamômetro isocinético duas CIVMs de 5 segundos para cada uma das ações de flexão do joelho, extensão do joelho, extensão do quadril, abdução do quadril e extensão da coluna vertebral em ordem aleatória. O intervalo de repouso entre as CIVMs foi de 1 minuto.

A CIVM para os músculos do Quadríceps e Isquiotibiais, foram padronizadas na posição sentada, ~ 90° de flexão do quadril e a 60° de flexão unilateral do joelho dominante (EBBEN 2009; CORREA et al., 2011) com a haste de contato posicionada 2 centímetros acima do maléolo medial.



**Figura 7:** Posicionamento da CIVM de Flexão e Extensão do quadril no equipamento isocinético CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA).

Para a CIVM do Glúteo máximo foi solicitado a extensão unilateral (CIVM) do quadril dominante na posição deitada em decúbito ventral (Contreras et al, 2015). O quadril estendido ( $0^{\circ}$  de flexão) com rotação externa (MACADAM et al., 2015) de aproximadamente  $45^{\circ}$ . Os joelhos permaneceram em  $0^{\circ}$  de flexão e a haste de contato foi posicionada 2 centímetros acima do maleolo lateral na região posterior do tornozelo dominante.



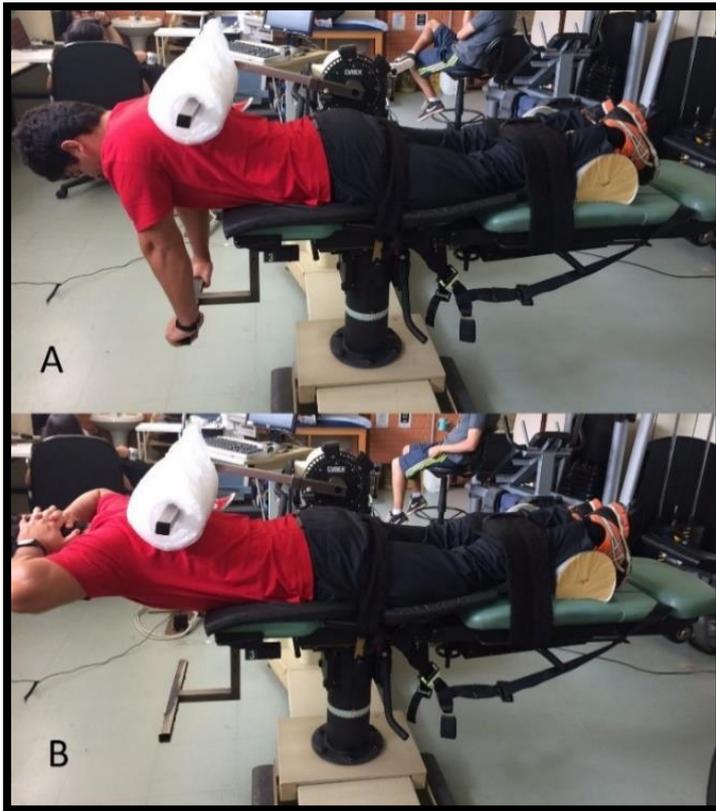
**Figura 8:** Posicionamento da CIVM de Extensão do quadril equipamento isocinético CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA).

As CIVMs do Glúteo médio foram realizadas movimentos de abdução do quadril em decúbito lateral com os joelhos e quadris a  $0^{\circ}$  de flexão e o quadril dominante abduzido em  $30^{\circ}$  (STASTNY et al. 2016). Na CIVM do Glúteo médio a haste de contato a qual foi realizada a resistência isométrica de abdução foi posicionada na região lateral do tornozelo, dois dedos acima do maléolo lateral.



**Figura 9:** Posicionamento da CIVM de Abdução do quadril no equipamento CYBEX Norm (CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA)).

As CIVMs para o Longuíssimo foram realizadas em posição em decúbito ventral com o apoio da Mesa do dinamômetro até a região do esterno com a 4<sup>a</sup> costela torácica, ou seja, essa região permaneceu fora do apoio da Mesa e mãos apoiadas em uma haste sustentaram a posição relaxada. Os membros inferiores foram imobilizados por faixas de velcro na região superior da coxa e panturrilhas e o contato de outra haste foi realizado nas escapulas inferiores. Abaixo figura do posicionamento em repouso (A) e em CIVM (B) para o Longuíssimo.



**Figura 10:** Posicionamento da CIVM de Hiperentensão da coluna no equipamento CYBEX Norm (CYBEX Norm (Ronkonkoma, NY, USA). (A) Repouso e (B) em CIVM.

### 3.7.5 Padronizações para execuções dos exercícios.

Para as ações dinâmicas (10 RM), os exercícios tiveram seus posicionamentos inicial e final, amplitudes de deslocamento e tempos das fases (Concêntrica e Excêntrica) padronizados. O tempo dos movimentos foram determinados por um metrônomo configurado a 1 segundo na fase concêntrica e 2 segundos na fase excêntrica (SCHOENFELD et al., 2015) por ser este um tempo de execução de movimento comumente utilizado por sujeitos treinados em sala de musculação. A posição inicial e final do movimento foi ajustada por um goniômetro e a amplitude de deslocamento controlado por *Steps*, anilhas e marcações com fitas colocadas na carga. Isto permitiu orientar os movimentos em uma mesma amplitude de

deslocamento em todos os exercícios, entre a angulação de 0° a ~ 100° (ESCAMILLA et al., 2001; McALLISTER et al., 2014), possibilitando assim, reduzir os efeitos de diferentes velocidades sobre a ativação muscular.

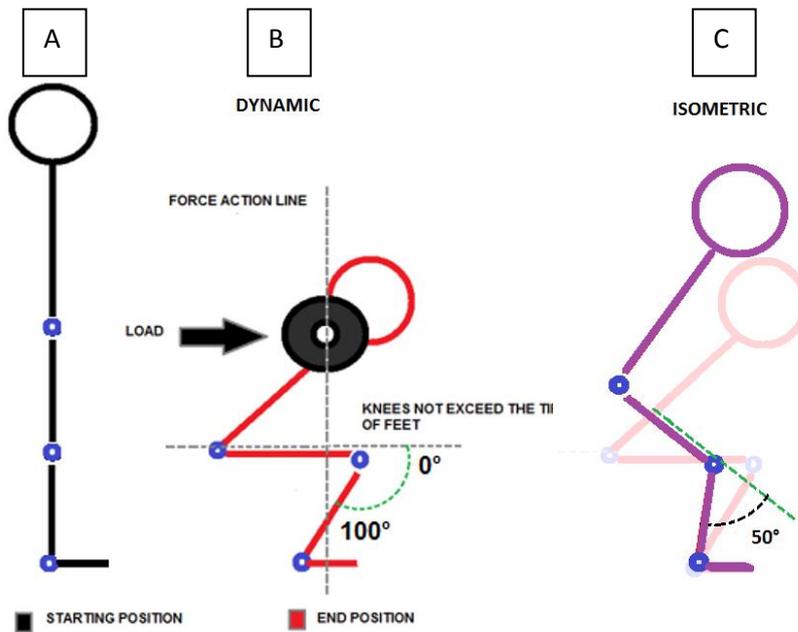
Para as ações isométricas, os exercícios foram padronizados com o auxílio de um goniômetro na metade da amplitude de movimento, ou seja, em 50° do deslocamento total, que foi de 0° a 100°. Os exercícios realizados em isometria tiveram duração de 5 segundos e foram realizados antes e após a realização das 10 RM. Nos exercícios Mesa flexora, Cadeira abduzora e Cadeira extensora, os movimentos foram bloqueados por resistência manual produzida pelos pesquisadores; já nos exercícios Agachamento livre, *Stiff*, *Hip thrust* e Quatro apoios o bloqueio foi realizado pelo travamento da barra no *Smith machine*.

Abaixo seguem ilustrações da amplitude, do posicionamento inicial e final do movimento dinâmico, bem como da padronização (ângulos) para o registro da ação isométrica em cada exercício investigado.

#### 3.7.5.1 Agachamento.

O Agachamento foi realizado de forma bilateral com uma barra apoiada sobre as costas seguindo orientações da literatura. Hirata e Duarte (2006) recomendam não ultrapassar o joelho da linha do pé, com o intuito de reduzir a força de compressão patelofemoral. Na posição inicial, o afastamento dos pés permaneceram na mesma linha do quadril e apontados para frente, contudo pequenas variações eram permitidas à medida em que o sujeito se sentisse mais confortável, visto que pequenas alterações na distância e rotação dos pés não influenciam a ativação muscular (ESCAMILLA et al., 2001). Ainda para a posição inicial, foi solicitado às participantes que mantivessem o tronco e as costas eretas, com a barra apoiada sobre os ombros, um pouco abaixo da sétima vértebra cervical (COTTERMAN et. al., 2005). Durante a fase excêntrica o quadril flexionava, o tronco era projetado à frente e os joelhos eram flexionados até ~100°, determinando assim a posição final do movimento. Depois de atingir a

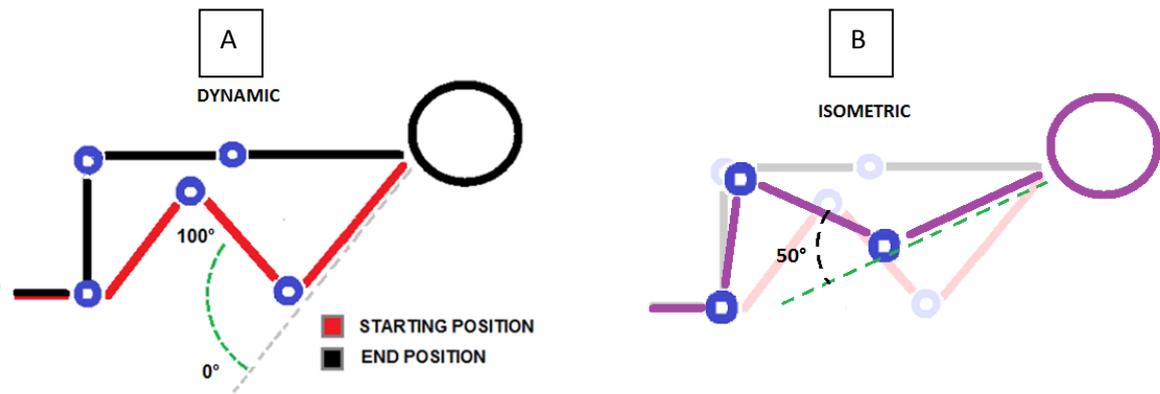
profundidade adequada no Agachamento, a participante elevava verticalmente a carga até assumir uma posição com joelhos totalmente estendidos (COTTERMAN et. al., 2005).



**Figura 11:** Posicionamento inicial (A) e final no Agachamento (B: dinâmico e C: isométrico).

### 3.7.5.2 Hip thrust.

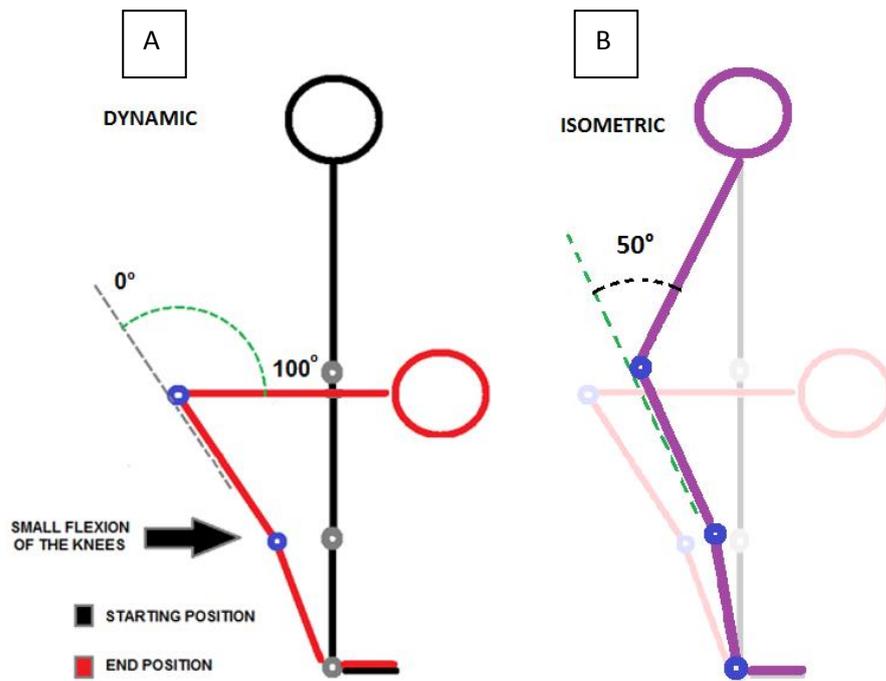
O exercício foi realizado com uma barra olímpica apoiada sob o quadril, com a região das costas, logo abaixo das escapulas, apoiadas em um banco supino. Na posição inicial, os joelhos e quadris estavam flexionados em ~ 100°. Com a barra posicionada na região do quadril, na crista íliaca ântero-posterior, era solicitado que a participante realizasse o movimento de elevação da pélvis, ou seja, extensão do quadril e dos joelhos até os quadris ficarem paralelo ao solo (posição final).



**Figura 12:** Posicionamento no exercício *Hip thrust* (A: dinâmico e B: isométrico).

### 3.7.5.3 *Stiff*.

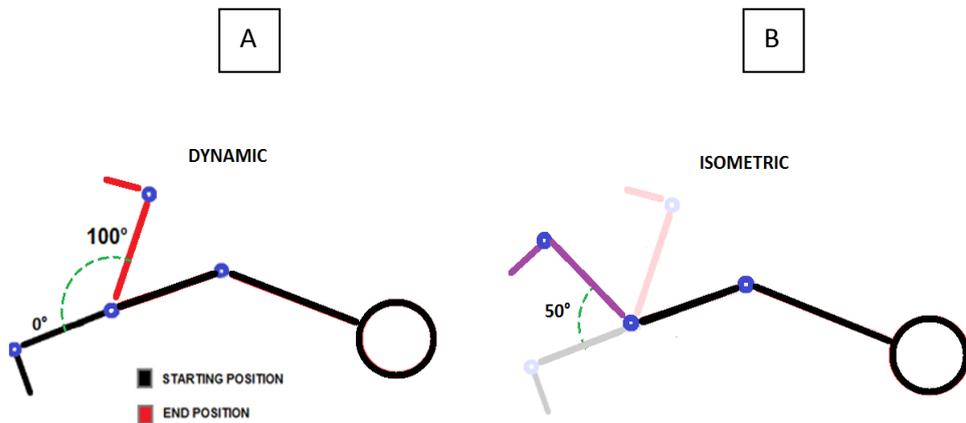
A padronização do movimento no *Stiff* foi realizada conforme orientações reportadas na literatura. Bezerra et al. (2013) afirmaram que a técnica individual pode ser um fator que afeta a atividade muscular durante o *Stiff*. Na posição inicial os pés estavam apontados para frente e posicionados na largura do quadril, os joelhos levemente flexionados ( $\sim 15^\circ$ ), ombros em posição neutra, escápulas aduzidas e as mãos em pronação na largura biacromial segurando a barra olímpica. Durante o movimento a participante flexionava os quadris até  $\sim 100^\circ$ , mantendo aproximadamente  $15^\circ$  de flexão do joelho, curvatura da região lombar normal, escápulas retraídas e espinha cervical ligeiramente estendida (BEZERRA et al., 2013; SCHOENFELD et al., 2015; EBBEN, 2009).



**Figura 13:** Posicionamento exercício *Stiff* (A: dinâmico e B: isométrico).

#### 3.7.5.4 Mesa flexora.

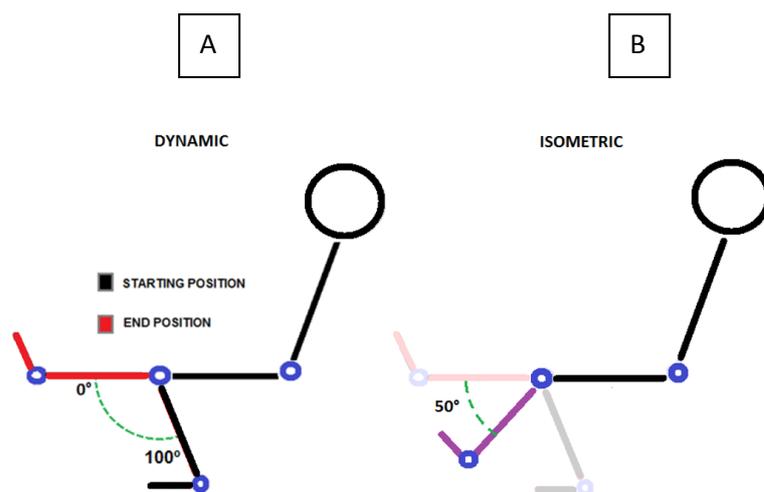
Na Mesa flexora a participante iniciava o exercício na posição de decubito ventral com os joelhos estendidos e o braço de alavanca do equipamento ajustado para descansar próximo aos calcanhares. O sujeito flexionava os joelhos até que a almofada parasse um pouco antes de entrar em contato com as nádegas (100° de flexão), em seguida, o movimento de extensão do joelho era executado, até que a haste de contato retornasse à posição inicial (SCHOENFELD et al., 2015).



**Figura 14:** Posicionamento na Mesa flexora (A: dinâmico e B: isométrico).

### 3.7.5.5 Cadeira extensora.

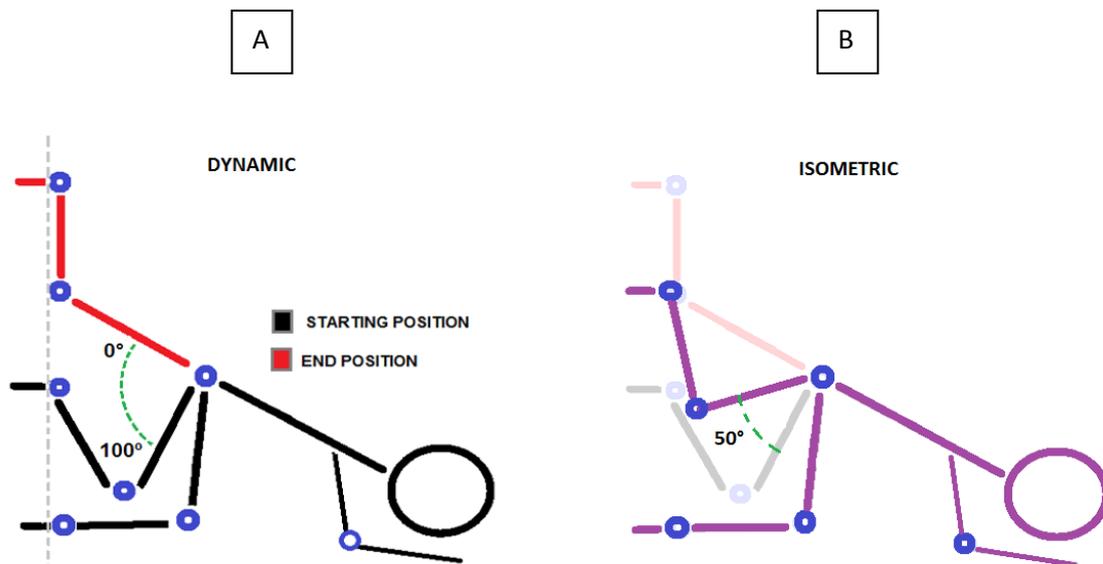
A posição inicial na Cadeira extensora foi padronizada com os joelhos posicionados a 100° de flexão, movimentando a perna até a posição final de 0° graus de flexão (i.e. joelho totalmente estendido). Com o quadril permanecendo flexionado em ~ 80°, os joelhos foram alinhados ao eixo do equipamento e o contato da almofada fornecendo resistência externa entre os pés e a canela.



**Figura 15:** Posicionamento na Cadeira extensora (A: dinâmico e B: isométrico).

### 3.7.5.6 Quatro apoios.

No *Smith machine*, os sujeitos foram posicionados inicialmente em 4 apoios. Juntamente com os antebraços, o membro inferior não dominante estava apoiado ao solo com o quadril flexionado em  $\sim 110^\circ$  e o joelho flexionado em  $\sim 90^\circ$ . O outro membro inferior (dominante) estava suspenso e apoiado com a sola do pé ao centro da barra do equipamento. O membro dominante realizou de forma unilateral a extensão do quadril e joelho partindo de  $\sim 100^\circ$  de flexão de quadril até atingir  $\sim 0^\circ$  de flexão do quadril.

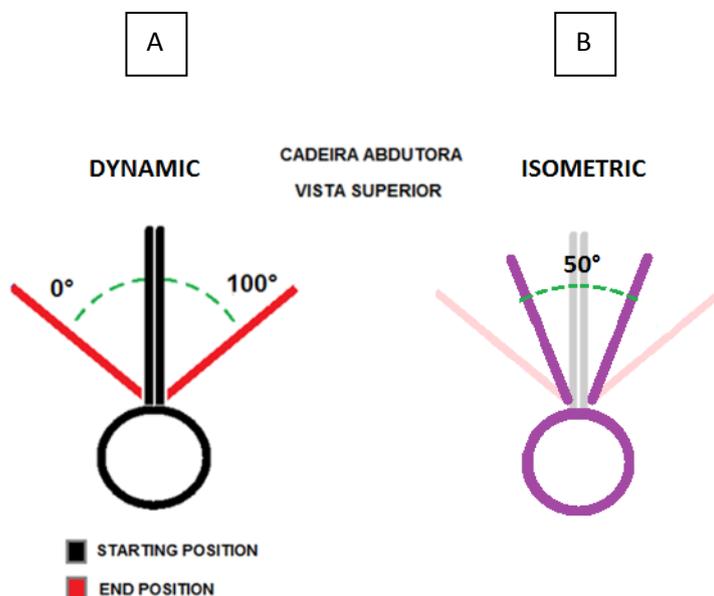


**Figura 16:** Posicionamento quatro apoios no Smith (A: dinâmico e B: isométrico).

### 3.7.5.7 Cadeira abdução.

Posicionada sobre uma Cadeira abdução, a participante realizou a abdução do quadril de forma bilateral. Posição inicial: sentada, quadril e joelhos flexionados em  $\sim$

90° com 0° de abdução do quadril. Na posição final os quadris eram abduzidos até um ângulo de ~ 100° entre as coxas.



**Figura 17:** Posicionamento na Cadeira abduutora – vista aérea (A: dinâmico e B: isométrico).

### 3.7.6 Relativização das cargas nos exercícios de força.

A fim de relativizar as cargas para cada exercício (i.e. mesmo número de repetições máximas), foram realizados testes para identificar a máxima carga utilizada em 10 repetições máximas (10RM). Esse número de repetições foi utilizado no presente estudo por ser comumente utilizado em treinos para hipertrofia muscular (ESCAMILLA et al., 2001). Todos os exercícios foram realizados conforme as padronizações anteriormente descritas. O tempo de repouso entre as séries foi de 5 minutos para que não ocorresse interferência no desempenho da série do exercício subsequente (SCHOENFELD et al., 2015; EBBEN et al., 2010). A fim de agilizar o ajuste das cargas, o teste de 1RM não foi realizado devido ao grande número de

exercícios e tentativas necessários avaliá-lo (EBBEN et al., 2010). Assim, as cargas foram estimadas com a utilização da equação de Brzicki, por esta já ter sido testada na literatura para alguns exercícios de membros inferiores como o Agachamento e o *Leg press*, possuir uma margem baixa de erro e não exigir muito tempo para estimar a carga máxima (CURY e TUMELERO 2010). Como as participantes da pesquisa possuíam experiência em treinamento de força, o ajuste de cargas para cada exercício foi facilitado. Desta forma foi solicitado que na primeira tentativa já buscassem alcançar as 10 repetições máximas (i.e., 10RM). Caso não atingissem ou ultrapassassem esse número de repetições, na tentativa seguinte (até o limite de 2 tentativas por exercício) a carga era ajustada com o auxílio de uma equação que estima a carga de 1 RM. Se na segunda tentativa também não fosse atingido ou ultrapassado o número de 10 repetições, a carga estimada pela equação de predição era a considerada. Quanto ao critério para interromper as repetições máximas, foi determinado no momento em que o sujeito começava a alterar a velocidade de execução do movimento.

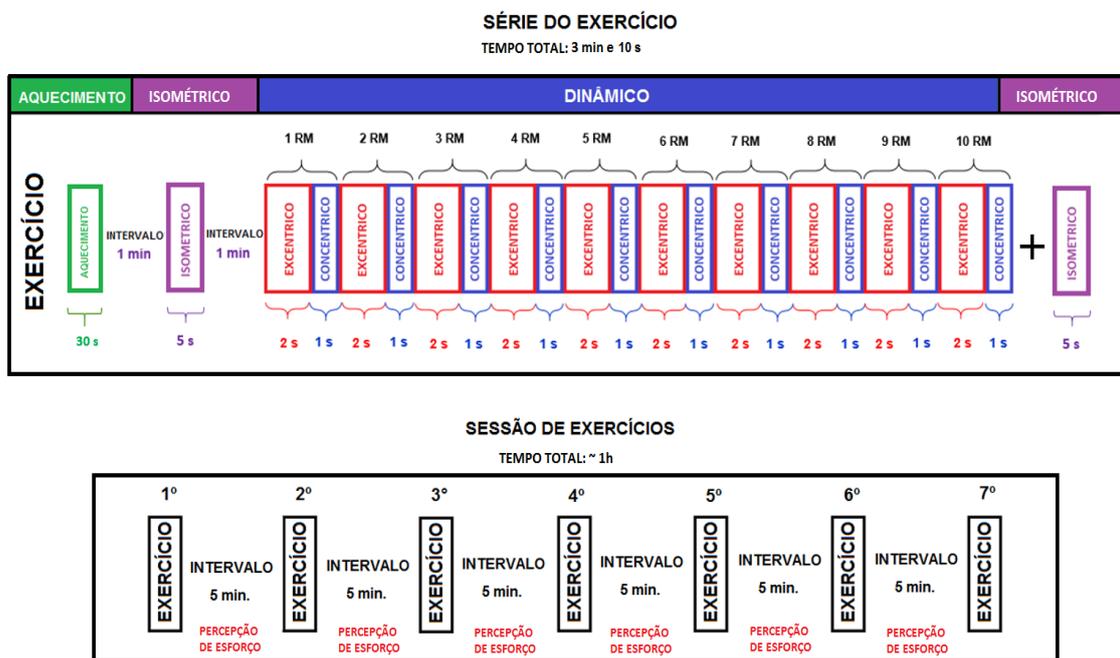
$$\text{CARGA 1RM Estimada} = (\text{CARGA estimada} \times 100) / 102,78 - (\text{n}^\circ \text{RM realizadas} \times 2,78)$$

Equação de predição de 1RM utilizada no estudo. Fonte: Cury e Tumelero (2010).

### **3.7.7 Procedimentos na série e na sessão de exercícios.**

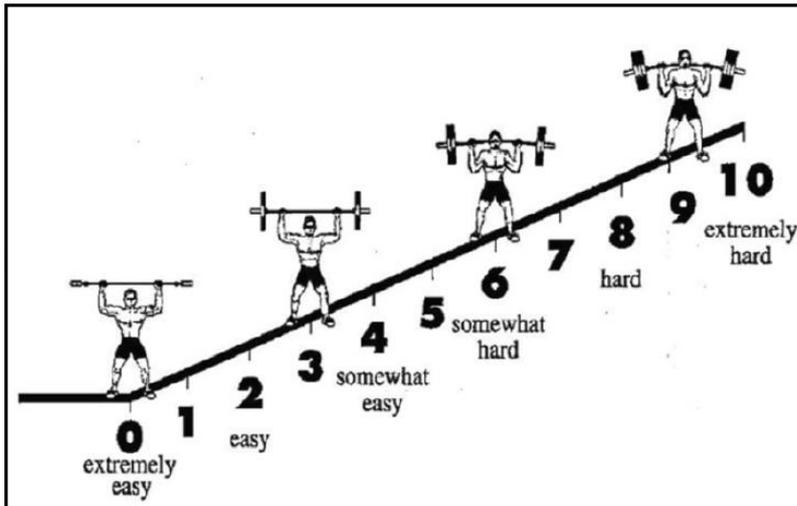
A série dos exercícios foi realizada de forma isométrica e dinâmica (10 RM). A série iniciou com um aquecimento de 10 repetições a intensidade do peso corporal que serviu para recordar e sincronizar o ritmo e a amplitude do movimento. Seguindo as orientações dos testes anteriores que definiram os sorteios de ordens, posicionamentos, tempos das fases concêntricas e excêntricas e relativização das cargas, foi realizada uma contração isométrica máxima de 5 segundos antes e após as 10 RM. Foi concedido 1 minuto de intervalo entre o aquecimento, a ação isométrica

inicial e as 10 RM. A ação isométrica final foi realizada sem intervalo ao final das 10 RM. Foram concedidos 5 minutos de intervalo entre os exercícios. Dependendo da característica do exercício, o mesmo foi iniciado pela fase concêntrica ou pela fase excêntrica. O tempo para realização de cada exercício foi de ~ 3 minutos e o tempo total da Sessão de 7 exercícios foi de ~ 1 hora. Abaixo segue esquema dos intervalos de repouso, tempos estimados das ações e tempo total na série do exercício e entre exercícios na sessão.



**Figura 18:** Procedimentos na série e na sessão de exercícios adotados no estudo.

Ao término de cada exercício foi questionado a cada participante, dentro dos 5 minutos de intervalo de repouso, a percepção de esforço para os grupos musculares Quadríceps femoral, Isquiotibiais, Abdutores, Paravertebrais e o músculo Glúteo máximo, adotando-se a seguinte pergunta: Quão difícil você sente que seus músculos estão trabalhando? Para as avaliações da percepção de esforço foi utilizada a escala OMNI. (MORISHITA et al., 2013; NACLERIO et al., 2011). Abaixo segue figura com números referentes a percepção de esforço.

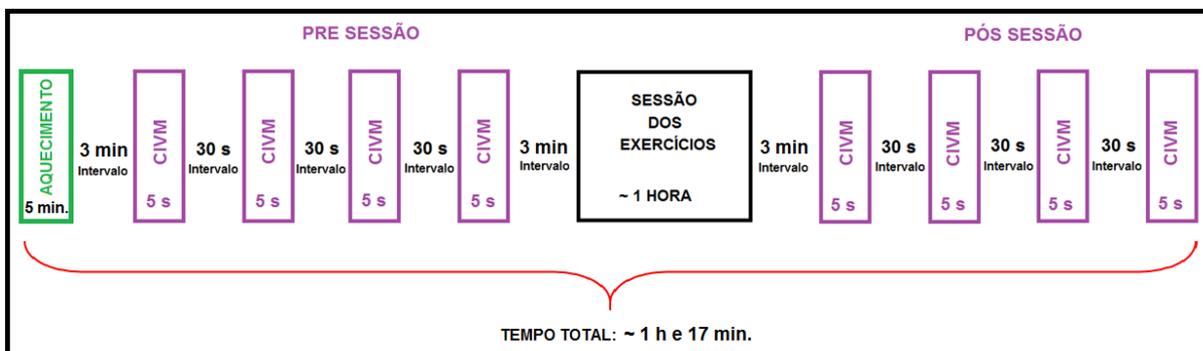


**Figura 19:** OMNI – Escala para avaliar a percepção de esforço em exercícios de força. (NACLERIO et al., 2011).

### 3.7.8 Testes de fadiga pré e pós-sessão de exercícios.

Antes e após a sessão de exercícios foram realizados CIVMs de extensão e flexão dos joelhos a fim de verificar se a sessão de exercícios causou fadiga muscular, ou seja, se o nível de força da musculatura avaliada foi alterado após a sessão de exercícios. Para essa avaliação, as participantes foram posicionadas em um dinamômetro isométrico (marca Cefise/SP) a 60° de flexão de joelhos e ~ 90° de flexão de quadril, no qual realizaram quatro CIMVs Pré-sessão e outras quatro CIVMs Pós-sessão. Das quatro CIVMs Pré-sessão, duas foram para o Quadríceps femoral e outras duas CIVMs para os Isquiotibiais. As outras quatro CIVMs Pós-sessão também foram assim distribuídas. Todas as CIVMs foram separadas por intervalos de 30 segundos. Já entre os testes de fadiga e a sessão de exercícios, foram concedidos intervalos de 3 minutos para repouso. Anteriormente ao início da Pré-sessão foi realizado aquecimento de 5 minutos em esteira a uma velocidade selecionada de 5 à 6 km/h. Após isso foi fornecido intervalo de 3 minutos para fixação dos cabos nos eletrodos e posicionamentos no dinamômetro CEFISE para assim ser iniciada a primeira CIVM da pré-sessão. O tempo total do protocolo realizado no dia 4, sem

contar com tempo dispendido para o posicionamento dos eletrodos, conforme mapa realizado no dia 2, foi de ~ 1 hora e 17 minutos. Abaixo segue o esquema adotado, com intervalos e tempo total do protocolo dos exercícios realizados no dia 4.



**Figura 20:** Testes pré e pós-sessão de exercícios.

### 3.8 INSTRUMENTOS ESTATÍSTICOS

#### 3.8.1 Análises dos dados Eletromiográficos - EMG.

Os dados foram coletados por um Eletromiógrafo New Miotool de 8 canais, com capacidade de frequência de 2000 Hz por canal. Para todas as análises da ativação muscular foi utilizado o *Software* Miotec Suite 1.0 Miograph. Foram utilizados filtros de frequência passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz de 5ª ordem. Possíveis interferências extrínsecas nas frequências de 60 HZ e suas harmônicas foram excluídas no domínio de frequência com a utilização da opção *Notch filter* (CORREA et al., 2012), do programa *Miograph*.

O momento de cada ação isométrica ou dinâmica foi registrado a 0,5 frames por segundo por filmagem via *webcam* e foi sincronizado com os sinais de EMG brutos. Isto permitiu analisar a ativação muscular e a duração das ações isométricas

e dinâmicas (concêntricas e excêntricas) em todos os exercícios para cada músculo avaliado.

#### 3.8.1.1 Análises da ativação muscular nos exercícios dinâmicos e isométricos.

Para analisar o nível de ativação muscular, o sinal bruto apresentado em unidades de Microvolts ( $\mu\text{V}$ ) foi filtrado pelo cálculo estatístico RMS (*Root Mean Square*). Nos exercícios realizados dinamicamente, a análise dos músculos foi realizada para cada repetição concêntrica e excêntrica. Foram descartadas a primeira e a última repetição e recortadas as fases concêntricas e excêntricas das 8 repetições intermediárias. Para normalizar os valores em % da CIVM e permitir a comparação dos exercícios com outros sujeitos da pesquisa, os recortes de cada repetição concêntrica e excêntrica apresentados em média RMS foram relativizados pela média RMS do segundo de maior platô da curva de força mensurada na CIVM de cada músculo registrada no dinamômetro isocinetico CYBEX. Após isso, foi realizada a média dos percentuais das 8 repetições que posteriormente foram comparadas com outros exercícios em cada músculo avaliado.

Para a análise da CIVM realizada anteriormente à ação dinâmica de 10 RM, foi recortada a média de 1 segundo do valor RMS no momento de maior ativação muscular registrado nos 5 segundos da CIVM do exercício correspondente. A seguir, esse valor foi relativizado pela CIVM registrada no dinamômetro isocinético CYBEX e assim apresentado em % da CIVM.

#### 3.8.2 Análises dos dados de Percepção de esforço.

Os dados foram analisados pelo relato dos escores da escala de OMNI nas percepções de esforço para os grupos musculares: Quadríceps, Isquiotibiais,

Abdutores, Paravertebrais e Glúteo máximo, logo após cada exercício. Desta forma as médias dos escores foram comparadas entre os exercícios para cada um dos grupos musculares relacionados acima.

### **3.8.3 Análises dos dados pré e pós-sessão de exercícios de força**

Os dados de fadiga antes e após a sessão foram analisados no dinamômetro isométrico pelos valores de Kgf (Quilograma-força) no segundo de maior força produzida nos movimentos isométricos de flexão e extensão do joelho, antes e após a sessão de exercícios de força.

## **4. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Os valores das variáveis dependentes foram expressos em média  $\pm$  desvio padrão, com os dados apresentando normalidade, a qual foi testada através do teste de Shapiro-Wilk.

Para comparar o Nível de ativação muscular (% CIVM) entre os exercícios foi utilizado o teste ANOVA de medidas repetidas 1 X 7 (músculo X exercícios). *A priori* foi testada a esfericidade através do teste de Mauchly; em caso de violação da hipótese de esfericidade, foi utilizado o fator de Greenhouse-Geiser. Quando houve efeito significativo, o *post hoc* de Bonferroni foi utilizado para as comparações par a par entre os exercícios.

Para análise estatística pré e pós-sessão de exercícios foi utilizado o teste t pareado.

Para todos os testes, o nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ . O *software* utilizado para todas as análises foi o SPSS versão 20.0.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E DOS EXERCÍCIOS.

Na tabela (1) abaixo seguem os dados da amostra de 17 atletas, em que constam a média e o desvio padrão das características físicas bem como das cargas, tempos e ordenamentos dos exercícios.

Os tempos das fases concêntricas e excêntricas ficaram muito próximos aos solicitados (concêntricas 1 segundo, excêntricas 2 segundos) e que, de uma forma geral, atenderam aproximadamente 3 segundos, tempo este referente à amplitude total de uma repetição. Contudo, foi possível observar um maior tempo nas fases concêntricas nos exercícios multiarticulares (Agachamento e 4 apoios) e um menor tempo nos monoarticulares (Mesa flexora, Cadeira abduutora e Cadeira extensora).

**Tabela 1:** Caracterização física da amostra, da carga 10 RM (em kg) e dos tempos de execução das fases concêntrica e excêntrica dos exercícios de força avaliados.

<b>AMOSTRA N:17</b>	<b>MÉDIA DP</b>				
Idade (anos)	29,9	± 5,2			
Anos Experiência treino	10,8	± 3,8			
Massa total (kg)	63,3	± 7,9			
Massa magra (kg)	48,3	± 6,5			
Gordura (%)	20,4	± 5,8			
Estatura (cm)	162,7	± 4,1			
<b>CARGAS 10 RM (KG)</b>	<b>MÉDIA DP</b>				
Cadeira abdução	83,0	± 19,9			
<i>Hip thrust</i>	76,8	± 17,7			
Agachamento	75,5	± 16,4			
<i>Stiff</i>	63,1	± 13,3			
Mesa flexora	50,0	± 9,9			
4 apoios	19,8	± 4,4			
<b>TEMPO FASES (s)</b>	<b>Concêntrico MÉDIA DP</b>		<b>Excêntrico MÉDIA DP</b>	<b>Combinado SOMA</b>	
Agachamento	1,14	± 0,13	1,91	± 0,15	3,04
4 apoios	1,12	± 0,12	1,93	± 0,20	3,06
<i>Stiff</i>	1,00	± 0,06	2,02	± 0,13	3,02
<i>Hip thrust</i>	0,90	± 0,13	2,12	± 0,15	3,02
Cadeira abdução	0,85	± 0,58	2,17	± 0,19	3,02
Cadeira extensora	0,85	± 0,11	2,14	± 0,14	2,99
Mesa flexora	0,83	± 0,10	2,17	± 0,14	3,00

## 5.2 CIVM PRÉ E PÓS-SESSÃO DE EXERCÍCIOS.

Os dados relativos à força (em kg) de todos os sujeitos da amostra são apresentados na tabela (2) em média de desvio padrão (DP) pré e pós-sessão dos exercícios. Os resultados não demonstram redução significativa de força pós-sessão dos exercícios de força, tanto para o Quadríceps femoral ( $p=0,784$ ) quanto para os Isquiotibiais ( $p=0,540$ ).

**Tabela 2.** CIVM Pré e Pós-sessão de exercícios.

Sujeitos	QUADRÍCEPS FEMORAL		ISQUIOTIBIAIS	
	Pré (Kg)	Pós (Kg)	Pré (Kg)	Pós(Kg)
1	55,29	50,62	16,06	18,98
2	78,87	75,07	38,40	36,42
3	68,20	66,88	30,34	30,34
4	82,67	84,07	44,11	41,41
5	68,71	75,76	32,77	38,48
6	65,78	65,0	31,38	34,83
7	64,02	69,85	30,7	28,96
8	57,22	58,28	37,54	31,07
9	54,9	60,73	24,21	26,34
10	70,43	68,34	29,24	30,21
11	65,57	56,94	30,72	30,86
12	74,57	64,99	30,87	33,73
13	65,49	62,87	33,04	30,21
14	71,17	74,94	40,36	40,8
15	45,06	42,88	23,05	22,94
16	62,19	62,85	21,29	14,08
17	63,24	67,74	28,55	23,84
<b>MÉDIA</b>	<b>65,49</b>	<b>65,17</b>	<b>30,74</b>	<b>30,21</b>
<b>± DP</b>	<b>9,19</b>	<b>9,87</b>	<b>7,07</b>	<b>7,40</b>

$p = 0,784$

$p = 0,540$

### 5.3. NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR NAS FASES CONCÊNTRICA, EXCÊNTRICA, E EM CONDIÇÃO ISOMÉTRICA, ASSIM COMO A PERCEPÇÃO DE ESFORÇO.

Na tabela (3), estão apresentados em média e desvio padrão (DP), os dados das fases concêntrica, excêntrica e isométrica (em % da CIVM) dos exercícios Agachamento, Cadeira extensora, Cadeira abduutora, 4 apoios, *Hip thrust*, *Stiff* e Mesa flexora para cada um dos músculos avaliados: Reto femoral, Vasto lateral, Vasto medial, Bíceps femoral, Semitendíneo, Glúteo máximo, Glúteo médio e Longuíssimo. Ainda, são apresentados os escores de percepção de esforço nos mesmos exercícios, referentes aos grupos musculares Quadríceps, Isquiotibiais, Paravertebrais, Abdutores e Glúteo máximo. Foram observados maiores valores de percepção de esforço do Quadríceps na Cadeira extensora. Nos Isquiotibiais estes foram identificados na Mesa flexora e o *Stiff*, no Glúteo máximo no 4 apoios e o *Hip thrust*, nos Abdutores na Cadeira abduutora e nos Paravertebrais no Agachamento e o *Stiff*.

**Tabela 3:** Nível de ativação concêntrica, excêntrica, isométrica (em valores % da CIVM) e percepção de esforço nos diferentes exercícios de força testados.

RETO FEMORAL	Concêntrico		Excêntrico		Isométrico		OMNI
	MÉDIA ± DP (%)		MÉDIA ± DP (%)		MÉDIA ± DP (%)		MÉDIA ± DP
Agachamento	89,66	± 20,84 <sub>d,e,f,g</sub>	32,98	± 11,00 <sub>d,e,f,g</sub>	14,99	± 7,23 <sub>f,g</sub>	8,2 ± 1,8
Cadeira extensora	79,67	± 29,78 <sub>d,e,f,g</sub>	39,61	± 18,01 <sub>d,e,f,g</sub>	72,18	± 25,60 <sub>a,d,e,f,g</sub>	9,2 ± 1,0
Cadeira abduutora	66,35	± 30,81 <sub>d,e,f,g</sub>	38,25	± 14,24 <sub>d,e,f,g</sub>	76,34	± 40,31 <sub>a,d,e,f,g</sub>	0,9 ± 1,4
4 apoios	17,86	± 9,12 <sub>e,f,g</sub>	7,93	± 3,03 <sub>e,g</sub>	26,24	± 13,87 <sub>f,g</sub>	3,6 ± 2,7
<i>Hip thrust</i>	7,93	± 5,16	4,66	± 2,18	11,97	± 8,96	2,1 ± 1,7
<i>Stiff</i>	5,79	± 2,71	6,37	± 3,37	5,85	± 5,23	0,9 ± 1,1
Mesa flexora	5,32	± 2,57	3,03	± 1,39	7,79	± 6,31	0,8 ± 1,0

"a" > Agachamento "b" > Cadeira extensora; "c" > Cadeira abduutora; "d" > 4 apoios; "e" > *Hip thrust*; "f" > *Stiff*; "g" > Mesa flexora.

p < 0,05.

VASTO LATERAL	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
Agachamento	89,68 ± 33,19 c,d,e,f,g	41,55 ± 7,48 c,d,e,f,g	36,89 ± 17,49 e,f,g	8,2 ± 1,8
Cadeira extensora	80,68 ± 17,80 c,d,e,f,g	48,84 ± 13,42 c,d,e,f,g	72,61 ± 18,68 a,d,e,f,g	9,2 ± 1,0
4 apoios	58,31 ± 24,33 d,e,f,g	27,35 ± 12,90 d,e,f,g	75,50 ± 35,16 a,e,f,g	3,6 ± 2,7
<i>Hip thrust</i>	24,28 ± 12,5 g	14,14 ± 6,92 g	44,94 ± 30,48 e,f,g	2,1 ± 1,7
<i>Stiff</i>	15,02 ± 9,81 g	15,08 ± 8,81 g	10,48 ± 7,84	0,9 ± 1,1
Cadeira abduutora	13,37 ± 7,32 g	8,86 ± 3,63 g	13,57 ± 7,55 g	0,9 ± 1,4
Mesa flexora	4,22 ± 2,58	2,47 ± 1,17	5,39 ± 3,92	0,8 ± 1,0

"a" > Agachamento "b" > Cadeira extensora; "c" > 4 apoios; "d" > *Hip thrust*; "e" > *Stiff*; "f" > Cadeira abduutora; "g" > Mesa flexora.

p < 0,05.

VASTO MEDIAL	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
Agachamento	137,15 ± 48,78 c,d,e,f,g	62,46 ± 19,8 c,d,e,f,g	63,85 ± 31,60 e,f,g	8,2 ± 1,8
Cadeira extensora	112,47 ± 40,59 d,e,f,g	57,65 ± 23,51 c,d,e,f,g	84,04 ± 39,07 e,f,g	9,2 ± 1,0
4 apoios	91,53 ± 35,74 d,e,f,g	36,05 ± 14,88 d,e,f,g	104,58 ± 26,36 a,d,e,f,g	3,6 ± 2,7
<i>Hip thrust</i>	34,76 ± 16,70 f,g	19,87 ± 10,47 g	67,33 ± 39,44 e,f,g	2,1 ± 1,7
<i>Stiff</i>	18,97 ± 7,20 g	18,65 ± 7,89 g	22,14 ± 16,32	0,9 ± 1,1
Cadeira abduutora	16,37 ± 15,10	10,54 ± 8,47	17,98 ± 17,44	0,9 ± 1,4
Mesa flexora	9,46 ± 3,39	5,04 ± 1,29	11,98 ± 5,12	0,8 ± 1,0

"a" > Agachamento "b" > Cadeira extensora; "c" > 4 apoios; "d" > *Hip thrust*; "e" > *Stiff*; "f" > Cadeira abduutora; "g" > Mesa flexora.

p < 0,05.

BÍCEPS FEMORAL	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
Mesa flexora	81,22 ± 16,98 b,c,d,e,f,g	41,72 ± 10,56 b,c,d,e,f,g	90,42 ± 28,93 b,c,d,e,f,g	8,7 ± 1,6
<i>Stiff</i>	43,48 ± 14,57 d,e,f,g	16,23 ± 6,92 f,g	36,02 ± 16,16 d,e,f,g	8,7 ± 1,4
<i>Hip thrust</i>	34,34 ± 13,35 e,f,g	21,07 ± 11,27 f,g	31,88 ± 19,49 d,e,f,g	4,7 ± 2,2
Agachamento	23,06 ± 8,33 f,g	14,30 ± 5,49 f,g	14,10 ± 8,44 g	4,0 ± 1,9
4 apoios	20,96 ± 8,97 g	16,30 ± 8,22 f,g	15,25 ± 8,17 g	4,7 ± 2,3
Cadeira extensora	12,54 ± 8,41	6,67 ± 4,49	9,66 ± 5,37	1,4 ± 1,5
Cadeira abduutora	5,45 ± 6,01	4,79 ± 7,85	5,66 ± 4,35	1,9 ± 1,3

"a" > Mesa flexora "b" > *Stiff*; "c" > *Hip thrust*; "d" > Agachamento; "e" > 4 apoios; "f" > Cadeira extensora; "g" > Cadeira abduutora.

p < 0,05.

SEMITENDÍNEO	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
Mesa flexora	78,33 ± 17,56 b,c,d,e,f,g	38,25 ± 8,48 b,c,d,e,f,g	98,42 ± 21,65 b,c,d,e,f,g	8,7 ± 1,6
<i>Stiff</i>	58,60 ± 24,55 c,d,e,f,g	18,88 ± 8,39 f,g	41,07 ± 14,1 d,e,f,g	8,7 ± 1,4
<i>Hip thrust</i>	36,57 ± 11,72 e,f,g	25,57 ± 9,21 e,f,g	37,43 ± 28,97 f,g	4,7 ± 2,2
4 apoios	27,77 ± 13,31 f,g	22,84 ± 10,8 e,f,g	15,32 ± 7,32 f,g	4,7 ± 2,3
Agachamento	16,38 ± 4,19 f,g	12,12 ± 3,73 f,g	14,95 ± 9,23 g	4,0 ± 1,9
Cadeira extensora	4,92 ± 2,47	2,83 ± 1,41	9,68 ± 9,5	1,4 ± 1,5
Cadeira abduutora	4,13 ± 5,28	2,31 ± 1,72	5,38 ± 3,63	1,9 ± 1,3

"a" > Mesa flexora "b" > *Stiff*; "c" > *Hip thrust*; "d" > 4 apoios; "e" > Agachamento; "f" > Cadeira extensora; "g" > Cadeira abduutora.

p < 0,05.

GLÚTEO MÁXIMO	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
4 apoios	82,40 ± 26,54 b,c*,d,e,f,g	44,76 ± 13,61 b,c,d,e,f,g	87,93 ± 19,98 b,c,e,f,g	8,4 ± 1,4
Agachamento	61,24 ± 24,51 f,g	18,37 ± 6,32 f,g	37,99 ± 17,74 g	6,1 ± 2,3
<i>Stiff</i>	57,64 ± 25,47 f,g	20,15 ± 10,36 f,g	38,37 ± 17,60 f,g	7,3 ± 1,5
<i>Hip thrust</i>	57,01 ± 25,49 f,g	29,90 ± 9,49 b,f,g	75,23 ± 27,51 b,c,e,f,g	8,3 ± 1,9
Cadeira abduutora	43,53 ± 19,4 f,g	25,95 ± 11,42 f,g	47,10 ± 22,61 f,g	6,9 ± 1,6
Mesa flexora	11,17 ± 7,11 g	6,44 ± 3,60 g	20,27 ± 16,01 g	3,6 ± 2,7
Cadeira extensora	3,99 ± 2,07	3,28 ± 1,78	4,31 ± 2,87	0,8 ± 1,2

"a" > 4 apoios; "b" > Agachamento; "c" > *Stiff*; "d" > *Hip thrust* "e" > Cadeira abduutora; "f" > Mesa flexora; "g" > Cadeira extensora.

p < 0,05; \* p=0,056.

GLÚTEO MÉDIO	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
Cadeira abduutora	74,68 ± 37,32 c,d,e,f,g	43,08 ± 18,67 c,d,e,f,g	71,57 ± 31,64 d,e,f,g	8,9 ± 1,2
4 apoios	70,84 ± 22,42 c,d,e,f,g	44,25 ± 15,78 c,d,e,f,g	65,73 ± 29,41 d,e,f,g	4,6 ± 3,0
<i>Hip thrust</i>	43,14 ± 24,04 d,e*,f,g	28,38 ± 10,34 d,f,g	63,40 ± 37,63 d,e,f,g	3,9 ± 2,7
Agachamento	27,29 ± 16,93 f,g	20,01 ± 9,07 f,g	25,48 ± 13,47 g	3,0 ± 2,3
<i>Stiff</i>	26,87 ± 13,45 f,g	19,17 ± 10,63 f,g	18,62 ± 11,86	3,1 ± 2,2
Mesa flexora	13,06 ± 8,67	6,97 ± 4,19	15,98 ± 11,83	2,1 ± 1,7
Cadeira extensora	10,86 ± 6,60	7,96 ± 4,60	13,14 ± 9,17	1,2 ± 1,4

"a" > Cadeira abduutora; "b" > 4 apoios; "c" > *Hip thrust*; "d" > Agachamento; "e" > *Stiff*; "f" > Mesa flexora; "g" > Cadeira extensora.

p < 0,05; \* p = 0,081.

LONGUÍSSIMO	Concêntrico	Excêntrico	Isométrico	OMNI
	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP (%)	MÉDIA ± DP
Agachamento	71,76 ± 24,04 e,f,g	46,54 ± 12,06 b,e,f,g	54,75 ± 24,55 e,f,g	6,9 ± 2,4
Mesa flexora	64,12 ± 27,16 e,f,g	31,42 ± 12,34 f,g	77,05 ± 27,59 a*,e,f,g	3,4 ± 2,3
<i>Stiff</i>	63,85 ± 13,11 e,f,g	46,32 ± 12,25 b,e,f,g	60,27 ± 21,71 e,f,g	6,7 ± 2,8
<i>Hip thrust</i>	60,09 ± 28,74 f,g	44,03 ± 15,60 e,f,g	71,22 ± 27,71 a,e,f,g	4,4 ± 2,7
4 apoios	33,51 ± 24,36 f,g	21,00 ± 13,0 f,g	25,26 ± 28,63 f,g	4,1 ± 2,8
Cadeira abduutora	7,49 ± 4,81	5,24 ± 3,17	7,36 ± 4,57	1,4 ± 2,0
Cadeira extensora	3,34 ± 1,12	2,72 ± 0,79	5,50 ± 3,27	1,4 ± 1,7

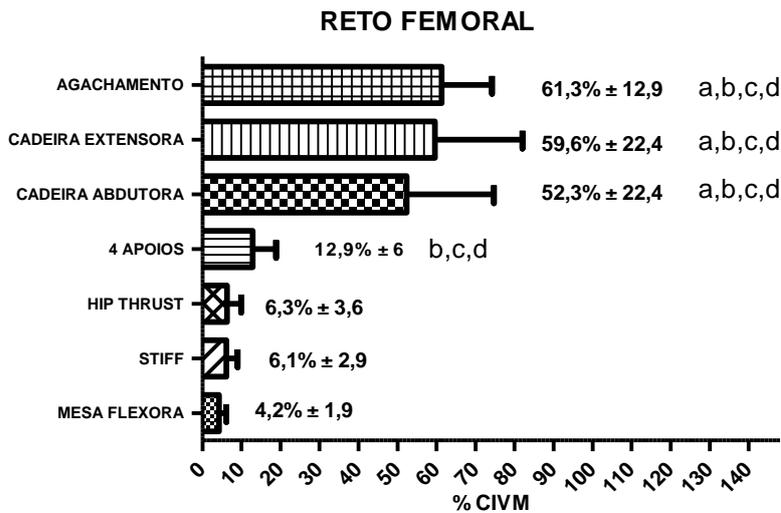
"a" > Agachamento; "b" > Mesa flexora, "c" > *Stiff*; "d" > *Hip thrust*; "e" > 4 apoios; "f" > Cadeira abduutora; "g" > Cadeira extensora.

p < 0,05. \* p = 0,075

#### 5.4 ATIVAÇÃO MUSCULAR COMBINADA CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO.

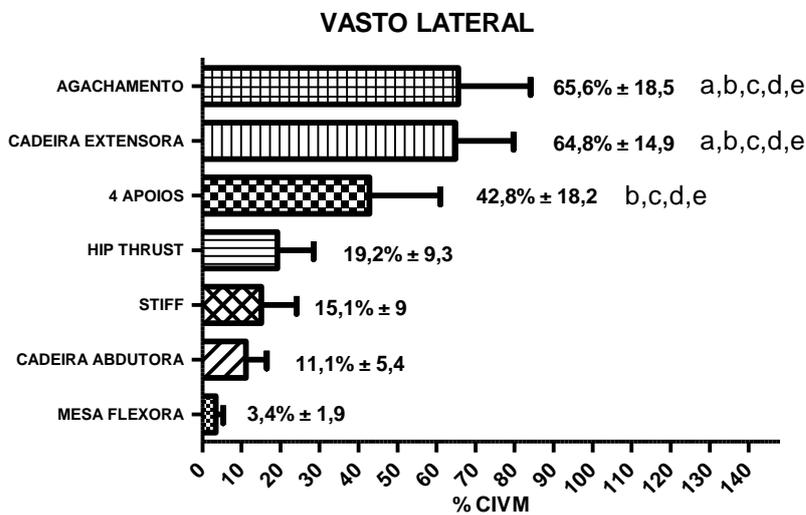
Abaixo seguem os gráficos com os níveis de ativação apresentados em média e desvio padrão correspondente à amplitude total do movimento (concêntrico + excêntrico) dos exercícios de força para cada um dos músculos analisados.

Nos gráficos abaixo é possível observar a ordem decrescente de ativação dos músculos individuais, referindo-se à amplitude total do movimento (fase concêntrica + excêntrica) executada em cada exercício de força.



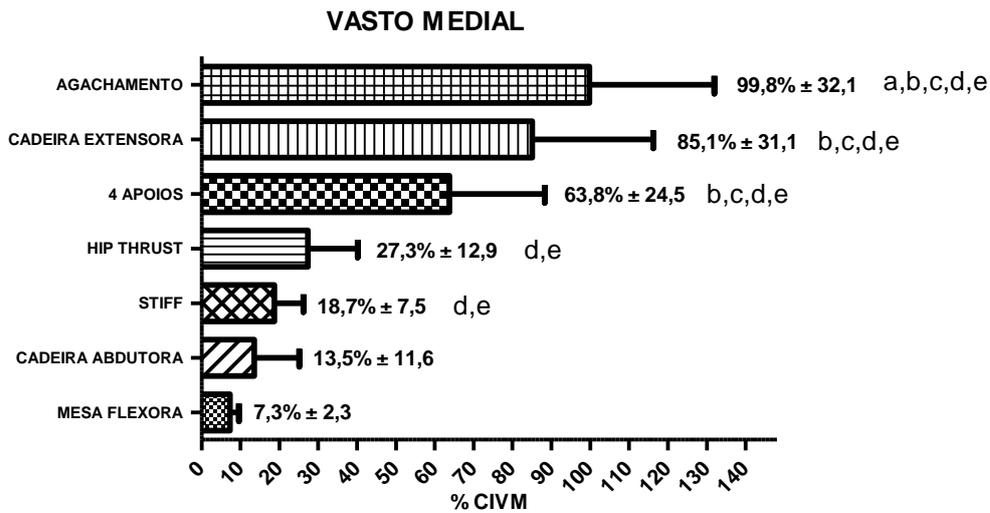
“a” > 4 apoios, “b” > Hip thrust, “c” > Stiff, “d” > Mesa flexora.  $p < 0,05$ .

**Figura 21:** No músculo Reto femoral, os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Agachamento, Cadeira extensora e Cadeira abduutora, foram estatisticamente maiores que 4 apoios, Hip thrust, Stiff e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). O 4 apoios foi estatisticamente superior ao Hip thrust, Stiff e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ).



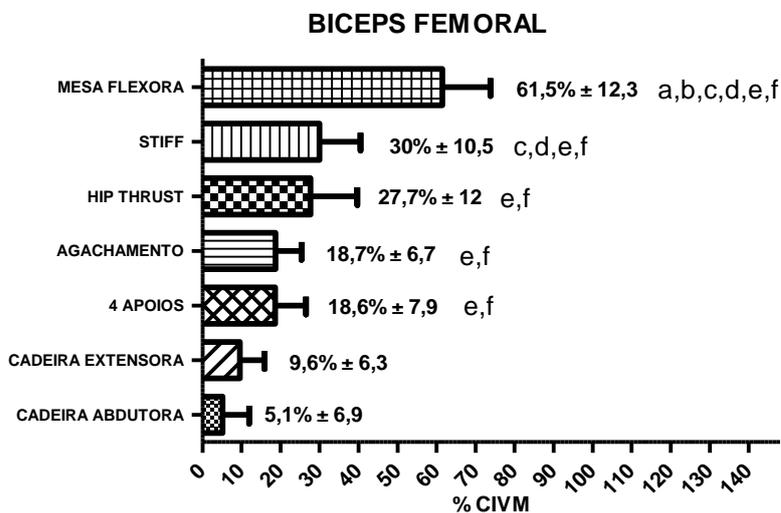
“a” > 4 apoios; “b” > Hip thrust, “c” > Stiff, “d” > Cadeira abduutora, “e” > Mesa flexora.  $p < 0,05$ .

**Figura 22:** No músculo Vasto lateral os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Agachamento e Cadeira extensora foram estatisticamente maiores que 4 apoios, Hip thrust, Stiff, Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). O 4 apoios foi estatisticamente superior ao Hip thrust, Stiff, Cadeira abduutora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ).



“a” > 4 apoios; “b” > Hip thrust; “c” > Stiff; “d” > Cadeira abduçora, “e” > Mesa flexora.  $p < 0,05$ .

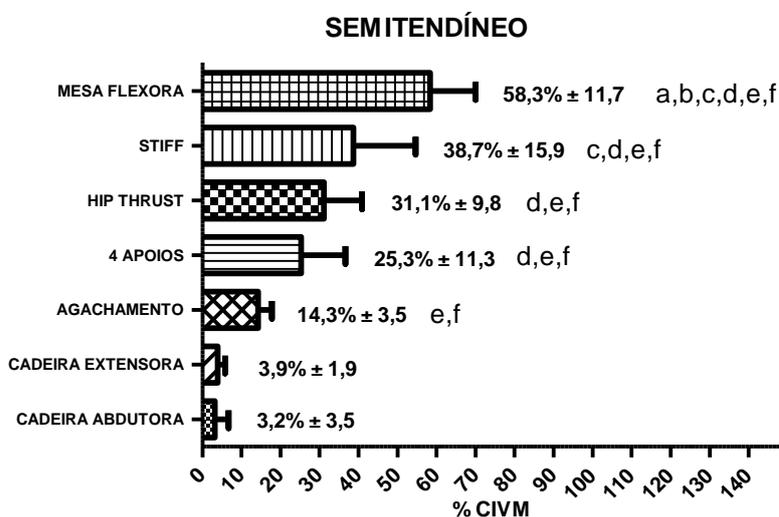
**Figura 23:** No músculo Vasto medial os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício Agachamento foi estatisticamente superior ao 4 apoios, Hip thrust, Stiff, Cadeira abduçora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). A Cadeira extensora e o 4 apoios foram estatisticamente superiores ao Hip thrust, Stiff, Cadeira abduçora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ). Hip Thrust e Stiff foram estatisticamente superiores a Cadeira abduçora e Mesa flexora ( $p < 0,05$ ).



“a” > Stiff; “b” > Hip thrust; “c” > Agachamento; “d” > 4 apoios; “e” > Cadeira extensora. “f” > Cadeira abduçora.  $p < 0,05$ .

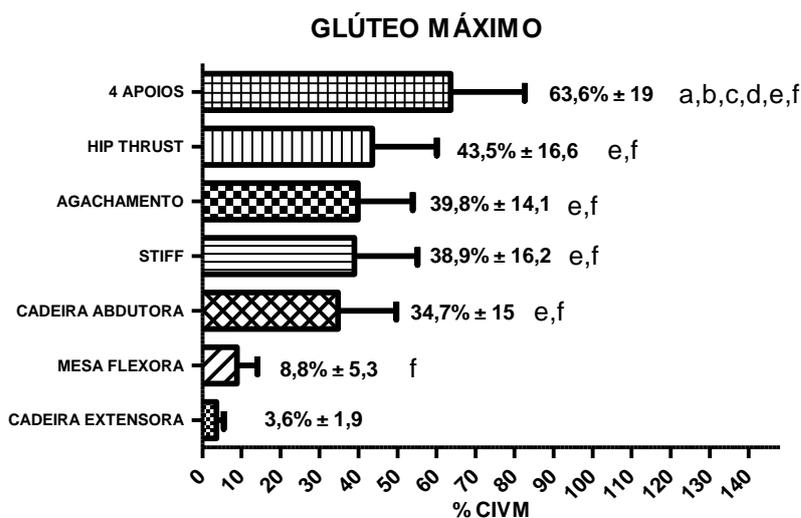
**Figura 24:** No músculo Bíceps femoral os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício Mesa flexora foi estatisticamente superiores aos todos os exercícios

( $p < 0,05$ ). O *Stiff* foi estatisticamente superior ao Agachamento, 4 apoios, Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust*, Agachamento e 4 apoios foram estatisticamente superiores a Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ).



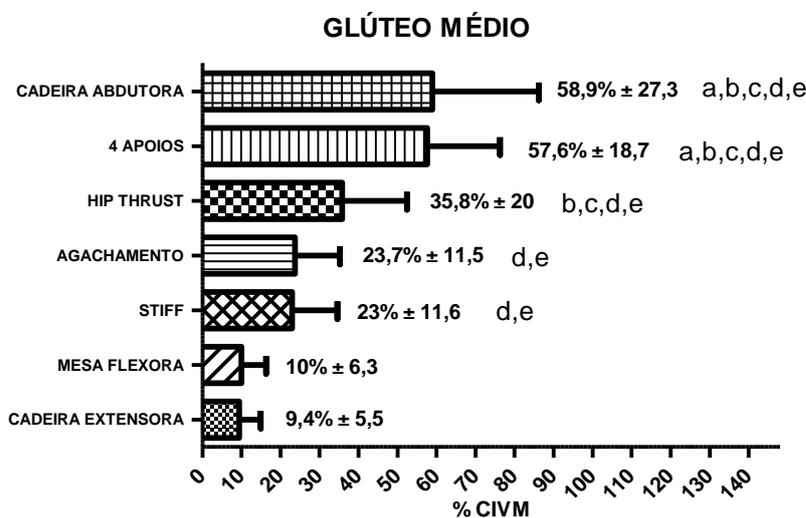
“a” > *Stiff*; “b” > *Hip thrust*; “c” > 4 apoios; “d” > Agachamento; “e” > Cadeira extensora, “f” > Cadeira abduutora.  $p < 0,05$ .

**Figura 25:** No músculo Semitendíneo os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício Mesa flexora foi estatisticamente superior a todos exercícios ( $p < 0,05$ ). O *Stiff* foi estatisticamente superior ao 4 apoios, Agachamento e Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust* e o 4 apoios foram estatisticamente superiores ao Agachamento Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ). O Agachamento foi estatisticamente superior a Cadeira extensora e Cadeira abduutora ( $p < 0,05$ ).



“a” > *Hip thrust*; “b” > Agachamento; “c” > *Stiff*; “d” > Cadeira Abdutora; “e” > Mesa flexora; “f” > Cadeira extensora.  $p < 0,05$ .

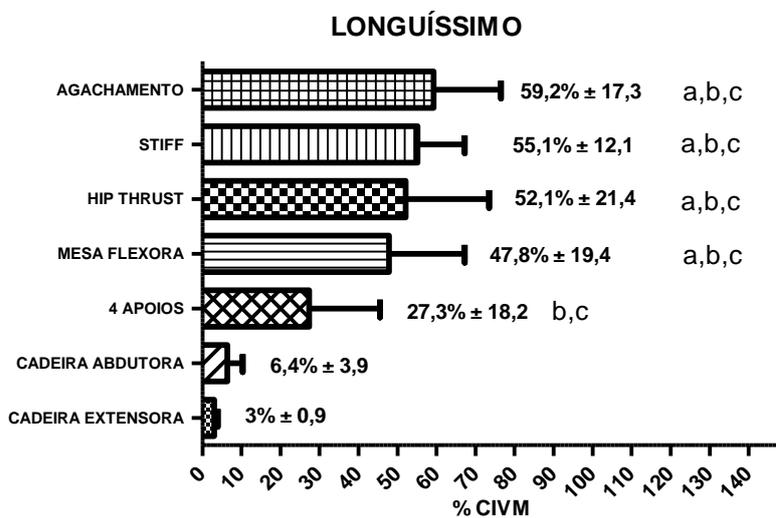
**Figura 26:** No músculo Glúteo máximo os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados no exercício 4 apoios apresentou diferenças estatisticamente superior a todos ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust*, Agachamento, *Stiff* e Cadeira abdutora foram estatisticamente superiores a Mesa flexora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). A Mesa Flexora foi estatisticamente superior a Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ).



“a” > *Hip thrust*; “b” > Agachamento; “c” > *Stiff*; “d” > Mesa flexora, “e” > Cadeira extensora.  $p < 0,05$ .

**Figura 27:** No músculo Glúteo médio os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Cadeira abdutora e 4 apoios foram estatisticamente superiores ao *Hip thrust*,

Agachamento, *Stiff*, Mesa flexora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). O *Hip thrust* foi estatisticamente superior ao Agachamento, *Stiff*, Mesa flexora e Cadeira abdutora ( $p < 0,05$ ). O Agachamento e o *Stiff* foram estatisticamente superiores a Mesa flexora e Cadeira abdutora ( $p < 0,05$ ).



“a” > 4 apoios; “b” > Cadeira abdutora “c” > Cadeira extensora.  $p < 0,05$ .

**Figura 28:** No músculo Longuíssimo, os valores (%) de ativação relativos à CIVM, observados nos exercícios Agachamento, *Stiff*, *Hip thrust* e Mesa flexora foram estatisticamente superiores ao 4 apoios, Cadeira abdutora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ). O 4 apoios foi estatisticamente superiores a Cadeira abdutora e Cadeira extensora ( $p < 0,05$ ).

## 6. DISCUSSÃO

### 6.1 QUADRÍCEPS FEMORAL.

No presente estudo, a ativação nos músculos do Quadríceps femoral não apresentou diferenças estatísticas entre os dois exercícios alvo para esse musculatura, Agachamento e Cadeira extensora. Foi observado somente uma leve superioridade de ~7% na ativação global do Quadríceps no Agachamento. Os resultados da presente pesquisa não corroboram com os achados de alguns estudos que identificaram maior nível de ativação do Reto femoral na Cadeira extensora, com valores 45% superiores (ESCAMILLA et al., 1998) e maior participação dos Vastos medial e lateral no Agachamento (ESCAMILLA et al., 1998; SIGNORILE et al., 1994). Segundo esses autores, a justificativa para essa diferença (i.e. maior ativação na Cadeira extensora) estaria em alguns fatores. Primeiro, pela ocorrência de uma inibição do Reto femoral em exercícios multiarticulares devido à sua simultânea participação como um agonista na extensão do joelho e um antagonista na extensão do quadril (ESCAMILLA et al., 1998; STENSDOTTER et al., 2003; YAMASHITA, 1988). Segundo, estaria no fato da força dirigida para cima reduzir a tendência de extensão do quadril (STENSDOTTER et al., 2003), o que resultaria em uma maior ativação do Reto femoral na Cadeira extensora. Terceiro, seria por uma maior necessidade de estabilização exigida pelos Vastos em exercícios com pesos ou barra livre (SCHWANBECK, CHILIBECK e BINSTED, 2009), que elevariam a ativação desses músculos.

No presente estudo é importante destacar que para algumas mulheres foram encontradas diferenças na ativação entre esses exercícios, principalmente no reto femoral que foi mais ativado na Cadeira extensora e isso poderia estar relacionado a diferentes estratégias para a ativação muscular. Em relação ao Vasto lateral, alguns investigadores sugeriram que a Cadeira extensora não traria benefícios ao desenvolvimento desse músculo (SIGNORILE et al., 1994), pois observaram, em

contrações isométricas, facilitação na ativação simultânea dos extensores do joelho e quadril, com valores que chegaram a 153,4% da extensão isolada do joelho (STENSDOTTER et al., 2003; YAMASHITA, 1988). Diferentemente, no presente estudo, o sinal EMG do Agachamento em isometria ficou subestimado, muito provavelmente em virtude da padronização (metade da amplitude) e desconforto promovido pela posição corporal. Assim, ficou comprometida a análise comparativa entre esses exercícios realizados de forma dinâmica e isométrica, inviabilizando conclusões sobre a possível influência da estacionaridade do sinal EMG para os músculos do Quadríceps femoral.

Com relação às análises em diferentes condições, é preciso cautela nas comparações de exercícios, pois a maior ativação dos vastos medial e lateral no Agachamento (ESCAMILLA et al., 1998; SIGNORILE et al., 1994; STENSDOTTER et al., 2003, YAMASHITA, 1988) observada em ações dinâmicas (ESCAMILLA et al. 1998, SIGNORILE et al. 1994) e isométricas (STENSDOTTER et al., 2003; YAMASHITA, 1988), pode não ser reproduzida da mesma forma, teoricamente pela alteração do comprimento e do ângulo de penação do músculo durante as contrações dinâmicas que podem influenciar a amplitude do sinal EMG (MIKKELSEN et al., 2015). Outro aspecto a ser considerado diz respeito ao sexo, uma vez que homens e mulheres parecem responder de forma diferente (EBBEN, 2009; YODAS et al., 2007). Escamilla et al., (1998) identificaram em homens superioridade da ativação do Reto femoral na Cadeira extensora (ESCAMILLA et al., 1998) e isso poderia ser justificado pela arquitetura muscular (BLAZEVIICH et al., 2007). Essas características poderiam influenciar a capacidade de produção de força (LIMA e OLIVEIRA, 2013) e o nível de ativação muscular.

Portanto, o presente estudo não identificou diferenças significativas de ativação entre esses exercícios alvo para os músculos do Quadríceps femoral e isso pode ser corroborado pelo escore da percepção de esforço observado na Cadeira extensora (9,2), que foi apenas levemente superior ao escore observado no Agachamento (8,2). Essa ligeira superioridade na percepção de esforço reportado na Cadeira extensora está, provavelmente relacionada ao número de articulações envolvidas nos movimentos. Enquanto na Cadeira extensora toda a atenção está isolada no

Quadríceps femoral, no Agachamento esta atenção é compartilhada por outros músculos que auxiliam na estabilização do movimento, mais complexo nesta condição, repercutindo assim numa percepção de esforço reduzida no músculo alvo (i.e. RF).

Dos demais exercícios analisados para os músculos do Quadríceps femoral é interessante destacar a grande ativação do Reto femoral na Cadeira abduutora, que apesar de não ser o músculo alvo para esse exercício, acaba por participar fortemente. Outro exercício que mereceria maior entendimento do seu comportamento, por conta da grande ativação no músculo Vasto lateral é o 4 apoios no *Smith machine*. Talvez a tendência externa de flexão de joelho, acabe exigindo maior ativação nessa musculatura.

## 6.2 ISQUIOTIBIAIS

Segundo Wright, Delong e Gehlsen (1999), técnicos ou atletas devem escolher o exercício que seja melhor para o desenvolvimento da força dos Isquiotibiais, presumindo-se que o exercício com a maior nível de ativação deste músculo seja o mais adequado para ser executado. Dos exercícios analisados no presente estudo, a Cadeira extensora apresentou um dos menores níveis de ativação muscular devido ao fato de sua maior ação estar associada à extensão do quadril, mesmo assim foi possível observar co-contrações nos Isquiotibiais que poderiam aumentar a estabilidade tibiofemoral e reduzir a pressão sobre o ligamento cruzado anterior (BISCARINI et al., 2014). No presente estudo, os exercícios monoarticulares Mesa flexora e o *Stiff* foram os que apresentaram maior nível de ativação dos Isquiotibiais, principalmente a Mesa flexora, que apresentou maiores níveis de ativação tanto para o Semitendíneo (58,3% da CIVM) quanto para o Bíceps femoral (61,5% da CIVM). Esses resultados corroboram com Bourne et al. (2015), que identificaram na média das fases concêntricas e excêntricas maior ativação da Mesa flexora em comparação ao exercício *Stiff*, tanto no Bíceps femoral (~66% X 36%), quanto no Semitendíneo

(~87% X ~34%). Entretanto, alguns estudos não encontraram diferenças significativas na fase concêntrica entre exercícios de flexão dos joelhos em relação a exercícios de extensão do quadril (McALLISTER et al., 2014; WRIGHT, DELONG, e GEHLSSEN, 1999), apenas tendo sido observada uma tendência de maior ativação na Mesa flexora (WRIGHT, DELONG, e GEHLSSEN, 1999) e isso corrobora com os níveis de percepção de esforço desta pesquisa, que identificou escores semelhantes (i.e. 8,7) para ambos exercícios. A ausência de diferenças de ativação entre esses exercícios poderia estar relacionada às condições de realização do *Stiff* e no nível de desenvolvimento dos membros superiores, pois além da técnica individual ser um fator que afeta a atividade muscular durante esse exercício, (BEZERRA et al., 2013) a quantidade de força suportada nos braços, antebraços e mãos poderiam ser um limitador da ativação muscular. No presente estudo algumas mulheres reportaram que a fadiga dos membros superiores durante a execução do exercício afetou a carga total deslocada, podendo este fato também afetar a comparação com homens, que normalmente apresentam maior capacidade de produção de força e resistência nesta região (i.e. membros superiores).

Na comparação dos exercícios Mesa flexora e *Stiff* com o Agachamento, os dois primeiros apresentaram aproximadamente o dobro ou mais de ativação. A baixa participação dos Isquiotibiais no Agachamento já tinha sido observada por Wright, Delong e Gehlsen (1999), que relataram este não ser um exercício primário para os Isquiotibiais e, portanto, outros, tais como a Mesa flexora e o *Stiff* deveriam ser uma parte do programa de treinamento de atletas que exigem maior participação desse grupo muscular durante simultânea ativação com o Quadríceps femoral (EBBEN, 2009).

Outras comparações de exercícios para ativação dos Isquiotibiais foram analisadas. No Bíceps femoral, pesquisadores identificaram superioridade na ativação destes músculos no Levantamento Terra, exercício semelhante ao *Stiff*, em comparação ao *Hip thrust* ~ 108% X ~ 88% (ANDERSEN et al., 2017), do *Hip thrust* em relação ao Agachamento 40,8% X 14,9% (CONTRERAS et al., 2015) e do *Stiff* em relação ao Agachamento 29,9% X 24,4% (McCURDY et al., 2017). O presente estudo não encontrou diferenças significativas entre o *Stiff* X *Hip thrust*. Entretanto, observou

maior ativação do *Stiff* sobre o Agachamento, tanto para o Bíceps femoral (30% X 18,7%) quanto para o Semitendíneo (38,7% X 14,3%), o que corrobora com os achados de McCurdy et al., (2017), em sua análise combinada das fases concêntrica e excêntrica de ativação dos Isquiotibiais.

Com relação ao Semitendíneo, os resultados do presente estudo apresentaram semelhanças aos do Bíceps femoral, com a maior ativação sendo verificada na Mesa flexora, seguida do *Stiff* e *Hip thrust*. Entretanto, é possível destacar que na comparação entre o *Hip thrust* X Agachamento, somente foi observado superioridade no Semitendíneo (31,1% X 14,3%), enquanto Contreras et al., (2015) as observaram no Bíceps femoral.

No presente estudo, apesar de não ser identificada, na fase combinada, diferença significativa entre o *Stiff* X *Hip thrust*, foi constatada leve superioridade do *Stiff* e isso é corroborado na análise isométrica, o mesmo ocorrendo na percepção de esforço. Seguindo nesta linha, encontrou-se em todas as análises de ativação dinâmica, isométrica e percepção de esforço, ordenamentos semelhantes, ou seja, a Mesa flexora, seguida do *Stiff* e *Hip thrust*, apresentaram os maiores níveis de ativação muscular.

Desta forma, os resultados do presente estudo demonstraram não ser adequada a utilização da expressão “secundários” para exercícios monoarticulares, como a Mesa flexora, por exemplo, conforme proposição de alguns autores (FLECK e KRAEMER, 2006), uma vez que a prescrição e execução deste exercício parece ser fundamental para o equilíbrio de força entre os músculos Isquiotibiais e Quadríceps femoral, a denominada razão I:Q.

### 6.3 GLÚTEOS

Tem sido crescente o número de investigações a respeito do comportamento do nível de ativação dos glúteos em diferentes exercícios de força com cargas relativizadas. No presente estudo, o exercício 4 apoios, seguido do *Hip thrust*

apresentaram os maiores níveis de ativação do Glúteo máximo, tanto de forma dinâmica e isométrica, como também na percepção de esforço. Os exercícios *Hip thrust*, Agachamento e *Stiff* apresentaram níveis menores de ativação, sem diferenças estatísticas entre si. A justificativa para maior ativação do exercício 4 apoios sobre os demais exercícios poderia estar em alguns fatores. Primeiro, em características biomecânicas e neuromusculares, como favorecimento comprimento-tensão muscular (GORDON, A. F. HUXTEY e F. J. JUTIAN, 1966) ausência de déficit bilateral e vantagens de maior braço de alavanca e torque constante produzido pela barra guiada. Segundo, poderia estar no fato do exercício 4 apoios não apresentar forte ação dos paravertebrais como visto no Agachamento (Longuíssimo 59 % CIVM) e *Stiff* (Longuíssimo 55,1% CIVM), e assim ter sua atenção mais concentrada nos Glúteos. Terceiro, pela moderada ativação observada no *Stiff* e Agachamento que no momento de maior torque externo se encontram com o quadril (no *Stiff* e Agachamento) e os joelhos (Agachamento) flexionados e os glúteos alongados, o que prejudicaria a ativação por não estarem em uma posição ótima de produção de força e, conseqüentemente, com a sua ativação prejudicada (CONTRERAS et al., 2015).

Não foram encontrados estudos na literatura que tenham realizado a comparação entre o exercício 4 apoios e os exercícios Agachamento, *Stiff* ou *Hip thrust*, e que tenham ainda relativizado as cargas. Contudo, a comparação desses 3 últimos tem sido pesquisada (CONTRERAS et al., 2015; WILLIANS et al., 2018; ANSERSEN et al., 2017 e McCURDY et al., 2017). Entre o *Hip thrust* e o Agachamento tem sido observado maior ativação do Glúteo máximo no *Hip thrust* (~100% X ~70%) (WILLIANS et al. 2018), inclusive quando analisada em diferentes regiões do Glúteo máximo, podendo atingir 69,5% na parte inferior e 86,8% na superior X 29,4% a 45,4% do Agachamento, respectivamente (CONTRERAS et al., 2015). Também tem sido realizada a comparação entre o *Hip thrust* e um exercício semelhante ao *Stiff* (ANDERSEN et al., 2017) com superioridade, estatisticamente significativa, do *Hip thrust* (~105%) em relação ao Levantamento Terra (~95%).

No presente estudo também foram observados, na fase combinada, valores superiores do *Hip thrust* em comparação aos exercícios Agachamento e *Stiff*, porém não de forma significativa. A semelhança entre o *Hip thrust* X *Stiff* corrobora com as

conclusões de Andersen et al., (2017), e estendem-se para os níveis de percepção de esforço do presente estudo. Da mesma forma, a comparação entre o Agachamento e o *Stiff*, foi verificada por McCurdy et al. (2017), que verificaram em 18 mulheres com experiência em treino de força, igual ativação do Glúteo máximo em 3 RM (40,3% e 40,5% respectivamente), o que também corrobora com resultados do presente estudo.

Dessa forma, para elevar o nível de ativação dessa musculatura, além dos já tradicionais Agachamentos unilateral (FAUTH et al., 2010), profundo (CATERISANO et al., 2002), *Hip thrust* (CONTRERAS et al., 2015) e *Stiff*, o exercício 4 apoios realizado em cadeia fechada no *Smith machine* parece ser uma excelente opção quando o objetivo for desenvolver a ativação do Glúteo máximo.

No glúteo médio, o presente estudo verificou níveis superiores de ativação da fase concêntrica e excêntrica na Cadeira abduutora e 4 apoios, quando comparados aos demais exercícios. Na sequência, o *Hip thrust* completa a ordem de maiores níveis de ativação, que se estendem para as condições isométricas, bem como para percepção de esforço. Não foram encontrados estudos na literatura que tenham comparado a ativação com cargas relativizadas (i.e. mesmo número de repetições máximas), entre a Cadeira abduutora, 4 apoios, *hip thrust* e Agachamento. Entretanto, pesquisadores têm demonstrado que esse músculo é bastante ativo em movimentos unilaterais (FAUTH et al., 2010; McCURDY et al., 2010), corroborando com os elevados níveis de ativação proporcionado pelo exercício 4 apoios, que também é realizado de forma unilateral. Contudo, como esperado, a maior ativação foi encontrada no exercício Cadeira abduutora por ser este o único entre os exercícios analisados que permite o movimento de abdução do quadril. Com relação ao Agachamento bilateral, os dados do presente estudo corroboram com achados da literatura (FAUTH et al., 2010; McCURDY et al., 2010), em que não se observa níveis de ativação elevados para essa musculatura. Ainda que em baixos níveis, é possível destacar a maior ativação do *Stiff* sobre a Mesa flexora, corroborando com Mcallister et al. (2013).

## 6.4 PARAVERTEBRAIS

A Ativação dos Paravertebrais (Longuíssimo) nos exercícios pesquisados tem um comportamento estabilizador. Os maiores níveis de ativação, analisados de forma combinada, foram encontrados, por ordem decrescente, nos exercícios Agachamento, *Stiff*, *Hip thrust* e Mesa flexora, sem diferenças estatísticas entre si. Essa sequência é semelhante à verificada na percepção de esforço, entretanto diferente da sequência na condição isométrica, na qual o exercício monoarticular Mesa flexora, seguido dos exercícios *Hip thrust*, *Stiff* e Agachamento apresentaram os maiores níveis de ativação. O grande nível de ativação do Longuíssimo produzido pela Mesa flexora possivelmente esteja relacionado com a necessidade de manutenção da intensidade do movimento de flexão dos joelhos, ou seja, à medida que as repetições são realizadas, os Isquiotibiais desenvolvem fadiga muscular, e esta condição decorre em aumento da lordose lombar, mantida pela contração vigorosa dos músculos Paravertebrais. O aumento da lordose lombar pode favorecer biomecanicamente (i.e. aumentam o seu braço de potência) a ativação dos Isquiotibiais, embora este fato não tenha sido até então reportado na literatura. Com relação a outras comparações, Andersen et al., (2017) observaram nos Eretores, de forma não significativa, leve superioridade do Levantamento Terra ~ 89% contra o *Hip thrust* ~ 87%, o que corrobora com os achados do presente estudo, que também identificou leve superioridade na análise combinada, contudo do *Stiff* (55,1% CIVM) contra o *Hip thrust* (52,1% CIVM).

Apesar do presente estudo ter encontrado na fase concêntrica percentuais de ativação muscular semelhantes aos de Ebbem (2009), é preciso ressaltar que diferentes metodologias de análises, normalização, relativização de cargas e padronizações dos exercícios podem influenciar na magnitude desses valores. Escamilla et al., (1998) identificaram percentuais de participação do Quadríceps femoral relativamente baixos, comparados aos do presente estudo, com valores, em torno dos 40% da CIVM em Agachamentos. Essa divergência provavelmente esteja relacionada a diferenças metodológicas entre os estudos, pois esses autores

utilizaram a média RMS das primeiras repetições, enquanto o presente estudo utilizou um número maior de repetições, sendo descartadas apenas a primeira e última repetições. Assim como as médias RMS possivelmente se elevavam a cada repetição, a média final das 10 RM resultaria em um maior valor de ativação.

No presente estudo, a utilização da análise combinada das fases concêntrica e excêntrica pareceu ser mais adequada para comparações entre os exercícios propostos, por considerar toda a amplitude do movimento. Entretanto, são relatadas críticas para utilização da eletromiografia de superfície nessas condições dinâmicas, por sofrerem influências da não estacionaridade do sinal EMG, dos deslocamentos dos eletrodos de superfícies e de alterações na arquitetura muscular durante as repetições dinâmicas. Isso motivou o presente estudo a também realizar os exercícios em condições isométricas, o que tornou possível observar, com exceção do Quadríceps femoral, semelhanças nos resultados nessas duas condições (dinâmicas e isométricas), sugerindo validade na utilização da eletromiografia de superfície em condições dinâmicas para a avaliação dos músculos Glúteos, Isquiotibiais e Longuíssimo. Assim, é possível inferir que a não estacionaridade do sinal EMG mencionadas em condições dinâmicas, não justificariam diferenças entre condições dinâmicas e isométricas, quando utilizadas e controladas características importantes, como relativização das cargas dos exercícios, posicionamentos corporais, amplitudes e velocidades dos movimentos bem definidos, bem como ordens de execução, teste de fadiga pré e pós-sessão dos exercícios e utilização de cargas máximas.

Apesar das estratégias utilizadas nesta pesquisa é preciso ter cautela com resultados de estudos transversais que utilizam a eletromiografia de superfície, a fim de comparações, ainda mais quando os resultados são extrapolados para fins de ganhos de força e hipertrofia muscular. Divergências entre resultados de ativação dinâmica *versus* isométrica foram identificadas e necessitam ser melhor entendidas. Por fim, a eletromiografia de superfície parece ser uma excelente estratégia para análise de exercícios de força que visem sua utilização em pesquisas longitudinais, com a finalidade de responder questões inquietantes de pesquisadores, como as relacionadas a ganhos de massa e força muscular, que precisam ser incentivadas.

## APLICAÇÕES PRÁTICAS

Os resultados do presente estudo constituem parâmetros adequados para a seleção de exercícios em sala de musculação, de acordo com o nível de ativação muscular verificados neste estudo. Desta forma, estas informações podem auxiliar profissionais de educação física na prescrição de rotinas de treinamento conforme os objetivos e necessidades individuais, sejam estas estéticas, de auto-rendimento ou voltadas à saúde, bem como na prevenção de lesões. Por exemplo, sabendo que uma pessoa apresenta desequilíbrio muscular, mais especificamente nos músculos posteriores da coxa, ou lesão de LCA, a Mesa flexora poderia ser uma boa opção para a prevenção de problemas decorrentes do enfraquecimento dos Isquiotibiais. Ainda é possível sugerir outros exercícios para indivíduos que procuram desenvolver a região posterior da coxa, como o *Stiff*, desde que orientada sua realização em uma fase mais avançada do treinamento devido a maior necessidade de consciência cinestésica para a correta execução do movimento e um maior desenvolvimento nos músculos paravertebrais para suportar o estresse na coluna vertebral.

Outro exemplo de aplicação prática dos resultados do presente estudo está relacionado à seleção dos exercícios para a melhor ativação do Glúteo máximo (4 apoios no *Smith*), Glúteo médio (Cadeira abdução) e Longuíssimo (Agachamentos e *Stiff*), que poderiam auxiliar na manutenção da postura dos membros inferiores e do tronco, prevenindo lesões nos quadris, joelhos e reduzindo a lordose ou hiperlordose lombar.

É importante ressaltar que essas características de ativação são vistas em atletas femininas de fisiculturismo que apesar de nível amador possuem grande experiência em treinamento de força. Para outras populações como sedentários, idosos e para o sexo masculino esses resultados devem ser vistos com cautela.

## CONCLUSÕES

Nos músculos do Quadríceps femoral não foram encontradas diferenças de ativação entre os exercícios-alvo, assim o exercício multiarticular Agachamento e o monoarticular Cadeira extensora parecem ser os mais adequados para ativação deste grupo muscular. Nos Isquiotibiais, o Agachamento não atingiu o nível de ativação proporcionado pelo exercício monoarticular Mesa flexora, sendo este o mais adequado para ativação nas atletas de fisiculturismo amador. Já no Glúteo máximo, o 4 apoios no *Smith* foi o exercício que mais ativou este músculo, seguido do *Hip thrust*, Agachamento e *Stiff*. No Glúteo médio, a Cadeira adutora foi a responsável por produzir os maiores níveis de ativação. No Longuíssimo, os exercícios Agachamento, *Stiff*, *Hip thrust* e Mesa flexora ativaram da mesma forma essa musculatura, que é responsável pela estabilização dos movimentos. A percepção de esforço foi semelhante aos resultados obtidos na comparação dos exercícios pela ativação muscular.

## 7. REFERÊNCIAS

ALKNER, B.A.; TESCH, P.A. e BERG, H.E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Vol. 32, No. 2, pp. 459–463, 2000.

ANDERSEN, V.; FIMLAND, M. S.; MO D.; IVERSEN, V. M; VEDERHUS, T.; HELLEBO, L. R. R.; KRISTINA ISABEL NORDAUNE AND SAETERBAKKEN, A. H. Electromyographic comparison of barbell deadlift, hex bar deadlift and hip thrust exercises: a cross-over study. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2017.

ANDERSON, K.; e BEHM, D.G. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. Trunk Muscle Activity Increases With Unstable Squat Movements. **Can. J. Appl. Physiol.** 30(1): 33-45. 2005.

AUGUSTSSON, J., THOMEE´ R., RNSTEDT P. H., LINDBLOM J., KARLSSON J., e GRIMBY G. Effect of Pre-Exhaustion Exercise on Lower-Extremity Muscle Activation During a Leg Press Exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2003, 17(2), 411– 416.

BASMAJIAN, J. V. **Biofeedback in rehabilitation**: a review of principles and practices. *Arch Phys Med Rehabil.* 1981; 62, (10): 469-475.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscle alive**: Their functions revealed by electromyography. 5º ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BEZERRA, E. S.; R. SIMÃO; FLECK S. J.; PAZ G.; MAIA M; COSTA P. B.; AMADIO A. C.; MIRANDA H.; SERRÃO J. C. Electromyographic Activity of Lower Body Muscles during the Deadlift and Still-Legged Deadlift. **Journal of Exercise Physiology**, V. 16, Nº 3, 2013.

BLAZEVICH, A.; CANNAVAN, D.; COLEMAN, D.; HORNE, S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human Quadriceps muscles. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, V.103, N.5, p. 1565–1575, 2007a.

BOURNE M.N.; WILLIAMS, M.D.; OPAR D.A.; NAJJAR, A.A.; KERR, G.K.; SHIELD, A.J. Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. **Br J Sports Med.** 2016.

CATERISANO, A.; MOSS, R. F.; PELLINGER, T. K.; WOODRUFF, K.; LEWIS, V. C.; BOOTH, W. e KHADRA, T. The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research**, South Carolina, 2002, 16(3), 428–432.

CLARK, D.R.; LAMBERT, M.I. e HUNTER, A.M. Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. **Journal of Strength and Conditioning Research** 26(4): 1169–1178, 2012.

COIN, A.; GIANNINI, S.; MINICUCI, N.; RINALDI, G.; PEDRAZZONI, M.; MINISOLA, S.; ROSSINI, M.; DEL PUENTE, A.; INELMEN, E. A.; MANZATO, E.; SERGI, G. Limb fat-free mass and fat mass reference values by dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) in a 20–80 year-old 83uadric population. **Clinical Nutrition**, Volume 31, Issue 4, August 2012, Pages 506–511.

COIN, A.; SERGI, G.; MINICUCI, N.; GIANNINI, S.; BARBIERO, E.; MANZATO, E.; PEDRAZZONI, M.; MINISOLA, S.; ROSSINI, M.; DEL PUENTE, A.; ZAMBONI, M.; INELMEN E.M.; ENZI, G. Fat-free mass and fat mass reference values by dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) in a 20–80 year-old Italian population. **Clinical Nutrition**, Volume 27, Issue 1, February 2008, Pages 87–94

CONTRERAS, B, VIGOTSKY, A.D., SCHOENFELD, B.J., BEARDSLEY, C., CRONIN J. A Comparison of Gluteus Maximus, Bíceps Femoris, and Vastus Lateralis EMG Activity in the Back Squat and Barbell Hip Thrust Exercises. **Journal of Applied Biomechanics**, 2015, Jul 24.

CONTRERAS, B, VIGOTSKY, A.D., SCHOENFELD, B.J., BEARDSLEY, C., CRONIN J. A Comparison of Gluteus Maximus, Bíceps Femoris, and Vastus Lateralis EMG Amplitude in the Parallel, Full, and Front Squat Variations in Resistance Trained Females. **Journal of Applied Biomechanics**, 2015, Aug 6.

CONTRERAS, B, VIGOTSKY, A.D., SCHOENFELD, B.J., BEARDSLEY, C., CRONIN J. A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. **PeerJ**, 2015, DOI 10.7717/peerj.1261.

CORREA, C.S.; COSTA R.; PINTO R.S. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. **Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano** – Vol.2, n.2, p.5-13 – Abr/Jun, 2012.

CORREA, C.S.; DA SILVA, B.G.C.; ALBERTON, C.L.; WILHELM, E.N.; DE MORAES, A.C.; LIMA, C.S.; PINTO, R.S. Análise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores. **Revista Brasileira Cineantropometria Desempenho Humano**, 2011, 13(6):429-435.

COTTERMAN, M. L., LYNN A. DARBY, AND WILLIAM A. SKELLY. Comparison of muscle force production using the Smith Machine and free weights for bench press and squat exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2005, 19(1), 169–176.

CURY, D.P. e TUMELERO, S. Análisis de confiabilidad de la ecuación sugerida por Brzycki para determinar el valor de 1-RM. **EFDeportes.com, Revista Digital**. Buenos Aires, Año 15, Nº 150, Noviembre de 2010.

DA SILVA, J. J.; SCHOENFELD B. J.; MARCHETTI, P. N.; PECORARO, S. L.; GREVE, J. M. D.; MARCHETTI, P. H. Muscle activation differs between partial and full back squat exercise with external load equated. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2017.

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

EBBEN, W.P.; LONG, N.J.; PAWLOWSKI, Z.D.; CHMIELEWSKI, L.M.; CLEWIEN, R.W.; e JENSEN, R.L. Using squat repetition maximum testing to determine hamstring resistance training exercise loads. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 24(2): 293–299, 2010.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

ENOKA, R. M. AND DUCHATEAU, J. Inappropriate interpretation of surface EMG signals and muscle fiber characteristics impedes understanding of the control of neuromuscular function. **J Appl Physiol**, 119: 1516–1518, 2015.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Vol. 33, No. 1, 2001, pp. 127–141.

ESCAMILLA, R.F.; GLENN S.F.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S.W.; WILK K.E. e ANDREWS J.R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Medicine & Science in Sport & Exercise**, Vol.30, No.4, pp. 556-569, 1998.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; LANDER, J.E.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R BERGEMANN, B. W.; MOORMAN, C. T. Effects of Technique Variation on Knee Biomechanics during the Squat and Leg Press. **Medicine & Science in Sport & Exercise**, v. 33, nº 9, 2001, pp. 1552-1566.

ESCAMILLA, R. F.; ZHENG N.; MACLEOD T. D.; EDWARDS W.B.; IMAMURA R.; HRELJAC A.; FLEISIG G.S., WILK K.E.; MOORMAN III C.T. e ANDREWS J.R. Patellofemoral Joint Force and Stress during the Wall Squat and One-Leg Squat. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Vol. 41, No. 4, pp. 879-888, 2009.

FARINA, D. Interpretation of the Surface Electromyogram in Dynamic Contractions. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, Volume 34, Number 3, July 2006.

FARINA, D.; HOLOBAR, A.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram. **Clinical Neurophysiology**, 121, 2010 1616 –1623.

FAUTH, M. L.; GARCEAU L. R.; LUTSCH B., GRAY A., SZALKOWSKI C., WURM B. e EBBEN W.P. Hamstring, Quadriceps and Gluteal muscle activation during resistance training exercises. In: 28 INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 2010, Marquette, Michigan, USA, July 19 – 23, 2010. ISSN 1999-4168.

FLECK, S.J., KRAEMER, W.J. Desenvolvendo a Sessão Individualizada de Treinamento de Força. In: **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**, 3ª Ed. São Paulo: Artmed, 2006. P. 168-169.

GENTIL, P.; FISCHER, B.; GALVÃO, A.; DUARTE, G.; ROCHA, L.; CARMO, J. Efeito da variação do posicionamento dos pés no leg press 45°. **Revista Digital Vida & Saúde**, Juiz de Fora, v. 2, n. 1, fev./mar. 2003.

GORDON, A. M.; HUXTEY, A. F.; AND JUTIAN, F. J. The Variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Journal Physiology**, 1966. University College London, 184, pp. 170-192.

HAMLYN, N.; BEHM D.G.; YOUNG W.B. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2007, 21(4), 1108-1112

HIRATA, R. P. E DUARTE M. Efeito da posição relativa do joelho sobre a carga mecânica interna durante o agachamento. **Rev. Bras. Fisioter.** São Carlos, v. 11, n. 2, p. 121-125, mar./abr. 2007.

KONRAD, P.; The ABC of EMG, A Pratical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.0 April 2005.

MACADAM, P.; CRONIN J.; CONTRERAS B. An examination of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: a systematic review. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, Volume 10, Number 5 | October 2015 | Page 573.

MALDONADO, D. T.; CARVALHO, M.; BRANDINA, K.; GAMA, E. F. “Análise anatômica e eletromiográfica dos exercícios de Leg press, agachamento e stiff”. **Anatomia muscular**, abr. Mai. Jun. 2008 ano XIV, Nº 53 151-157.

McALLISTER, M.J.; HAMMOND, K.G.; SCHILLING, B.K.; FERRERIA, L.C.; Reed, J.P. e Weiss, L.W. Muscle activation during various hamstring exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 28(6): 1573 –1580, 2014.

McCURDY, K., O’KELLEY, E.; KUTZ, M.; LANGFORD, G.; ERNEST, J.; e TORRES, M. Comparison of Lower Extremity EMG Between the 2-Leg Squat and Modified Single-Leg Squat in Female Athletes. **Journal of Sport Rehabilitation**, 2010, 19, 57-70.

MCCURDY. K.; WALKER, J.; AND YUEN, D. Gluteus Maximus and Hamstring Activation during Selected Weight-Bearing Resistance Exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2018.

MIKKELSEN, E.K.; JAKOBSEN, T.L.; HOLSGAARD-LARSEN, A., ANDERSEN, L.L.; BANDHOLM, T.: Strength training to contraction failure increases voluntary activation of the Quadriceps muscle shortly after total knee arthroplasty: a cross-sectional study. **American Journal of Physical & Medicine Rehabilitation**, Vol. 95, No. 3, March 2016.

MORISHITA, S.; YAMAUCHI, S.; FUJISAWA, C. AND DOMEN, K. Rating of Perceived Exertion for Quantification of the Intensity of Resistance Exercise. **International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, Volume 1, Issue 9, 2013.

NACLERIO, F.; RODRIGUEZ-ROMO, G. R.; BARRIOPEDRO-MORO, M. I.; JIMÉNEZ, A.; ALVAR, B. A.; AND TRIPLETT, N. T. Control of resistance training intensity by the omni perceived exertion scale, **Journal of Strength and Conditioning Research**, VOLUME 25, NUMBER 7, JULY 2011.

OLIVER, G.D. e DOUGHERTY, C.P. Comparison of hamstring and gluteus muscles electromyographic activity while performing the razor curl vs. the traditional prone hamstring curl. **Journal of Strength and Conditioning Research** 23(8): 2250–2255, 2009.

OOSTERWIJCKA, J.V.; DE RIDDERA, E.; VLEEMING, A.; VANDERSTRAETENA, G.; SCHOUPEA, S.; DANNEELS, L. Applying an active lumbopelvic control strategy during lumbar extension exercises: Effect on muscle recruitment patterns of the lumbopelvic region. **Human Movement Science**, 54 (2017) 24–33

PAOLI, A, MARCOLIN, G, and PETRONE, N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 23(1): 246–250, 2009.

RIBEIRO, D. C.; LOSS J. F.; CAÑEIRO J. T.; LIMA C. S.; MARTINEZ F. G. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at different speeds. **Acta Ortop. Bras** 13(4), 2005.

SCHAEFER, D. R. C. E RIES L.G.K. Análise eletromiográfica dos músculos posteriores da coxa na Cadeira e Mesa flexora. **Maringá**, v. 21, n. 4, p. 617-624, 4. Trim. 2010.

SCHOENFELD, B.J.; CONTRERAS, B.; TIRYAKI-SONMEZ, G.; WILSON, J.M.; KOLBER, M.J.; e PETERSON, M.D. Regional differences in muscle activation during hamstrings exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research** 29(1): 159–164, 2015.

SCHWANBECK, S.; CHILIBECK, P.D. e BINSTED G. A Comparison of free weight squat to smith machine squat using electromyography. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2009

SENIAM Project. Recommendations for sensor locations on individual muscles. 2005. Available at: <http://seniam.org/sensorlocation.htm>. Accessed March 2, 2015.

SELKOWITZ, D. M.; BENECK G. J. AND POWERS, C. M. Which Exercises Target the Gluteal Muscles While Minimizing Activation of the Tensor Fascia Lata? Electromyographic Assessment Using Fine-Wire Electrodes. **Journal of orthopaedic & sports physical Therapy**, volume 43, number 2, February 2013.

SIGNORILE, J. F.; WEBER B.; ROLL B.; CARUSO J.F.; LOWENSTEYN I.; e PERRY A.C. An Electromyographical comparison of the squat and knee extension exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 8(3): 178-183. 1994.

STASTNY, P.; TUFANO, J. J.; GOLAS, A.; AND PETR, M. Strengthening the Gluteus Medius Using Various Bodyweight and Resistance Exercises. **Strength and Conditioning Journal**, volume 38, number 3, june 2016.

STENSDOTTER, A. K., HODGES P. W., MELLOR R., SUNDELIN G., e GERROSS C. H. A. Quadriceps Activation in Closed and in Open Kinetic Chain Exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Vol. 35, No. 12, pp. 2043–2047, 2003.

YAMASHITA, N. EMG activities in mono- and bi-articular thigh muscles in combined hip and knee extension. **Eur. J. Appl. Physiol**. 1988, 58: 274-277.

WILLIAMS M.J.; GIBSON, N.V.; SORBIE, G.G.; UGBOLUE, U.C.; BROUNER, J.; AND EASTON, C. Activation of the gluteus maximus during performance of the back squat, split squat, and barbell hip thrust and the relationship with maximal sprinting. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2018.

WRIGHT, G. A.; DELONG, T. H. e GEHLSSEN, G. Electromyographic Activity of the Hamstrings During Performance of the Leg Curl, Stiff-Leg Deadlift, and Back Squat Movements. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 1999, 13(2), 168–174.

## 8. ANEXOS

### ANEXO 1

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidada a participar como voluntária de um projeto de pesquisa intitulado NÍVEL DE ATIVAÇÃO MUSCULAR DE MEMBROS INFERIORES E PARAVERTEBRAIS EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE FORÇA PARA MULHERES TREINADAS que tem como objetivo comparar e classificar por eletromiografia de superfície o nível de ativação nos músculos Vasto lateral, Vasto medial, Reto femoral, Bíceps femoral, Glúteo máximo, Glúteo médio e Longuíssimo nos exercícios de força Agachamento, Quatro apoios, *Hip thrust*, *Stiff*, Mesa flexora, Cadeira extensora e Cadeira abduutora. Esperamos que este estudo traga informações de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa auxiliar a seleção de exercícios mais adequados em um programa de treinamento.

O protocolo de avaliações terá duração total de 3 semanas, porém as avaliações serão realizadas em 4 dias não consecutivos e separados por intervalo de uma semana. As avaliações serão realizadas no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) e na academia de musculação localizados no Campus Olímpico da UFRGS (ESEFID), Rua Felizardo, 750 – Jardim Botânico – Porto Alegre, RS. O projeto é de responsabilidade do mestrando Jonathas Stoll de Vargas CREF 023608-G/RS, que está sob a orientação do Dr. Ronei Silveira Pinto, professor na Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Os Telefones para contato são: Pesquisador: 51 981310899. CEP/UFRGS (51) 3308- 3738. ESEFID – UFRGS: (51) 3308.5804 / 3308.5885. Para participar desta pesquisa, debes aceitar os termos assinando ao final deste documento.

Você deverá comparecer na ESEFID em 4 dias não consecutivos e separados por um período de uma semana respeitando algumas orientações. Não realizar qualquer atividade física 48 horas antes dos dias de avaliações, não utilizar roupas desconfortáveis que limitem movimentos para realização de exercícios e não utilizar qualquer tipo de creme ou cera na pele que possa dificultar a captação da ativação muscular. A duração da avaliação em cada um dos dias será de aproximadamente 1 hora e 30 minutos.

No dia 1 serão coletados dados pessoais e explicados os procedimentos do protocolo. Prontamente, será aplicado questionário a fim de verificar possíveis problemas de saúde que limitem sua participação. Se aprovado, você será encaminhado para a familiarização com o protocolo no LAPEX e na academia da ESEFID. No LAPEX, você será familiarizado com os tempos e posicionamentos em um dinamômetro isocinetico da marca CYBEX. Neste equipamento você realizará duas contrações isométricas voluntárias máximas de 5 segundos (CIVMs) para cada um dos grupos musculares de flexores e extensores do joelho, extensores e abdutores do quadril e extensores da coluna vertebral. Ao total serão 5 posicionamentos. Após isso, você será encaminhado a academia para familiarização com os exercícios de força selecionados para esta pesquisa que são o Agachamento, *Hip thrust*, *Stiff*, Quatro apoios, Cadeira extensora, Cadeira abduutora e Mesa flexora. As contrações dos exercícios serão realizadas de forma dinâmica e de forma isométrica. Quando o exercício for realizado dinamicamente, você realizará 10 repetições máximas (10 RM) instruída aos posicionamentos iniciais e finais ajustados por um goniômetro e controlados por um limitador de amplitudes e orientada as velocidades e tempos de execução dos movimentos que serão controlados por um metrônomo configurado para ditar o ritmo em 1 segundo na fase concêntrica e 2 segundos na fase excêntrica. Os movimentos serão inicialmente realizados sem carga até que você sinta segurança a utilizar alguma resistência externa. Para a execução das 10 RM no Agachamento e no *Stiff* será utilizada uma barra livre de 20 kg e uma gaiola de proteção com um avaliador em cada um dos lados da barra realizando a segurança. Para o *Hip thrust* as 10 RM serão realizadas com uma barra livre de 10 kg e o exercício Quatro apoios será realizado no *Smith machine*. Quando os exercícios forem realizados na condição isométrica, o bloqueio do movimento nos exercícios Agachamento, *Stiff*, Quatro apoios e *Hip thrust* serão realizados com a barra travada no *Smith machine*. Já nos exercícios Cadeira extensora, Cadeira abduutora e Mesa flexora o bloqueio do movimento será efetuado por resistência manual dos pesquisadores. Na condição isométrica, os posicionamentos dos exercícios serão padronizados na metade da amplitude do movimento dinâmico e a duração da contração isométrica máxima será de 5 segundos. Ainda no dia 1, na academia da ESEFID, você será familiarizado com as CIVMs pré e pós sessão, as quais permitirão identificar se os exercícios serão influenciados pela fadiga. Para estes testes você será posicionada em uma Cadeira dinamométrica da marca CEFISE e realizará de forma unilateral duas CIVMs de 5 segundos para cada uma das posições de flexão e extensão do joelho. Desta forma, a sequência das ações tanto dos 7 exercícios quanto das CIVMs pré e pós, também serão familiarizadas. Inicialmente serão realizadas as CIVMs na Cadeira CEFISE, em seguida o exercício

selecionado de forma isométrica, seguido de forma dinâmica (10 RM) e novamente de forma isométrica. Após o último exercício você realizará novamente as CIVMs na Cadeira CEFISE.

No dia 2, serão realizadas, no LAPEX da ESEFID, avaliações de composição corporal, CIVMs no CYBEX e mapas de posicionamento dos eletrodos. Inicialmente será avaliado seu percentual de gordura através de um equipamento de absorptometria radiológica de dupla energia (DEXA). Para as coletas no DEXA você deverá estar com roupas leves e sem adereços de metal. Você permanecerá deitado na Mesa do aparelho e a máquina fará um escaneamento por meio de raios-x. A radiação oferecida por este teste é mínima e não apresenta riscos. Prontamente você seguirá para avaliação antropométrica da massa e estatura corporal. Após isso, sua pele será preparada para o posicionamento dos eletrodos de superfície. Serão retirados pelos e realizada abrasão e limpeza com álcool etílico nas regiões dos músculos Reto femoral, Vasto medial, Vasto lateral, Bíceps femoral, Glúteo máximo, Glúteo médio e Longuíssimo, nas quais serão aplicados os eletrodos que serão posicionados sobre a superfície da pele. A seguir, com a utilização de uma caneta permanente, os eletrodos serão circulos na pele, o que permitirá construir mapas dos posicionamentos dos eletrodos através da transferência dessas marcações para lâminas ou folhas transparentes. Após isso, conforme familiarizado no dia 1, serão realizadas duas CIVMs de 5 segundos para cada um dos 5 posicionamentos padronizados no dinamométrica isocinetico CYBEX. Essas CIVMs servirão como referencial de máxima ativação de cada músculo para após serem comparadas com a ativação em cada exercício. Ao final, serão retirados os eletrodos e realizadas, para cada músculo avaliado, as transferências de suas marcações na pele para as lâminas transparentes.

No dia 3 serão realizadas avaliações na academia de musculação da ESEFID para verificar sua carga em 10 RM para cada um dos 7 exercícios, conforme padronizações realizadas na familiarização. Após sorteio das ordens de realização dos exercícios você iniciará com breve aquecimento. Será solicitada informar sua carga aproximada em 10 RM para cada exercício. Você terá duas oportunidades para alcançar as 10 RM. Se na primeira tentativa não atingir, a carga será ajustada pela equação de Brzicki e se na segunda tentativa também não atingir as 10 RM, a carga considerada será estimada pela equação de Brzicki.

No dia 4 serão realizadas as coletas de ativação muscular através da técnica de eletromiografia de superfície em cada um dos 7 exercícios bem como nos testes de CIVMs pré e pós sessão de exercícios, conforme visto na familiarização. Inicialmente será realizada a preparação da pele na qual serão aplicados os eletrodos de acordo com os mapas de posicionamentos. A seguir serão realizados o total de quatro CIVMs na Cadeira Cefise, sendo

duas para extensão e outras duas para flexão unilateral do joelho dominante. Após isso, serão iniciadas as avaliações do sinal EMG para cada um dos 7 exercícios sendo iniciados de forma isométrica seguidos de dinâmica (10 RM) e novamente isométricos, conforme posicionamentos, velocidades, cargas e ordenamentos vistos nos dias anteriores. Serão fornecidos intervalos de 5 minutos entre os exercícios, no qual será perguntado a você o nível de esforço percebido de 0 a 10 nos grupos musculares do Quadríceps, Isquiotibiais, Abdutores, Paravertebrais e Glúteo máximo. Ao final da sessão serão realizados novamente testes isométricos e unilaterais de flexão e extensão do joelho na Cadeira dinamométrica CEFISE para verificar se a sessão provocará fadiga suficiente para influenciar no sinal EMG. Por fim serão retirados os eletrodos e a pele será limpa das marcações e do gel eletro condutor com álcool etílico e algodão.

Todos os procedimentos descritos acima serão acompanhados e realizados por pessoas capacitadas e toda explicação necessária será fornecida durante os testes, além de quaisquer dúvidas.

Como benefícios de sua participação nesta pesquisa, você conhecerá seu perfil físico, através de exames de composição corporal que identificam seu percentual de gordura e exames de eletromiografia de superfície que verificam seu nível de ativação neuromuscular. Em adição, você estará colaborando para selecionar os exercícios de força que produzam os maiores níveis de ativação muscular para mulheres treinadas e contribuindo para uma melhor prescrição de treinamento para fins de prevenção de lesões, condicionamento físico, desempenho esportivo ou estético.

Ao longo da pesquisa, existirão riscos de ocorrerem eventos adversos como: desconforto, cansaço, dores musculares e articulares, lesões musculares e articulares, uma vez que você estará realizando esforço físico. Esses eventos adversos são considerados como qualquer ocorrência médica inconveniente sofrida por um participante da pesquisa que necessariamente apresenta relação causal com a intervenção em investigação. No entanto, todos os esforços serão realizados no sentido de diminuir esses riscos através da avaliação de informações preliminares sobre a sua saúde e aptidão. Você será instruído a realizar os exercícios e testes de uma maneira confortável e se necessário você receberá o atendimento adequado. Estas avaliações e testes são amplamente empregados em pesquisas e já foram realizados diversas vezes por nossa equipe, sendo extremamente seguros.

Durante as coletas de dados estará presente no LAPEX um médico responsável e também estará disponível uma linha telefônica para a necessidade de contatar o serviço de atendimento móvel de emergência (SAMU – 192). Os pesquisadores responsáveis por este

projeto são o Professor Doutor Ronei Silveira Pinto e seu orientando e mestrando Jonathas Stoll de Vargas, assim como outros alunos que estarão envolvidos na realização deste projeto, sendo todos capacitados.

Os dados coletados neste estudo estarão em sigilo e de posse do responsável pelo estudo por no mínimo 5 anos, sendo que serão utilizados para questões vinculadas à pesquisa e área acadêmica, sendo que os mesmos só serão disponibilizados sob o seu consentimento. A participação neste projeto será voluntária, sendo que em qualquer momento desta pesquisa você terá o direito de não participar ou de se retirar do estudo sem que isto represente qualquer tipo de prejuízo dentro da instituição onde o projeto está sendo realizado. Não haverá custos para você participar deste estudo, incluindo avaliações, transporte ou outras despesas relacionadas ao projeto. Quaisquer custos serão de responsabilidade do pesquisado principal. Além disso, quando necessário haverá o custeio dos gastos com deslocamento.

De forma algum esse consentimento lhe faz renunciar aos seus direitos legais, e nem libera os investigadores ou instituições envolvidas de suas responsabilidades pessoais ou profissionais. Qualquer evento adverso grave será informado ao CEP em menos de 48h seguintes a ocorrência. Se tiver qualquer dúvida em relação a esta pesquisa, favor contatar os responsáveis por este projeto ou o Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, cujos telefones estão no início deste termo de consentimento livre e esclarecido. Caso julgue ter havido violação de algum dos seus direitos, você poderá fazer contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

Uma via deste documento ficará com você e a outra ficará guardada com os pesquisadores desse projeto. Ambas as vias deverão estar assinadas por você e pelo pesquisador responsável.

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar voluntariamente da pesquisa.

Nome: \_\_\_\_\_

CPF/RG: \_\_\_\_\_

Porto Alegre, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Assinatura do avaliado \_\_\_\_\_

Assinatura do Pesquisador \_\_\_\_\_

ANEXO 2

TABELAS DE CARGAS - 10 RM						
EXERCÍCIOS	1º TENTATIVA		2º TENTATIVA		RESULTADOS	
	Kg	RMs	Kg	RMs	Kg	RMs
AGACHAMENTO						
CADEIRA EXTENSORA						
4 APOIOS SMITH						
STIFF						
CADEIRA ABDUTORA						
MESA FLEXORA						
HIP THRUST						

ANEXO 3

**ESCALA OMNI**

NOME: \_\_\_\_\_ EXERCÍCIO \_\_\_\_\_

Quão difícil você sente que seus músculos estão trabalhando?

ESCORE	INDICE	QUADRICEPS	ISQUIOTIBIAIS	GLUTEO MÁXIMO	ABDUTORES	PARAVERTEBRAIS
0	Extremamente fácil					
1						
2	Fácil					
3						
4	Um pouco fácil					
5						
6	Um pouco difícil					
7						
8	Difícil					
9						
10	Extremamente difícil					

## ANEXO 4

Questionário de prontidão  
para atividade física - PAR-Q  
(REVISADO EM 2002)

# PAR-Q & VOCÊ

(Um questionário para pessoas com idade entre 15 e 69 anos)

A atividade física regular é divertida e saudável. Cada dia mais e mais pessoas estão começando a tornar-se mais ativas. Ser mais ativo é muito saudável para a maioria das pessoas. Contudo, algumas pessoas devem consultar seus médicos antes de tornarem-se mais ativas fisicamente.

Se você está planejando aumentar o ritmo da sua atividade, comece por responder às 7 questões do quadro a seguir. Se você tiver entre 15 e 69 anos, o PAR-Q lhe dirá se deve consultar seu médico antes de começar. Se tiver mais de 69 anos e não estiver acostumado a ser muito ativo, consulte seu médico.

O bom senso é o seu melhor guia ao responder essas questões. Por favor, leia cuidadosamente e responda a cada uma honestamente marcando SIM ou NÃO.

SIM	NÃO	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. Seu médico alguma vez disse que você tem problema de coração e que deve praticar apenas atividades físicas recomendadas por um médico?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Você sente dor no peito quando pratica atividade física?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. No mês passado, você teve dor no peito quando não estava praticando atividade física?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Você perde o equilíbrio devido a tonturas ou alguma vez perdeu a consciência?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Você tem problema ósseo ou articular (p. ex., nas costas, nos joelhos ou nos quadris) que poderia piorar por alguma mudança em sua atividade física?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. Seu médico está atualmente lhe receitando algum remédio (p. ex., para pressão arterial ou problema cardíaco)?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. Você sabe qualquer outra razão pela qual não deva praticar atividades físicas?

Se  
você  
respondeu

### SIM a uma ou mais questões

Fale com seu médico por telefone ou pessoalmente ANTES de começar a se tornar muito mais ativo fisicamente ou ANTES de passar por avaliação de aptidão física. Conte ao seu médico sobre o PAR-Q e quais questões a que você respondeu SIM.

- Você pode ser capaz de fazer qualquer atividade que quiser – desde que comece lentamente e aumente de forma gradual; ou pode ter de restringir suas atividades àquelas que forem seguras para você. Fale com seu médico sobre os tipos de atividade das quais deseja participar e siga os conselhos dele.
- Descubra programas comunitários que sejam seguros e salutareos para você.

### NÃO a todas as questões

Se você respondeu NÃO honestamente a todas as questões do PAR-Q, fique razoavelmente seguro de que pode

- tornar-se muito mais ativo fisicamente – comece lentamente e aumente gradualmente. Essa é a maneira mais segura e mais fácil de começar.
- fazer avaliação de aptidão física – essa é uma excelente maneira de determinar seu condicionamento básico de modo que possa planejar o melhor caminho para viver ativamente. Também é altamente recomendado que sua pressão arterial seja avaliada. Se a sua leitura estiver > 144/94, fale com seu médico antes de começar a se tornar muito mais ativo fisicamente.

### ESPERE PARA TORNAR-SE MUITO MAIS ATIVO

- se você não estiver se sentindo bem por causa de enfermidade temporária como resfriado ou febre, espere até que possa sentir-se melhor;
- se estiver ou puder estar grávida, fale com seu médico antes de tornar-se mais ativa.

**ATENÇÃO:** Se sua saúde mudar de modo que você venha a responder SIM a qualquer uma das questões aqui citadas, informe seu profissional de saúde ou de aptidão física e pergunte se o planejamento de sua atividade física deve ser modificado.

**Informação do PAR-Q:** A Sociedade Canadense de Fisiologia do Exercício, o Health Canada e seus agentes não assumem responsabilidades por pessoas que praticam atividade física. Em caso de dúvida após completar esse questionário, consulte seu médico antes da atividade física.

**Não são permitidas alterações. Incentivamos você a fotocopiar o PAR-Q, mas apenas se usar o formulário todo.**

NOTA: Se o PAR-Q for respondido por uma pessoa antes de seu ingresso em um programa de atividade física ou realização de avaliação de aptidão física, esta seção pode ser usada para fins legais ou administrativos.

"Li, entendi e completei este questionário. Quaisquer dúvidas que eu tenha tido foram esclarecidas de forma completamente satisfatória."

NOME \_\_\_\_\_

ASSINATURA \_\_\_\_\_

DATA \_\_\_\_\_

ASSINATURA DO PAI/MÃE  
(para menores de idade)

TESTEMUNHA \_\_\_\_\_

NOTA: Essa liberação para atividade física é válida por um período máximo de 12 meses a partir da data de assinatura; e ela se tornará inválida se a sua condição mudar de forma que você venha a responder SIM a qualquer uma das 7 perguntas.



© Canadian Society for Exercise Physiology

Patrocinado por:



Health  
Canada

Santé  
Canada

(continua)