

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
ISABEL HEBERLE

**ATIVAÇÃO ELÉTRICA DO GLÚTEO MÁXIMO EM VARIAÇÕES DO
EXERCÍCIO *LUNGE***

Florianópolis

2017.

ISABEL HEBERLE

**ATIVACÃO ELÉTRICA DO GLÚTEO MÁXIMO EM VARIAÇÕES DO
EXERCÍCIO *LUNGE***

Monografia submetida ao Centro de Desportos da
Universidade Federal de Santa Catarina como requisito
final para obtenção do título de Graduado em Educação
Física – Bacharelado.

Orientadora: Prof. Dr. Cíntia de La Rocha Freitas

Coorientador: Prof. Ddo. Ewertton de Souza Bezerra

Florianópolis

2017.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Heberle , Isabel

Ativação elétrica do glúteo máximo em variações do
exercício lunge / Isabel Heberle ; orientador, Cíntia de
La Rocha Freitas , coorientador, Ewertton de Souza
Bezerra , 2017.

44 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de
Desportos, Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2017.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. análise de exercício. 3.
treinamento resistido. 4. eletromiografia. 5. mulheres. I.
Freitas , Cíntia de La Rocha . II. Bezerra , Ewertton de
Souza . III. Universidade Federal de Santa Catarina.
Graduação em Educação Física. IV. Título.

Isabel Heberle

**ATIVACÃO ELÉTRICA DO GLÚTEO MÁXIMO EM VARIAÇÕES DO
EXERCÍCIO *LUNGE***

Esta monografia foi avaliada e aprovada para obtenção
do título de Graduado em Educação Física –
Bacharelado.

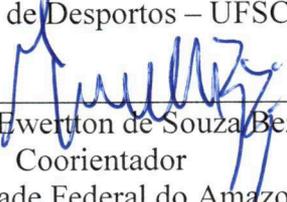
Florianópolis, 21 de junho de 2017.

Nota: 10,0

Banca examinadora:



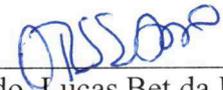
Profa. Dra. Cintia de La Rocha Freitas
Orientadora
Centro de Desportos – UFSC



Prof. Ddo. Ewertton de Souza Bezerra
Coorientador
Universidade Federal do Amazonas



Prof. Dr. Ricardo Dantas De Lucas
Membro Titular
Centro de Desportos – UFSC



Bel. Mdo. Lucas Bet da Rosa Orssatto
Membro Titular
Programa de pós graduação em Educação Física
Centro de Desportos – UFSC



Prof. Mdo. Silas Nery de Oliveira
Membro Suplente
Programa de pós graduação em Educação Física
Centro de Desportos – UFSC

Dedico esse trabalho à minha família e amigos por todo amor e carinho, pelo auxílio e incentivo na busca de meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais José Ari Heberle e Edite Seibert Heberle, por todo o amor, carinho, proteção e incentivo aos estudos e realização dos meus sonhos. Pelo esforço na ajuda financeira para que eu pudesse estudar em outra cidade. E acima de tudo, por sempre confiarem e acreditarem em mim.

Aos meus irmãos Isaac Heberle, Camila Heberle e Lucas Heberle, por estarem sempre comigo, pelo apoio e carinho que sempre tiverem por mim.

A todos os meus familiares, avós, tios e primos, que de alguma forma sempre me incentivaram na busca de meus sonhos, dando suporte e auxílio de todas as formas em todos os momentos que precisei.

Ao meu amigo Guilherme Tadeu de Barcelos, por ser o melhor amigo que eu poderia ter, por compartilhar momentos de muita alegria, momentos que permanecerão eternos em nossas lembranças. Pelos sorrisos, surpresas, cafés da tarde, cinemas com pipoca e muita manteiga. Pelo apoio e incentivo que sempre me ofereceu, ajudando a enfrentar fases difíceis. Muito obrigada por todo o amor e carinho que tens por mim!

Aos meus amigos que os quatro anos de curso me proporcionaram, principalmente aos colegas de turma, por tornarem as aulas mais divertidas e menos pesadas, sentirei saudades.

Aos meus amigos de vida que sempre estiveram comigo fora do ambiente acadêmico. Obrigada por todos os momentos que passamos.

A querida Prof^ª. Dr^ª. Cíntia de La Rocha Freitas que foi como uma mãe durante o curso, sempre disposta a auxiliar no que fosse necessário e até mais do que o necessário. Obrigada por aceitar o convite para ser minha orientadora e por todo o auxílio prestado na monografia, além de ouvir meus desabafos repentinos.

Ao meu coorientador Prof. Ddo. Ewertton de Souza Bezerra, pelo convite em participar da pesquisa que mais tarde tornou-se minha monografia. Pelo aceite em ser meu coorientador, me auxiliando no desenvolvimento de todo o trabalho.

Ao amigo Raphael Luiz Sakugawa, pelos cafés, conversas, risadas e principalmente pelo auxílio e esclarecimento das dúvidas referentes ao trabalho.

As voluntárias que aceitaram participar da pesquisa, dedicando um pouco do seu tempo, sem vocês esse estudo não teria acontecido.

Por fim, a todos que de alguma forma auxiliaram na realização desse trabalho e assim fechando mais uma etapa da minha vida.

A todos vocês o meu muito obrigada!

RESUMO

O exercício *Lunge* ou afundo, como também é conhecido, é um dos exercícios mais realizados quando o objetivo é ativar a musculatura do glúteo máximo (GM). O objetivo deste estudo foi analisar a atividade eletromiográfica (EMG) do GM nas variações do exercício *Lunge*, além de verificar a influência das diferentes condições de execução (tronco ereto X tronco inclinado) e identificar a mudança da atividade muscular em função da intensidade do exercício (massa corporal e +30% massa corporal). Participaram do estudo 12 mulheres com experiência em treinamento resistido. A coleta foi dividida em três etapas, sendo na primeira etapa estimadas as medidas antropométricas. Na segunda etapa, foi realizado um aquecimento em esteira ergométrica, a pele foi preparada para fixação dos eletrodos e foi realizado o teste de contração voluntária máxima isométrica do GM. Na terceira e última etapa, cada participante executou três variações do exercício *Lunge*, sendo que cada variação caracterizou-se por duas condições, uma com o tronco ereto e outra com o tronco inclinado à frente. Foram analisados os valores *Root Mean Square* do sinal EMG. O efeito principal do exercício (parado, avanço e deslocamento) dentro e entre as condições de posição do tronco (ereto e inclinado) foram avaliadas por uma ANOVA two-way para medidas repetidas e o teste post Hoc de Bonferroni, sendo considerado um nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que as variações avanço e deslocamento, com o tronco ereto ou inclinado, provocam ativações elétricas maiores no GM do que o exercício afundo com o tronco ereto. Já a variação deslocamento com o tronco inclinado apresentou sinais EMG maiores do que a variação a afundo com o tronco inclinado. De forma geral, foi observado que realizar as variações do exercício *Lunge* com o tronco inclinado não interfere no sinal EMG do músculo GM, quando comparado com a execução do exercício *Lunge* com o tronco ereto. No entanto, a intensidade maior da carga (+30%MC) produziu maiores valores RMS do que somente a sobrecarga de massa corporal. Assim, os resultados deste estudo mostraram que o *Lunge* é um excelente exercício para trabalhar a musculatura do GM.

Palavras chaves: análise de exercício, treinamento resistido, eletromiografia, mulheres.

ABSTRACT

Lunge or sinking, as it is known, is one of the most accomplished exercises when the goal is to activate gluteus maximus (GM). The objective of this study was to analyze the muscular activity of the GM in the variations of Lunge exercise, besides to verify the influence of the different conditions of execution (upright trunk X inclined trunk) and to identify the muscular activity according to the intensity of the exercise (body weigh +30% body weight). Twelve women with experience in strength training participated in the study. The data collect was organized in three steps, beginning by the estimation of anthropometric measurements. In the second phase, a treadmill heating was performed, the skin was prepared for electrode fixation and the test of maximum voluntary isometric contraction (CVMI) of GM was performed. In the third and last step, each participant performed three variations of the Lunge exercise, each variation was developed in two conditions, one with the trunk erect and the other with the trunk inclined at the front. The RMS values of the EMG signal were analyzed. The main effect of exercise (standing, advancing and displacing) within and between as trunk position conditions (erect and inclined) were evaluated by repeated measures two way Anova and post Hoc Bonferroni test, being considered a level of significance of 5%. The results showed that advancement and displacement variations, with the trunk erect or inclined, caused greater GM electric activation than the exercise sinks with the erect trunk. On the other hand, the displacement variation with the inclined trunk showed EMG signals larger than the variation with the inclined trunk. In general, it was observed that performing variations of the Lunge exercise with the inclined trunk does not interfere in EMG signal of the GM muscle, when compared to the execution of the Lunge exercise with erect trunk. However, a higher load intensity (+ 30% MC) caused greater RMS values than with just the body weight overload. Thus, the results of this study show that Lunge is an excellent exercise to work out GM muscle.

Key words: exercise analysis, resistance training, electromyography, women.

LISTA DE ABREVIATURAS

Biomec – Laboratório de Biomecânica

CCA – Cadeia Cinética Aberta

CCF – Cadeia Cinética Fechada

CDS – Centro de Desportos

CVMI – Contração Voluntária Máxima Isométrica

EMG – Eletromiografia

GM – Glúteo Máximo

IMC – Índice de Massa Corporal

PAR-Q – Questionário de Prontidão para a Atividade Física

RMS – *Root Mean Square*

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TR – Treinamento Resistido

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
1.1	OBJETIVOS	11
1.1.1	Objetivo geral.....	11
1.1.2	Objetivos específicos.....	11
1.2	HIPÓTESES	12
1.3	JUSTIFICATIVA	12
2	REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1	CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA DO GLÚTEO MÁXIMO.....	14
2.1.1	Anatomia	14
2.1.2	Arquitetura muscular.....	16
2.1.3	Braço de Momento.....	16
2.2	EFEITOS DOS TIPOS DE EXERCÍCIOS NA ATIVIDADE MUSCULAR DO GLÚTEO MÁXIMO	18
2.2.1	Cadeia cinética fechada e aberta	18
2.2.2	Eletromiografia do glúteo máximo durante o exercício resistido.....	19
2.2.3	Exercício <i>Lunge</i> e suas variações.....	20
3	MÉTODO	22
3.1	CARACTERIZAÇÃO DE ESTUDO.....	22
3.2	ASPECTOS ÉTICOS	22
3.3	LOCAL.....	23
3.4	PARTICIPANTES.....	23
3.5	INSTRUMENTOS	23
3.6	PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS	24
3.6.1	Medidas antropométricas e composição corporal	24
3.6.2	Fixação dos eletrodos e contração voluntária máxima	25
3.6.3	Exercícios analisados	26
3.7	ANÁLISE DOS DADOS	27
3.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA	27
4	RESULTADOS	28
5	DISCUSSÃO	30
6	CONCLUSÃO.....	34
	REFERÊNCIAS	35
	APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	40

1 INTRODUÇÃO

Atualmente o treinamento resistido (TR) é uma das modalidades mais praticadas e tem adeptos de ambos os sexos em diferentes faixas etárias. Essa busca justifica-se pelos diversos benefícios decorrentes da sua prática, dentre os mais comuns estão: estética, saúde, reabilitação e desempenho esportivo (DIAS et al., 2005). Segundo Kraemer et al. (2009), o TR ou treinamento com pesos é a realização de exercícios que utilizam a contração musculoesquelética voluntária contra uma forma de resistência, a qual pode ser por meio de máquinas, pesos livres ou com a própria massa corporal. Como destacado por Kraemer e Ratamess (2004), o TR possui inúmeras variáveis na sua prescrição, tais como: volume, intensidade, ordem do exercício, tempo de intervalo entre séries e exercícios, frequência semanal, ações musculares e seleção do exercício. Este último é foco primário no processo de planejamento da sessão de treinamento, pois parte-se do princípio que deve ser direcionado a adaptação que o mesmo pretende causar no indivíduo.

Por esta razão, um dos músculos que constantemente é envolvido nos programas de TR para a melhora do desempenho, tanto físico como estético é o glúteo máximo (GM), que é considerado um dos maiores músculos do corpo humano e está localizado na parte posterior do quadril. Sua origem se dá no feixe posterior da crista ilíaca, superfície posterior do sacro e cóccix e a fáscia da coluna lombar (NEUMANN, 2010). Quanto à sua inserção, são consideradas duas principais, uma delas ocorre no trato iliotibial da fáscia lata e a outra na superfície lateral do trocânter maior do fêmur (NEUMANN, 2010; ANTONIO et al., 2013). Além disso, o GM é innervado pelo nervo glúteo inferior que é ramificado a partir da medula espinhal entre as vértebras L5 e S1 (PHILLIPS; PARK, 1991).

Considerando as origens e inserções do GM, estudos apontam que suas principais funções estão na extensão e rotação lateral do quadril (SAKAMOTO et al., 2009; MOREIRA, 2004). Outra função dada a este músculo é a de estabilização da articulação sacro-ilíaca devido ao cruzamento das fibras sobre esta articulação (BARKER et al., 2013). Em relação ao tipo de fibras provenientes do GM, estudos vêm apontando que ele tem proporções semelhantes de fibras do tipo I e tipo II, sendo um músculo de contração mista (ŠIRCA E SUŠEC-MICHIELI, 1980). Dessa forma, exercícios que trabalham o GM são aqueles que realizam extensão e rotação do quadril, como é o caso dos agachamentos e *Lunge*.

Dores lombares podem estar diretamente associadas a disfunções musculoesqueléticas, como enfraquecimento do GM (CHOLEWICKI; VAN DIEEN; ARSENAULT, 2003). Para prevenir ou tratar essas disfunções, exercícios para fortalecimento do GM são recomendados.

Sakamoto et al. (2009) buscaram quantificar a ativação do GM durante quatro modalidades dos exercícios terapêuticos, que envolveu a extensão ativa do quadril em quatro posições: com extensão do joelho, flexão do joelho, rotação lateral do quadril e extensão do joelho, e rotação lateral do quadril e flexão do joelho. Os resultados indicaram que nas posições em que o joelho estava em flexão e com rotação do quadril houve maior ativação muscular do GM. Isso indica que exercícios de extensão do quadril, na qual o joelho se encontra flexionado e/ou com rotação lateral do quadril são escolhas adequadas quando o objetivo é trabalhar a musculatura do GM.

No caso dos exercícios *Lunge*, ainda há poucos estudos na literatura sobre seus efeitos na ativação muscular do GM, tanto em relação às variações do exercício, quanto de suas técnicas, sobre diferentes sobrecargas ou tipos de sobrecarga externa. No entanto, em relação à carga tem-se demonstrado que quanto maior a intensidade da carga, maior será a atividade eletromiográfica (EMG) do GM (REIMAN; BOLGLA; LOUDON, 2011). Variações do exercício *Lunge*, como a que se realiza com passadas maiores também apresentam maior amplitude eletromiográfica do GM (REIMAN; BOLGLA; LOUDON, 2011).

A partir desses pressupostos, foi elaborado o seguinte problema de pesquisa: como se comporta a atividade muscular do GM nas variações do exercício *Lunge* (afundo, avanço e deslocamento) e qual a influência de duas posições do tronco (ereto e inclinado), durante a execução do exercício, na ativação do GM?

1.1 OBJETIVOS

A seguir serão apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos da pesquisa.

1.1.1 Objetivo geral

Analisar a atividade muscular do glúteo máximo nas variações do exercício *Lunge* (afundo, avanço e deslocamento).

1.1.2 Objetivos específicos

- a) Verificar e comparar a influência das diferentes condições de execução (tronco ereto X tronco inclinado) nas variações do exercício *Lunge*;
- b) Identificar e comparar a atividade muscular do GM em diferentes intensidades do exercício *Lunge* (massa corporal e +30% massa corporal).

1.2 HIPÓTESES

O seguinte estudo apresenta duas hipóteses sobre os efeitos que as variações do exercício *Lunge* proporcionam no músculo GM:

Hipótese 1: a variação do exercício *Lunge* que é realizada com o tronco inclinado provocará maior ativação muscular do GM. Essa hipótese dá-se pelo fato de que o músculo estará em pré-estiramento antes da execução do exercício.

Hipótese 2: a atividade elétrica do GM será maior quando utilizar a sobrecarga de +30% do massa corporal, dessa forma o recrutamento de fibras aumenta e a atividade muscular nessa intensidade aumentará também.

1.3 JUSTIFICATIVA

Para compor um plano de treinamento, muitos profissionais selecionam exercícios ou variações dos mesmos por considerá-los melhores que outros, no entanto muitas dessas escolhas não são feitas com base em conhecimento científico, sendo assim a escolha pode ser equivocada (LEPORACE et al., 2012). Dessa maneira, muitos estudos buscam analisar a atividade muscular por meio de eletromiografia, avaliando diferentes músculos e diferentes exercícios.

Em muitos exercícios ainda se tem dúvidas sobre os músculos que são mais recrutados durante a sua execução. No exercício agachamento não é diferente, mesmo este sendo um dos mais prescritos para o TR. Em um estudo realizado por Garcia et al. (2012), comparou-se a atividade dos músculos vasto lateral, vasto medial, semitendíneo e bíceps femoral durante o agachamento afundo até a exaustão e verificou-se que independente da posição do membro inferior (anterior ou posterior durante o exercício), a atividade eletromiográfica dos músculos foi semelhante. No entanto, é recomendado que exercícios como afundo ou agachamento sejam realizados sem que os joelhos ultrapassem a linha dos dedos dos pés durante a fase descendente, pois ultrapassar a linha dos dedos provoca maior pico de estresse do tendão patelar, podendo provocar ou acentuar os agravos da tendinopatia patelar (ZELLMER et al., 2017).

A seleção dos exercícios e a prescrição individualizada são de suma importância quando se trata de TR. Além disso, a seleção dos exercícios deve ir de encontro com outros parâmetros, como o número de repetições, intervalo de recuperação, intensidade do exercício e histórico de treinamento, para que assim se possa prescrever um treinamento organizado (STASTNY et al., 2016).

É imprescindível que na seleção dos exercícios em um TR seja levado em consideração os objetivos a serem alcançados, e para isso é necessário consultar dados científicos que apontem que um exercício é mais eficiente do que outro em relação à atividade muscular que ele proporciona. Dessa maneira, o presente estudo irá contribuir na literatura pesquisando a atividade muscular em variações do exercício *Lunge* por meio de eletromiografia. Além disso, a pesquisa poderá auxiliar na escolha adequada dos exercícios a serem escolhidos, indo de encontro aos objetivos do treino proposto.

2 REVISÃO DE LITERATURA

São abordados na revisão de literatura dois tópicos, sendo o primeiro sobre cinesiologia e biomecânica do GM e o segundo sobre efeitos dos tipos de exercício na atividade muscular do GM. Primeiramente, são apresentadas informações sobre a anatomia e arquitetura do GM, e a partir disso, são apresentados as funções e movimentos que este músculo exerce. Também são abordadas informações sobre o braço de momento do músculo GM. Em seguida são apontadas evidências na literatura sobre exercícios em cadeia cinética fechada e aberta, comparando os dois tipos de exercício. Na sequência, são apresentados estudos que investigaram a ativação elétrica do GM durante os exercícios resistidos. Por fim, são abordadas variações do exercício *Lunge* e seus efeitos no músculo GM.

2.1 CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA DO GLÚTEO MÁXIMO

A partir da compreensão da anatomia do GM, incluindo origens e inserções, tipos de fibras, tamanho do músculo, entre outras informações, pode-se iniciar um estudo sobre os movimentos que este músculo pode exercer e assim entender suas funções no corpo humano. Além disso, também se pode analisar a melhor posição ou ângulo articular para contração do GM e, dessa forma, prevenir lesões ou aumentar o desempenho muscular.

2.1.1 Anatomia

Localizado na parte posterior do corpo humano e sendo um dos maiores músculos, o GM liga o tronco à parte inferior do corpo, sua inervação é dada pelo nervo glúteo inferior que é ramificado a partir da medula espinhal entre as vértebras L5 e S1 (PHILLIPS; PARK, 1991). Referente à origem do GM, habitualmente considera-se o feixe posterior da crista ilíaca, a superfície posterior do sacro e cóccix e a fáscia da coluna lombar (NEUMANN, 2010). Estudos encontraram partes do músculo que têm origem da fáscia do glúteo médio, fáscia tóraco-lombar, ílio, parte dorsal sacro-ilíaca e ligamentos sacrotuberal, além de origens já conhecidas como sacro e cóccix (BARKER et al., 2013).

O músculo GM tem duas inserções principais, sendo que uma delas é na superfície lateral do trocânter maior do fêmur e a outra inserção no trato iliotibial da fáscia lata (NEUMANN, 2010; ANTONIO et al., 2013). Já foi considerada esta segunda inserção como secundária, no entanto seu papel foi enfatizado sugerindo que a banda iliotibial pode ser

caracterizada como um tendão de inserção do GM. Dessa forma liga o GM à perna (membro inferior abaixo do joelho) (ANTONIO et al., 2013).

De acordo com as origens e inserções do GM, pesquisadores afirmam que esta musculatura tem como principais funções extensão e de rotação lateral do quadril (SAKAMOTO et al., 2009; MOREIRA, 2004). Grande parte das fibras musculares do GM cruza perpendicularmente a articulação sacro-ilíaca, sugerindo que essa musculatura estaria auxiliando no fechamento dessa articulação. Dessa forma, o aumento do tamanho e força do GM pode ser benéfico em situações onde há uma perda da estabilidade da articulação sacro-ilíaca (BARKER et al., 2013).

Em relação ao peso, o GM é o músculo mais pesado do corpo humano. Estudos realizados com cadáveres relataram que o GM pesou entre 573g a 989g (ITO et al., 2003; HORSMAN et al., 2007). O GM é duas vezes mais pesado que o glúteo médio e 27% mais pesado do que o adutor magno, músculo considerado o segundo mais pesado. A massa do GM é tão grande que consegue ser 49% mais pesado que os quatro músculos isquiotibiais que são o bíceps femoral cabeça longa e curta, semitendinoso e semimembranoso (ITO et al., 2003).

Quando observada a área de secção transversa o GM é o maior músculo do corpo humano. Medidas feitas em cadáveres mostram que esse músculo chegava a 48,4 cm² e quando analisada a área de secção transversa por meio de ressonância magnética verificou-se que o GM atingiu 58,3±10,3cm² (ITO et al., 2003; AROKOSKI, 2002). Em relação à espessura, o GM é um dos maiores, considerando-se medidas feitas por meio de ultra-som que indicam uma espessura de 25,0±2,29mm (IKEZOE et al., 2011).

Quando comparado o tamanho total do GM, foram encontradas diferenças entre ambos os sexos. Embora o tamanho relativo dos glúteos seja semelhante entre os sexos feminino e masculino, há diferenças significativas no volume muscular absoluto. Sendo que o tamanho absoluto do GM foi de 27% maior em homens do que em mulheres (PREININGER et al., 2011).

Niinimäki et al. (2016) realizaram um estudo com ressonância magnética no GM de cinco grupos de mulheres atletas: esporte de alto impacto (jogadoras de voleibol e de grandes saltos), impactos ocasionais (jogadores de futebol e squash), esportes com potência (*powerlifters*), esportes de impactos repetitivos (fundistas) e esportes sem impactos repetitivos (nadadores). As atletas que realizavam esportes de alto impacto, esportes de impactos ocasionais ou esportes de alta força exibiram maior área transversal do GM, quando comparado ao grupo controle (não atletas) e as outras atletas. Dessa forma esse estudo sugere que esportes que envolvam impactos ocasionais, vários movimentos diferentes e sobrecarga podem auxiliar no desenvolvimento do GM.

2.1.2 Arquitetura muscular

Apresentado como um arranjo macroscópico das fibras musculares, a arquitetura muscular expõe o conjunto de fibras musculares no quadro geral do próprio músculo (LIEBER; FRIDE, 2000). De acordo com o arranjo das fibras do GM, ele é um músculo peniforme. Além disso, esse músculo possui fascículos longos (18,3cm), quando comparado a outros músculos (WARD; ENG; SMALLWOOD, 2009). Apesar de pouco estudada, a área de secção transversa do GM é uma das maiores entre os músculos, com medidas de 30-70cm² (FRIEDERICH; BRAND, 1990).

Em um estudo sobre o tipo de fibras do GM, Johnson (1973) analisou a musculatura de 6 indivíduos do sexo masculino com idade entre 17 a 30 anos e relatou que o GM tinha uma proporção semelhante em relação ao tipo de fibras (tipo I e tipo II), sendo que as fibras tipo I apresentaram uma média de 52%. Širca e Sušec-michieli (1980) analisaram 21 indivíduos com osteoartrite de quadril e mostraram que o GM tem uma proporção maior de fibras do tipo I em relação à fibras do tipo II. Assim, o GM é um músculo de contração mista, ou seja, que realiza tanto contrações lentas quanto rápidas, o que significa que para treinar esse músculo são necessárias diferentes velocidades de contração.

2.1.3 Braço de Momento

O GM possui braço de momento no plano sagital, frontal e transversal, dessa forma o GM pode executar os movimentos articulares de extensão, adução e rotação externa do quadril (DOSTAL; SODERBERG; ANDREWS, 1986). Alguns estudos analisaram o comprimento do braço de momento do GM, comparando-o com outros músculos no plano sagital. Németh e Ohlsén (1985) realizaram um estudo com 10 cadáveres e 20 sujeitos vivos, eles observaram que durante a extensão do quadril, o maior braço de momento do GM teve cerca de oito centímetros e foi maior do que o adutor magno e os isquiotibiais (extensores do quadril). Blemker e Delp (2005) construíram um modelo músculo-esquelético tridimensional e a partir dele observaram que o comprimento do braço de momento do GM teve uma média de 4 centímetros, variando de 1,5 a 6,5 centímetros. Dostal, Soderberg e Andrews (1986), por sua vez, relataram que na extensão do quadril, o braço de momento do GM foi cerca de 4,5 centímetros, sendo menor que dos extensores adutor magno, semitendinoso, bíceps femoral e semimembranoso.

Em relação ao comprimento do braço de momento do GM no plano transversal ainda há poucos estudos. No entanto, Dostal, Soderberg e Andrews (1986) também encontraram

dados que mostram que o braço de momento na rotação externa do quadril também é grande, sendo apenas menor que das fibras posteriores do glúteo médio e dos músculos profundos que fazem a rotação externa do quadril. Quando analisado no plano frontal, o braço de momento do GM na adução do quadril é muito pequeno. Há poucos estudos buscando mais informações sobre esse aspecto, mesmo assim, acredita-se que as fibras superiores do GM estejam envolvidas na abdução do quadril, enquanto que as fibras mais abaixo estejam envolvidas na adução do quadril (DOSTAL; SODERBERG; ANDREWS, 1986).

O braço de momento pode ser alterado com mudanças na angulação da articulação, isso implica na função de um determinado músculo quando se altera o ângulo articular. Pesquisadores estudam os braços de momento nos diferentes planos sagital e transversal. Em um estudo realizado por Németh e Ohlsén (1985), verificou-se que o comprimento do braço de momento do GM diminui consideravelmente (cerca de oito a três centímetros) quando há um aumento do ângulo de flexão do quadril. Isso significa que o GM tem uma capacidade maior de extensão do quadril quando este não está em flexão.

Apesar da afirmação de que o GM é um importante músculo quando se refere à rotação externa do quadril, ainda não se tem muitos estudos em relação ao braço de momento dessa musculatura no plano transversal. Em um estudo com quatro cadáveres, foi medido o braço de momento em seis diferentes comprimentos do GM em vários ângulos de flexão do quadril (0, 20, 45, 60 e 90 graus). Os dados dos músculos do quadril foram importados de um modelo musculoesquelético tridimensional para poder avaliar os efeitos na mudança da flexão do quadril sobre a capacidade do músculo GM para realizar movimentos distintos em diferentes ângulos de flexão do quadril. Foi descoberto que os feixes anterior e posterior do GM têm a capacidade de realizar uma considerável rotação do quadril, quando ele se encontra em zero graus de flexão. No entanto, quando o quadril está fletido a capacidade de rotação diminui substancialmente (DELP et al., 1999).

Dessa forma, verifica-se que o GM tem grande importância na extensão do quadril quando este se encontra quase estendido, e seu trabalho diminui quando o ângulo de flexão do quadril é aumentado. Isso significa que exercícios que produzem pico de contrações quando o quadril está quase em extensão completa serão mais eficazes no desenvolvimento do GM.

2.2 EFEITOS DOS TIPOS DE EXERCÍCIOS NA ATIVIDADE MUSCULAR DO GLÚTEO MÁXIMO

A seguir são apresentados subtópicos e o primeiro aborda a diferença de exercícios de cadeia cinética fechada e cadeia cinética aberta, mostrando estudos relacionados a estes exercícios. Em seguida é abordada a EMG do músculo GM durante o exercício resistido, apresentando o que se tem na literatura sobre a atividade elétrica desse músculo nos exercícios. Por fim, são apresentadas as variações do exercício *Lunge* e seus efeitos sobre o GM.

2.2.1 Cadeia cinética fechada e aberta

Ainda há muitos questionamentos quando se fala em exercícios de cadeia cinética aberta (CCA) e de cadeia cinética fechada (CCF) e em qual momento um tipo de exercício será melhor do que outro, e isso interfere na seleção dos exercícios em um programa de TR. Nos exercícios de CCA, é proporcionado um movimento isolado do segmento que está sendo trabalhado, na qual a parte distal do segmento não está fixo (FAGAN; DELAHUNT, 2008; CABRAL et al., 2008). Já os exercícios de CCF envolvem movimento multiarticular na qual a parte distal do segmento está fixa (FAGAN; DELAHUNT, 2008).

Inicialmente em reabilitações, os exercícios em CCA eram mais aplicados, no entanto com o avanço dos estudos na cinesiologia e biomecânica, os exercícios de CCF foram ganhando espaço. Isso porque do ponto de vista da biomecânica, os exercícios em CCF são mais seguros e produzem estresses e forças que não oferecem muitos riscos às estruturas em recuperação (SOUSA et al., 2007). Um exemplo de exercício em CCF é o agachamento, o qual tem flexão nas três principais articulações do membro inferior, e por meio de pesquisa com EMG é considerado um exercício efetivo no desenvolvimento da musculatura do quadril, joelho e tornozelo (ESCAMILLA, 2001).

Em uma revisão de literatura feita por Moser, Malucelli e Bueno (2010), foi relatado que a definição de CCF e CCA ainda não está clara, dificultando a classificação dos exercícios. Além disso, também relatam que é precipitado afirmar que exercícios em CCF são mais funcionais do que em CCA, ou que aqueles em CCA causam excesso de cisalhamento prejudicando o sistema articular, tendo em vista que os estudos não são claros se a funcionalidade está referida a exercícios de CCF em geral ou simplesmente ao exercício específico utilizado na pesquisa.

Em um estudo que relacionou a força de membro inferior em CCA e CCF e desempenho no salto, conclui-se que a força muscular de extensão membros inferiores em CCF está mais relacionada no desempenho de salto, quando comparada com a força de extensão de membro inferior em CCA (BLACKBURN; MORRISSEY, 1998). Dessa forma, pode-se sugerir a implementação de exercícios de CCF no TR de indivíduos que dependem de bom desempenho de saltos em suas modalidades esportivas.

2.2.2 Eletromiografia do glúteo máximo durante o exercício resistido

A EMG é uma das ferramentas mais aceitas quando se tem o objetivo de entender o comportamento muscular em um exercício e suas variações. A EMG é uma medida de ativação neuromuscular voluntária que se dá a partir do recrutamento das unidades motoras e da frequência com que elas são recrutadas (SCHEEREN; KRUEGER; FREITAS, 2015).

Por meio da associação da EMG e da cinemática é possível identificar em quais ângulos de um determinado exercício há uma maior ativação do GM. Dessa forma, a partir desses dados, é possível realizar uma seleção de exercícios de acordo a maior ativação encontrada em determinado ângulo articular e assim organizar um treinamento resistido com exercícios eficazes para a ativação do o GM (CONTRERAS et al., 2013).

O aumento da flexão do quadril diminui o desempenho do GM de gerar força para realizar a extensão do quadril. Em um estudo verificando amplitude EMG do GM em diferentes ângulos de flexão do quadril, foi verificado que com o aumento da flexão do quadril, a amplitude EMG do GM diminuía. Além disso, também foi relatado que a amplitude EMG do GM aumentou de 64% da contração voluntária máxima isométrica (CVMI), em 90 graus de flexão do quadril, para 94% da CMV em 0 graus, ou seja, extensão total do quadril (WORRELL et al., 2001). Em outro estudo também foi confirmado que quando o quadril se encontra sem flexão há uma maior ativação muscular do GM durante a CVMI, quando comparado com o quadril em flexão (FISCHER; HOUTZ, 1968, apud CONTRERAS et al., 2015).

A amplitude EMG do GM parece aumentar quando o quadril está em abdução e se realiza força isométrica de extensão do quadril. Kang et al. (2013) avaliaram a amplitude do sinal EMG do GM e dos isquiotibiais durante a extensão do quadril, em que se tinha flexão dos joelhos em 90 graus e em três diferentes ângulos de abdução do quadril (0, 15 e 30 graus). Verificou-se que a amplitude EMG do GM aumentou com o aumento da abdução do quadril. Já Suehiro et al. (2014) avaliaram a EMG do GM durante a o exercício de flexão do joelho com três posições diferentes do quadril (posição neutra; posição em abdução do quadril; e posição

com o quadril em abdução mais rotação externa). Os resultados indicam que a atividade EMG do GM foi significativamente maior quando se o quadril estava em abdução e rotação externa, seguido pela posição de abdução e posição neutra.

Em um estudo que comparou a atividade EMG do GM no exercício de agachamento unilateral, afundo e subir e descer um degrau, os autores verificaram que o músculo teve maior ativação EMG no agachamento unilateral, seguido pelo afundo e, por último, pelo exercício de subir e descer um degrau (BOUDREAU et al., 2009). Dessa forma, os autores sugerem que em um programa de reabilitação, o exercício afundo pode ser realizado antes do agachamento, isso porque sua ativação EMG é menor.

2.2.3 Exercício *Lunge* e suas variações

Não foram encontrados estudos que tenham avaliado a amplitude do sinal EMG em relação à carga utilizada durante o exercício *Lunge*. Em relação ao comprimento da passada também não foram encontradas pesquisas. No entanto, Reiman, Bolgla e Loudon (2011) avaliaram os efeitos de diferentes passadas no exercício *Lunge* sobre a alavanca do quadril. Eles descobriram que passadas mais longas produziam alavancas maiores para o quadril, assim, concluíram que exercícios *Lunge* com passadas maiores podem ser exercícios para trabalharem o GM. Em outro estudo que avaliou o tamanho das passadas durante o exercício *Lunge*, verificou-se que passadas maiores são mais eficientes para minimizar o estresse e força da articulação femoropatelar, quando comparado com passadas menores, auxiliando assim a escolha do exercício para aqueles que sofrem com a síndrome da dor femoropatelar (ESCAMILLA et al., 2008).

Poucos estudos comparam a ativação muscular do GM em diferentes variações ou em diferentes técnicas do exercício *Lunge*. Entretanto, Flanagan et al. (2004) compararam as demandas mecânicas entre os exercícios agachamento e afundo, e a partir da análise dos dados afirmaram que o exercício afundo produz uma alavanca maior para o quadril do que o exercício agachamento, sugerindo assim que tenha um recrutamento maior do GM. Outro estudo semelhante comparou a atividade mioelétrica do GM entre o agachamento paralelo e com passada a frente. Os dados apontam que há uma maior ativação do GM no agachamento com passada a frente do que no agachamento paralelo (LEPORACE et al., 2012). Farrokhi et al. (2008) avaliaram a posição do tronco (inclinado e ereto) no exercício *Lunge* para frente (afundo). A partir de análise eletromiográfica, os autores apontaram uma maior ativação do GM quando o exercício foi realizado com o tronco inclinado a frente.

Algumas comparações entre o tipo de resistência externa são realizadas para verificar o efeito produzido na ativação muscular. Sundstrup et al. (2014), por exemplo, avaliaram a resistência das faixas elásticas em comparação com pesos livres e máquinas em exercícios para membros inferiores. Foi verificado que exercícios *Lunge* com halteres e *leg press* apresentaram atividade EMG mais elevada para os músculos vasto e reto femoral, já o exercício *Lunge* com faixa elástica apresentou maior atividade EMG para o músculo GM.

3 MÉTODO

A seguir, são apresentadas informações sobre o presente estudo como sua caracterização, aspectos éticos envolvidos, local onde foi realizado, participantes, instrumentos e procedimentos utilizados para a coleta de dados, como foi realizada a análise de dados e sobre a análise estatística dos dados coletados.

3.1 CARACTERIZAÇÃO DE ESTUDO

Referente à sua finalidade, o estudo classifica-se como aplicado, pois pretende solucionar problemas concretos produzindo conhecimento científico para a aplicação prática. Quanto à natureza, o estudo é caracterizado como experimental, na qual o pesquisador está ativo em suas avaliações, escolhe as variáveis a serem analisadas e suas formas de controle (FONTELLES et al., 2009).

A presente pesquisa classifica-se como descritiva, pois segundo Gonsalves (2003), este tipo de pesquisa tem como objetivo descrever as características de um objeto estudado. O estudo deseja descobrir possíveis relações entre as variáveis e apresentar suas características, sem necessariamente explicar o porquê.

De acordo com os procedimentos para a coleta dos dados, a pesquisa classifica-se como laboratorial, na qual é desenvolvida em um ambiente controlado e os instrumentos para coleta são específicos e de precisão (FONTELLES et al., 2009). Quanto ao desenvolvimento em relação ao tempo em que a pesquisa foi realizada, ela caracteriza-se como transversal, já que foi realizada em curto período de tempo e em apenas uma única coleta de cada participante (HOCHMAN et al., 2005). O estudo é quantitativo, já que utilizou de estatística para transformar os dados coletados em unidades numéricas (GONSALVES, 2003).

3.2 ASPECTOS ÉTICOS

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com seres humanos da Universidade Federal de Santa Catarina sob o número de parecer 2.079.133. As participantes que concordaram em participar do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), (Apêndice A). Todas as participantes foram orientadas sobre os possíveis riscos e benefícios da sua participação na pesquisa, sendo também informadas de que poderiam desistir de participar do estudo a qualquer momento.

3.3 LOCAL

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Biomecânica (Biomec) do Centro de Desportos (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

3.4 PARTICIPANTES

A amostra foi composta por 12 participantes voluntárias do sexo feminino com idade média de $26,2 \pm 3,01$ anos, massa corporal média de $56,5 \pm 5,4$ kg, estatura média de $1,62 \pm 0,04$ m, % gordura média de $17,58 \pm 5,65$. Após a divulgação por meio eletrônico junto à comunidade nas proximidades da UFSC, as participantes foram selecionadas por meio de entrevistas para verificar se atendiam aos critérios de inclusão e não estavam entre os critérios de exclusão.

Foram adotados como critérios de inclusão ser do sexo feminino com idade entre 20 e 30 anos; experiência mínima de 12 meses com o treinamento resistido, e ter realizado, pelo menos em um período de treinamento nos últimos três meses, um dos exercícios avaliados no presente estudo.

Foram excluídas as participantes que relataram alguma lesão musculoesquelética no membro inferior que pudesse prejudicar na execução dos exercícios, bem como aquelas que relataram algum desconforto muscular, que impedisse a realização do movimento padronizado inicialmente durante o procedimento experimental.

3.5 INSTRUMENTOS

Na avaliação antropométrica, para a coleta de dados da massa corporal foi utilizada uma balança da marca Sohenle®(Alemanha) com resolução de 50 gramas. A estatura foi aferida com estadiômetro da marca Sanny®(Brasil). Para aferição das dobras cutâneas foi utilizado um compasso de dobras da marca Cescorf®(Brasil). Para verificar a porcentagem de gordura corporal (%GC) das participantes foi utilizada a equação de Yuhasz (1997):

$$\%GC = 0,1548 * (\sum 6DC) + 3,580$$

Onde $\sum 6DC$ é a somatória de seis dobras cutâneas (tríceps braquial, subescapular, supraespinal, abdominal, coxa e panturrilha).

O aquecimento muscular foi realizado em uma esteira ergométrica da marca Movement®(Brasil). Para aplicação da sobrecarga durante os exercícios foram utilizados anilhas e barras.

Para a coleta da atividade elétrica do músculo GM foi utilizado o equipamento de eletromiografia da marca Delsys®(Estados Unidos) e para a preparação do local de posicionamento dos eletrodos foram utilizados lâmina de barbear, algodão e álcool.

3.6 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS

A pesquisa foi dividida em três etapas, sendo que na primeira, após explanação e preenchimento dos documentos éticos, foram avaliadas as medidas antropométricas e estimada a composição corporal. Em seguida, um prévio aquecimento foi aplicado em esteira ergométrica, seguindo a fixação dos eletrodos e teste de contração voluntária máxima isométrica, finalizando a segunda etapa. Na última etapa, a participante realizou os três exercícios propostos nas condições experimentais. Todo o procedimento para a coleta de dados foi realizado sempre no período da noite e em uma única sessão, ou seja, em apenas uma visita ao laboratório para cada participante.

3.6.1 Medidas antropométricas e composição corporal

As medidas antropométricas e composição corporal foram realizadas para caracterização da amostra e pelo fato da composição corporal (principalmente as dobras cutâneas) interferir no sinal EMG, em função da maior ou menor quantidade de gordura subcutânea no local de posicionamento do eletrodo de EMG. Essas medidas foram realizadas por um avaliador experiente.

A massa corporal foi mensurada com a participante utilizando pouca vestimenta. A participante permaneceu na posição ortostática sobre uma balança da marca Sohenle®. A massa foi registrada em quilogramas. A estatura foi aferida com estadiômetro da marca Sanny®(Brasil), onde a participante permaneceu em inspiração máxima, de costas para o estadiômetro com a haste posicionada sobre a cabeça. A estatura foi registrada em centímetros. O índice de massa corporal (IMC) foi calculado a partir da divisão da massa corporal pela estatura em metros elevada ao quadrado.

A composição corporal foi estimada pela somatória das dobras cutâneas que foram mensuradas com compasso de dobras da marca Cescorf®(Brasil), onde as participantes estavam usando pouca vestimenta para serem mensuradas seis dobras, sendo elas a subescapular, tríceps, coxa, supra-ílica, abdominal e peitoral finalizando assim a segunda etapa. Na sequência serão

descritos os pontos de referência (pontos anatômicos) para pinçamento das dobras utilizadas segundo Peres (2012):

- a) Subescapular: porção imediatamente abaixo do ângulo inferior da escápula;
- a) Tríceps: porção média entre o acrômio e o olecrano, em um eixo longitudinal da face posterior do braço;
- b) Coxa: porção média entre o ligamento inguinal e a borda superior da patela, sendo que a dobra é realizada paralelamente ao eixo longitudinal sobre o músculo reto femoral;
- c) Supra-ilíaca: a dobra é realizada obliquamente em relação ao eixo longitudinal na metade da distância entre o último arco costal e a crista ilíaca no sentido da linha axilar média;
- d) Abdominal: realizada aproximadamente 2cm ao lado da cicatriz umbilical, paralelamente ao eixo longitudinal;
- e) Peitoral: realizada a um terço da distância entre o mamilo e a axila com a dobra oblíqua.

3.6.2 Fixação dos eletrodos e contração voluntária máxima

Na segunda etapa da pesquisa, foi realizado um breve aquecimento de 10 minutos em esteira rolante. Após isso, foi realizado a fixação do eletrodo e o teste de contração voluntária máxima isométrico (CVMI). No local de fixação do eletrodo foi realizada tricotomia, limpeza com álcool e leve abrasão para facilitar a fixação do mesmo e melhorar a condução do sinal muscular. O material usado para tricotomia e limpeza da pele foi de uso individual e descartado ao final do processo de preparação da pele. Para a localização do eletrodo, foi utilizado o procedimento proposto por Cram et al. (1998) para o músculo GM, o qual orienta a localização do posicionamento do eletrodo na metade do músculo da distância entre o trocanter femural a as vértebras sacrais. Em todas as participantes foi utilizado o lado direito para a obtenção da atividade muscular.

Para a obtenção da CVMI do músculo GM a participante permaneceu em decúbito ventral, com as mãos apoiadas no solo e os joelhos em extensão. A participante realizou a extensão máxima do quadril com o joelho estendido enquanto um avaliador realizou uma força no sentido contrário a do avaliado. A contração máxima foi de cinco segundos e foi orientado que realizasse o máximo de contração possível. Foram efetuados incentivos verbais afim de auxiliar as participantes a realizarem a máxima contração.

3.6.3 Exercícios analisados

A última etapa da coleta de dados foi com a obtenção da atividade elétrica do GM durante as variações do exercício *Lunge*. A coleta foi feita com três variações do exercício *Lunge*, sendo elas descritas abaixo:

a) Variação 1: a participante posicionada em pé com uma perna à frente do corpo realizou flexão dos joelhos, deixando a coxa anterior paralela ao solo e retornando a posição inicial. Após a execução das seis repetições, foi invertida a posição dos membros inferiores. Essa variação é conhecida como exercício afundo.

b) Variação 2: iniciou com a participante em pé, pés paralelos e avançou com apenas uma perna, realizando também a flexão dos joelhos fazendo com que a coxa ficasse paralela ao solo e então voltou a posição inicial. Após realizar as seis repetições, alternou-se a perna que avançou. Essa variação é conhecida como exercício avanço.

c) Variação 3: iniciou com a participante em pé com as pernas afastadas na largura dos ombros, foi realizada uma passada e flexão dos joelhos até que a coxa ficasse paralela ao solo, na sequência fez-se a extensão dos joelhos e outra passada foi dada com o membro que permaneceu posterior, repetindo o movimento e realizando um deslocamento. A variação é conhecido com o nome de deslocamento.

Todas as variações do exercício *Lunge* foram realizadas de duas maneiras, uma com o tronco ereto e outra com o tronco inclinado a frente, aproximando o peitoral do joelho (sem desfazer as curvaturas normais da coluna). Além disso, todas as variações foram realizadas duas vezes, uma apenas com a sobrecarga corporal, ou seja, sem acréscimo de carga externa, somente o massa corporal. A outra série foi feita com uma sobrecarga de +30% do massa corporal individual. Para a sobrecarga foram utilizadas halteres (as quais a participante segurou ao lado do corpo), totalizando 30% do massa corporal individual. A ordem de execução das variações foi randomizada. Na variações afundo e avanço, realizou-se seis repetições com um membro inferior à frente. Após o término dessas repetições, foi trocado o membro inferior que estava a frente e realizado mais seis repetições. Na variação afundo com passadas (deslocamento) foram realizadas seis passadas ao total. O intervalo entre as séries de todas a variações foi de cinco minutos.

3.7 ANÁLISE DOS DADOS

O sinal EMG foi armazenado com uma taxa de amostragem de 2000 Hz com modo de rejeição de 80dB e resolução de 16-bit utilizando o sistema Trigno™ Wireless EMG (Delsys, Natick, MA, EUA). A análise do sinal EMG foi feita no software Matlab (Mathworks, Natick, Mass).

O sinal EMG isométrico (correspondente à CVMI) e dinâmico (durante os exercícios analisados) foi filtrado em modo off-line usando uma filtragem passa-banda de 4ª ordem com frequência de corte de 5 e 400 Hz. Foi utilizado o valor máximo *root means quare* (RMS) para as contrações isométricas e dinâmicas. Os sinais dinâmicos da EMG foram normalizados com base no valor máximo do RMS da CVMI (% do isométrico máximo do EMG) e utilizado para as análises seguintes.

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os valores foram descritos por meio da média e desvio padrão. A normalidade e a homoscedasticidade dos resultados foram verificadas pelo teste de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. O efeito principal do exercício (afundo, avanço e deslocamento) dentro e entre as condições de posição do tronco (ereto e inclinado) foram avaliadas por uma ANOVA two-way para medidas repetidas. Quando houve significância no teste F, um post hoc de Bonferroni foi usado para apontar a diferença entre os pares. Um nível alfa de $p \leq 0,05$ foi usado para determinar diferenças estatísticas.

4 RESULTADOS

A Tabela 1 representa os valores RMS do sinal EMG em variações do exercício *Lunge* quanto às diferentes posições do tronco (ereto e inclinado) e quanto às variações do sobrecarga: massa corporal (MC) e sobrecarga de 30% do massa corporal individual (+30%MC).

Tabela 1 – Valores RMS do sinal EMG do músculo GM, normalizados pela CVMI, na fase concêntrica nas variações do exercício *Lunge*.

Posição do Tronco	Carga	Variações do RMS (%) no exercício <i>Lunge</i>		
		Afundo	Avanço	Deslocamento
Ereto	MC	18,17±6,21 ^{ab}	48,08±19,16	27,43±11,40 ^{ab}
	+30%MC	25,12±8,8	52,84±21,57	57,18±31,09
Inclinado	MC	22,08±5,8 ^b	42,03±11,45 ^b	32,26±12,14 ^{ab}
	+30%MC	36,35±12,22	55,01±19,48	51,01±15,92

Fonte: dados do autor.

Notas: MC = massa corporal; +30%MC = sobrecarga de 30% do massa corporal individual; a = diferença estatística para a posição ereta do tronco com + 30% MC ($p < 0,05$); b = diferença estatística para a posição inclinada do tronco com + 30% MC ($p < 0,05$).

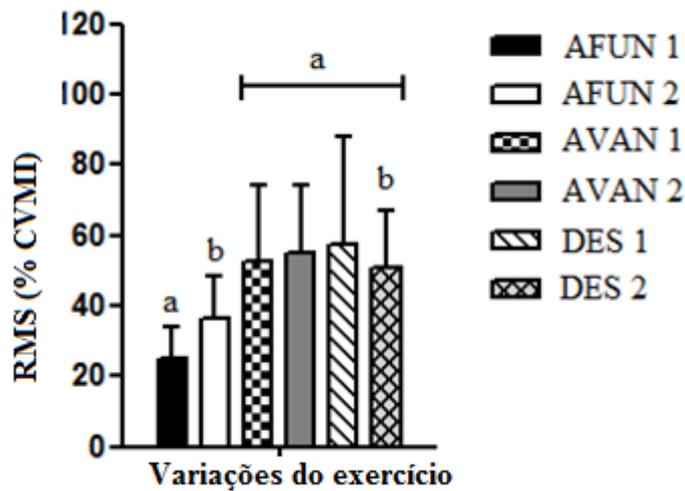
Observando o exercício afundo, o GM apresenta uma maior ativação EMG na variação com o tronco ereto e sobrecarga de +30%MC, em relação à mesma variação de tronco, mas com a sobrecarga de MC ($p = 0,022$). Já no exercício deslocamento, a variação com o tronco ereto e sobrecarga de +30%MC teve maior atividade eletromiográfica em relação à variação com o tronco ereto e sobrecarga MC ($p = 0,004$) e do que a variação com o tronco inclinado e sobrecarga MC ($p = 0,003$).

No exercício afundo, o GM manifesta maior atividade EMG na variação com o tronco inclinado e com sobrecarga de +30%MC do que a variação com o tronco inclinado e sobrecarga de MC ($p = 0,01$) e do que a variação com o tronco ereto e com sobrecarga de MC ($p = 0,01$). No exercício avanço, a variação com o tronco inclinado e sobrecarga de +30%MC apresentou maior atividade eletromiográfica do GM do que a mesma variação de tronco, mas com apenas

o MC como sobrecarga ($p = 0,007$). Por fim, no exercício deslocamento, o GM apresentou maior atividade eletromiográfica na variação com o tronco inclinado e sobrecarga de +30%MC do que nas variações com o tronco ereto e sobrecarga MC ($p = 0,01$) e na variação com tronco inclinado e sobrecarga MC ($p = 0,01$).

A Figura 1 apresenta a avaliação da atividade eletromiográfica do GM comparando as variações do exercício *Lunge*, apenas com a sobrecarga de 30% do massa corporal individual.

Figura 1 – Ativação muscular da fase concêntrica do GM nas variações do exercício *Lunge* com sobrecarga de +30%MC.



Fonte: dados do autor.

Notas: AFUN = afundo; AVAN = avanço; DES = deslocamento; 1 = tronco ereto; 2 = tronco inclinado; a = diferença estatística para AFUN 1 ($p < 0,05$); b = diferença estatística para AFUN 2 ($p < 0,05$).

De acordo com a Figura 1, é possível observar uma diferença estatística da variação deslocamento com o tronco inclinado (DES 2) para a variação afundo com o tronco inclinado (AFUN 2), onde o exercício deslocamento com o tronco inclinado apresentou uma maior atividade eletromiográfica do GM (p -valor = 0,01), mas igual às outras variações. Já a variação afundo com o tronco ereto (AFUN 1) apresentou menor atividade eletromiográfica do GM em comparação às variações avanço com tronco ereto (AVAN 1), avanço com tronco inclinado (AVAN 2), deslocamento com tronco ereto (DES 1) e deslocamento com tronco inclinado (DES 2) (p -valor = 0,01). No entanto, mostrou uma ativação semelhante ao afundo com tronco inclinado (AFUN 2).

5 DISCUSSÃO

O objetivo geral deste estudo foi analisar a atividade muscular do GM nas variações do exercício *Lunge* (afundo, avanço e deslocamento). Mais especificamente, verificar a influência das diferentes condições de execução (com tronco ereto e inclinado) e identificar a atividade muscular do GM em diferentes intensidades do exercício *Lunge* (massa corporal e +30%MC). Tendo como primeira hipótese maior ativação EMG do GM durante exercícios realizados com o tronco inclinado. A segunda hipótese era de que a sobrecarga de +30%MC provocaria maiores valores de RMS, independente da variação do *Lunge*. Somente a segunda hipótese foi confirmada.

A análise mostrou que a atividade EMG do GM durante o afundo com tronco ereto e MC foi de 18% CVMI, corroborando com o resultado de Farrokhi et al. (2008), que observaram 18,5% na mesma condição de tronco e sobrecarga. Entretanto, nossos resultados foram inferiores aos de Ekstrom et al. (2007), que encontraram uma ativação EMG de 36% da CVMI, isso nas mesmas condições de execução do exercício. Uma possível explicação para a diferença entre os estudos é a análise do sinal EMG, na qual estes autores consideraram para calcular uma janela de 1 segundo centrada sobre a atividade de pico para cada um dos exercícios. No presente estudo utilizou-se a amplitude média de RMS para o terceiro ensaio de cada exercício.

Os resultados para a ativação do GM no exercício avanço com tronco ereto e MC (48% CVMI) foi superior aos do exercício afundo nas mesmas condições e semelhante aos achados de Distefano et al. (2009) que encontraram 44% CVMI durante o mesmo exercício. No entanto, os resultados de Boudreau et al. (2009) foram extremamente menores (21,7% CVMI) para o mesmo exercício, essa diferença nos resultados pode ser explicado pelo fato dos autores utilizarem uma amostra composta por indivíduos de ambos os sexos.

Analisando o exercício afundo com o tronco inclinado e sobrecarga MC, observa-se uma ativação EMG de 22,08% CVMI no músculo GM, esse resultado é próximo do encontrado por Farrokhi et al. (2008) que obtiveram 22,3% CVMI para as mesmas condições do exercício.

Quando comparados todos os exercícios entre si com a sobrecarga de +30%MC, verifica-se que ambas as variações (tronco ereto e tronco inclinado) dos exercícios avanço e deslocamento apresentam valores de RMS superiores do que o exercício afundo com o tronco ereto. De acordo com Farrokhi et al. (2008), esse resultado pode ser explicado devido ao aumento do impulso do quadril ($5 \text{ N} \cdot \text{m} / \text{s}$) durante as passadas realizadas nos exercícios. Esse fato também explica a diferença entre os exercícios deslocamento e afundo, ambos com o tronco

inclinado e sobrecarga de +30%MC, em que o exercício deslocamento teve uma ativação EMG maior do que o afundo.

Exercícios *Lunge* realizados com o tronco inclinado à frente movem o centro de gravidade anteriormente, aumentam o torque flexor do quadril e alongam os músculos isquiotibiais e GM, promovendo assim uma maior ação extensora dos mesmos (ESCAMILLA, 2001; SOUSA et al., 2007). Isso pode ser visualizado no estudo de Farrokhi et al. (2008), onde o sinal EMG do GM foi maior quando o tronco estava inclinado a frente. No entanto, nossa hipótese não foi confirmada, pois os exercícios com o tronco inclinado não tiveram maiores ativações EMG do que os exercícios com o tronco ereto. Isso pode ser explicado pelo fato de o GM ter menor ativação EMG quando o quadril se encontra em flexão (FISCHER e HOUTZ, 1968, apud CONTRERAS et al., 2015). Esse resultado também pode ser visto em um estudo realizado por Worrell et al. (2001), pois quando o quadril se encontra em posição neutra (0 graus de flexão) foi encontrado 90% CVMI do GM, mas quando o quadril realizou flexão de 90 graus a ativação do GM caiu para 64% CVMI (WORRELL et al., 2001).

Entretanto, a hipótese referente a sobrecarga utilizada foi confirmada, tendo em vista que em todos os exercícios realizados com sobrecarga de +30%MC houve maior ativação EMG do que os exercícios realizados apenas com a sobrecarga MC. Esses achados parecem ser explicados pelo aumento da alavanca do quadril em função do aumento da carga, dessa maneira os extensores do quadril, incluindo o GM, estarão sendo mais ativados durante o exercício *Lunge* com cargas superiores (RIEMANN et al., 2012).

A seleção adequada dos exercícios em um programa de TR é fundamental, pois é a partir dela que poderão ser obtidos resultados mais eficientes. Assim, consultar a literatura para analisar resultados obtidos em exercícios estudados é essencial para auxiliar na escolha dos exercícios e trabalhar em cima de suas variáveis, como a intensidade, intervalo entre séries e exercícios, ordem de execução dos exercícios e ações musculares envolvidas (KRAEMER; RATAMESS, 2004).

De acordo com suas funções, levando em consideração suas origens e suas inserções, em alguns movimentos ou exercícios o músculo GM apresenta uma maior atividade EMG. Como demonstrado por Suehiro et al. (2014), o GM teve atividades EMG significativamente maiores quando se encontrava em abdução e rotação externa. Dessa forma, pode-se pensar que o exercício agachamento sumô seria um potente estimulador dessa musculatura, já que neste exercício, o quadril encontra-se em abdução e rotação externa. Assim, além do exercício *Lunge*, o agachamento sumô seria mais um exercício adequado quando se tem o objetivo de trabalhar a musculatura do GM. No entanto, a literatura ainda carece de estudos para comprovar isso.

Como demonstrado por Garcia et al. (2012), durante o exercício afundo, a atividade EMG dos músculos extensores de joelho foram semelhantes independentemente se o membro inferior estava posicionado anterior ou posterior durante o exercício. Esses dados mostram que o recrutamento desses músculos é similar com o membro a frente ou posicionado atrás. No entanto, é recomendado que o joelho não ultrapasse a linha da ponta do pé anterior, pois de acordo com Zellmer et al. (2017), esta posição pode provocar um aumento excessivo de tensão do tendão patelar, causando uma tendinopatia patelar ou ainda acentuando a mesma.

De acordo com Worrell et al. (2001), quando o quadril está sem flexão e realiza a extensão, a atividade EMG do músculo GM é maior do que quando o quadril está flexionado e realiza a extensão. Assim, outro exercício que poderia ter uma ativação maior do GM é o exercício de extensão de quadril na polia, onde se inicia com o quadril sem flexão (posição anatômica) e realiza a extensão do mesmo. Esse exercício também pode ser realizado com o joelho flexionado, pois de acordo com Sakamoto et al. (2009), quando é realizada a extensão do quadril com o joelho flexionado os valores de RMS para o músculo GM são maiores, portanto há maior participação desse músculo.

Já é bastante claro na literatura que o músculo GM é motor primário na extensão e rotação externa ou lateral do quadril (SAKAMOTO et al., 2009; MOREIRA, 2004). No entanto, quando analisado o plano frontal, o braço de momento do GM é pequeno, mas estudos mostram que as fibras superiores dessa musculatura auxiliam na abdução do quadril, já as fibras inferiores auxiliam na adução (DOSTAL; SODERBERG; ANDREWS, 1986). Dessa forma, quando o objetivo do treinamento está no envolvimento do músculo GM, exercícios que realizam a abdução ou adução do quadril também podem ser realizados para aumentar o seu trabalho, mesmo que de forma secundária.

De acordo com Escamilla (2001); Sousa et al. (2007) e Farrokhi et al. (2008), realizar o exercícios *Lunge* com o tronco inclinado à frente provoca aumento do sinal EMG do GM, o que não foi encontrado no presente estudo. Entretanto, seria interessante avaliar a musculatura lombar, para verificar se não há sobrecarga da mesma, quando o tronco é posicionado a frente.

Em relação aos exercícios de CCF e CCA, ainda há muitas divergências na literatura, sendo precipitado afirmar que um tipo de exercício (CCF ou CCA) é mais funcional ou prejudica menos o sistema articular que o outro tipo de exercício (MOSER; MALUCELLI; BUENO, 2010). No entanto, quando se trata de TR para modalidades que utilizam saltos os exercícios em CCF, como o *Lunge*, apresentam uma relação melhor com o desempenho de saltos, sugerindo assim sua seleção ao TR (BLACKBURN; MORRISSEY, 1998).

Avaliar a ativação elétrica do GM no exercício *Lunge* e em outros exercícios é fundamental, visto que essa é uma musculatura comumente envolvida no TR e que ainda há muita discordância entre autores e seus resultados. Dessa forma, estudos com sujeitos de diferentes faixas etárias e de ambos os sexos devem ser realizados, além de outras variações de exercícios ou das variáveis do treinamento, contribuindo assim para uma literatura mais sólida sobre o tema.

O presente estudo apresenta limitações como, por exemplo, a coleta de dados ter sido realizada em uma única sessão, pois como somam um total de 12 variações do exercício *Lunge*, as participantes relataram cansaço ao final da coleta, que pode ter interferido nos achados. Além disso, os diferentes níveis de treinamento entre as participantes, pode ter influenciado os resultados deste estudo.

Ressalta-se a importância da realização desse estudo, pois possibilitou um melhor entendimento sobre a musculatura do GM e sua ativação elétrica durante as variações do exercício *Lunge*. Os resultados desse estudo também colaboram na seleção do exercício em um programa de treinamento. Além disso, o estudo também irá contribuir com a literatura, visto que estudos sobre o referente tema são escassos.

Destaca-se ainda, a relevância do GM na realização das atividades de vida diária, como sentar, levantar, caminhar, auxiliando na estabilização da coluna vertebral, assim como na reabilitação e no desempenho de diferentes modalidades esportivas.

6 CONCLUSÃO

Os achados desse estudo apontam que o exercício *Lunge* é um potente exercício para ativar a musculatura do GM, visto que esse músculo realiza o movimento de extensão do quadril durante esse exercício. Além disso, o aumento da sobrecarga eleva a atividade EMG do GM durante o exercício *Lunge*, fazendo com que mais fibras sejam recrutadas para realizar o movimento. As variações avanço e deslocamento tendem a ter resultados melhores da atividade elétrica do GM do que no exercício afundo. Entretanto, realizar os exercícios com o tronco ereto ou inclinado não interfere nos resultados dos sinais EMG do músculo GM, nas variações do exercício *Lunge*.

Assim, os resultados desse estudo demonstram que o exercício *Lunge* é um excelente exercício para trabalhar a musculatura do GM, e profissionais de Educação Física podem incluí-lo no TR de seus alunos, tendo em vista a relevância desta musculatura tanto para melhorar a realização das atividades de vida diária como também melhoras no desempenho esportivo.

REFERÊNCIAS

- ANTONIO, Stecco et al. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, Philadelphia, v. 17, n. 4, p.512-517, out. 2013.
- AROKOSKI, MerjaH.. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. **The Journal of Rheumatology**, Toronto, p. 2185-2195. out. 2002.
- BARKER, P.J. et al. Anatomy and biomechanics of gluteus maximus and the thoracolumbar fascia at the sacroiliac joint. **Clinical Anatomy**, Malden, v. 27, n. 2, p.234-240, ago. 2013.
- BLACKBURN, Lonathan R.; MORRISSEY, Matthew C. The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, v. 27, n. 6, p.430-435, jun. 1998.
- BLEMKER, Silvia S.; DELP, Scott L.. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. **Annals of Biomedical Engineering**, Landover, v. 33, n. 5, p.661-673, maio 2005.
- BOUDREAU, Samantha N. et al. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. **Journal of Sport Rehabilitation**, Champaign, v. 18, p. 91-103. fev. 2009.
- CABRAL, Cristina Maria Nunes et al. Fisioterapia em pacientes com síndrome fêmoro-patelar: comparação de exercícios em cadeia cinética aberta e fechada. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 16, n. 3, p.180-185, 2008.
- CHOLEWICKI, Jacek; VAN DIEEN, Jaap H.; ARSENAULT, A. Bertrand. Muscle function and dysfunction in the spine. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Philadelphia, v. 13, n. 4, p. 303-304, ago. 2003.
- CONTRERAS, Bret et al. A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. **Peerj**, Londres, v. 3, p.1-10, set. 2015.
- CONTRERAS, Bret M. et al. Are all hip extension exercises created Equal?. **Strength and Conditioning Journal**, Philadelphia, v. 35, n. 2, p.17-22, abr. 2013.
- CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography**. 1. ed. Maryland: Aspen Publishers, 1998.
- DELP, Scott L et al. Variation of rotation moment arms with hip flexion. **Journal of Biomechanics**, Philadelphia, v. 32, n. 5, p.493-501, maio 1999.
- DIAS, Raphael Mendes Ritti et al. Impacto de oito semanas de treinamento com pesos sobre a força muscular de homens e mulheres. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, Londrina, v. 11, n. 4, p.224-228, ago. 2005.

- DISTEFANO, Lindsay J. et al. Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, v. 39, n. 7, p. 532-540. jul. 2009.
- DOSTAL, William F; SODERBERG, Gary L; ANDREWS, James G. Actions of hip muscles. **Physical Therapy**, Oxford, v. 66, n. 3, p.351-361, mar. 1986.
- EKSTROM, Richard A. et al. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, p. 754-762. dez. 2007.
- ESCAMILLA, Rafael F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Indianapolis, v. 33, n. 1, p.127-141, jan. 2001.
- ESCAMILLA, Rafael F. et al. Patellofemoral joint force and stress between a short- and long-step forward lunge. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, v. 38, n. 11, p.681-690, nov. 2008.
- FARROKHI, Shawn et al. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, Washington, v. 38, n. 7, p.403-409, jul. 2008.
- FLANAGAN, Sean P. et al. Biomechanical attributes of lunging activities for older adults. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Philadelphia, v. 18, n. 3, p.599-605, ago. 2004.
- FAGAN, V; DELAHUNT, e. Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. **British Journal of Sports Medicine**, Londres, v. 42, n. 10, p.489-495, out. 2008.
- FONTELLES, Mauro José et al. Metodologia da pesquisa científica: diretrizes para a elaboração de um protocolo de pesquisa. **Revista Paranaense de Medicina**, Belém, v. 23, n. 3, p.1-8, ago. 2009.
- FRIEDERICH, Jaxies A.; BRAND, Richard A.. Muscle fiber architecture in the human lower limb. **Journal of Biomechanics**, Philadelphia, v. 23, n. 1, p.91-95, 1990.
- GARCIA, Gisele Rodrigues Leite et al. Análise eletromiográfica dos músculos da coxa no exercício agachamento afundo até a exaustão. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 14, n. 1, p.82-92, jan. 2012.
- GONSALVES, Elisa Pereira. Escolhendo o percurso metodológico. In: **Conversas sobre iniciação à pesquisa científica**. 5. ed. Alinea, 2003. Cap. 4. p. 65-71.
- HOCHMAN, Bernardo et al. Desenhos de pesquisa. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 20, n. 2, p.1-8, set. 2005.
- HORSMAN, M.d. Klein et al. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. **Clinical Biomechanics**, Philadelphia, v. 22, n. 2, p.239-247, fev. 2007.

IKEZOE, Tome et al. Age-related muscle atrophy in the lower extremities and daily physical activity in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, Philadelphia, v. 53, n. 2, p.153-157, set. 2011.

ITO, Junji et al. Human lower limb muscles: an evaluation of weight and fiber size. **Okajimas Folia Anatomica Japonica**, Tokyo, v. 80, n. 2-3, p.47-56, ago. 2003.

JOHNSON, M. A.. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, Nova Orleans, v. 18, n. 1, p.111-129, jan. 1973.

KANG, Sun-young et al. Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions. **Manual Therapy**, Amsterdam, v. 18, n. 4, p.303-307, ago. 2013.

KRAEMER, William J. et al. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Indianópolis, v. 41, n. 03, p.687-708, abr. 2009.

KRAEMER, William J.; RATAMESS, Nicholas A.. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Indianapolis, v. 36, n. 4, p.674-688, abr. 2004.

LEPORACE, Gustavo et al. Comparação da ativação mioelétrica do glúteo máximo e bíceps femoral entre os agachamentos paralelo e com passada à frente. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 26, n. 3, p.383-389, set. 2012.

LIEBER, Richard L.; FRIDE, Jan. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle and Nerve**, Chichester, v. 23, n. 11, p.1647-1666, maio 2000.

MOREIRA, Demóstenes. Abordagem cinesiológica do chute no futsal e suas implicações clínicas. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 12, n. 2, p.81-85, maio 2004.

MOSER, Auristela Duarte de Lima; MALUCELLI, Mariane França; BUENO, Sandra Novaes. Cadeia cinética aberta e fechada: uma reflexão crítica. **Fisioterapia em movimento**, Curitiba, v. 23, n. 4, p.641-650, dez. 2010.

NÉMETH, Gun&ar;; OHLSÉN, Ham. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. **Journal of Biomechanics**, Philadelphia, v. 18, n. 2, p.129-140, 1985.

NEUMANN, Donald A.. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, v. 40, n. 2, p.82-94, fev. 2010.

NIINIMÄKI, Sirpa et al. The cross-sectional area of the gluteus maximus muscle varies according to habitual exercise loading: Implications for activity-related and evolutionary studies. **Homo - Journal of Comparative Human Biology**, Stuttgart, v. 67, n. 2, p.125-137, abr. 2016.

PERES, Fabiano Pinheiro. Avaliação da composição corporal. In: MACHADO, Alexandre F.; ABAD, César Calvinato Cal. **Manual de avaliação física**. 2. ed. São Paulo: Ícone Editora Ltda, 2012. Cap. 2. p. 25-59.

PHILLIPS, Lawrence H.; PARK, T. S.. Electrophysiologic mapping of the segmental anatomy of the muscles of the lower extremity. **Muscle and Nerve**, Chichester v. 14, n. 12, p.1213-1218, dez. 1991.

PREININGER, Bernd et al. The sex specificity of hip-joint muscles offers an explanation for better results in men after total hip arthroplasty. **International Orthopaedics**, Berlin, v. 36, n. 6, p.1143-1148, dez. 2011.

REIMAN, Michael P.; BOLGLA, Lori; LOUDON, Janice K.. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. **Physiotherapy Theory and Practice**, Oxfordshire, v. 28, n. 4, p.257-268, out. 2011.

RIEMANN, Bryan L et al. Biomechanical Analysis of the Anterior Lunge During 4 External-Load Conditions. **Journal Of Athletic Training**. Carrollton, p. 372-378. ago. 2012.

SAKAMOTO, Acl et al. Gluteus maximus and semitendinosus activation during active prone hip extension exercises. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, São Carlos, v. 13, n. 4, p.335-342, ago. 2009.

SCHEEREN, Eduardo Mendonça; KRUEGER, Eddy; FREITAS, Cíntia de La Rocha. **Eletromiografia: O que é e para que serve**. Curitiba: Pucpress, 2015. 72 p.

ŠIRCA, Anton; SUŠEC-MICHIELI, Majda. Selective type II fibre muscular atrophy in patients with osteoarthritis of the hip. **Journal of the Neurological Sciences**, Nova Orleans, v. 44, n. 2-3, p.149-159, jan. 1980.

SOUSA, Catarina de Oliveira et al. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40o, 60o e 90o de flexão do joelho. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo v. 13, n. 5, p.310-316, out. 2007.

STASTNY, Petr et al. Strengthening the gluteus medius using various bodyweight and resistance exercises. **Strength and Conditioning Journal**, Philadelphia, p. 91-101. jun. 2016.

SUEHIRO, Tadanobu et al. Influence of hip joint position on muscle activity during prone hip extension with knee flexion. **Journal of Physical Therapy Science**, Tokyo, v. 26, n. 12, p.1895-1898, 2014.

SUNDSTRUP, E. et al. Evaluation of elastic bands for lower extremity resistance training in adults with and without musculo-skeletal pain. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, Oxford, v. 24, n. 5, p.353-359, out. 2014.

WARD, Samuel R.; ENG, Carolyn M.; SMALLWOOD, Laura H.. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? **Clinial Orthopaedics and Related Research**, Bethesda, v. 467, n. 4, p.1074-1082, maio 2009.

WORRELL, Teddy W. et al. Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, v. 31, n. 12, p.730-740, dez. 2001.

YUHASZ, Michael Stephen. **Physical Fitness Manual**. Ontario: University Of Western Ontario, 1997. 204 p.

ZELLMER, Matthew et al. Patellar tendon stress between two variations of the forward step lunge. **Journal of Sport and Health Science**, Xangai, v. 16, n.2, p.1-22, jan. 2017.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS**

Prezada senhora:

Você está sendo convidada a participar como voluntária da pesquisa: **“EFEITO DAS VARIAÇÕES DO EXERCÍCIO *LUNGE* NA ATIVIDADE MUSCULAR DO GLÚTEO MÁXIMO”** que tem como objetivo analisar a atividade muscular do glúteo máximo nas variações do exercício *Lunge*, verificar a influência das diferentes condições de execução (tronco ereto X tronco inclinado) nas variações do exercício *Lunge* e identificar a mudança da atividade muscular em função da intensidade do exercício (massa corporal e+30% massa corporal). Esta pesquisa está associada ao projeto da acadêmica Isabel Heberle de Trabalho de Conclusão de Curso de Bacharelado em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina.

Você foi selecionada a participar da pesquisa por conter os seguintes critérios de inclusão: ser do sexo feminino com idade entre 20 e 30 anos; experiência mínima de 12 meses com o treinamento resistido, e ter envolvido, pelo menos em um período de treinamento nos últimos 3 meses, um dos exercícios avaliados no presente estudo. Sua participação não é obrigatória, podendo desistir de participar e retirar seu consentimento a qualquer momento, sem que isso lhe traga algum prejuízo ou penalidade, bastando para isso entrar em contato com um dos pesquisadores responsáveis.

Sua participação na pesquisa terá com benefício a avaliação a atividade muscular do glúteo máximo durante os exercícios a serem avaliados, tendo como resposta o exercício mais adequado para o objetivo de seu treinamento resistido. Além disso, sua participação na pesquisa irá contribuir com o desenvolvimento científico, dado que os resultados da pesquisa serão posteriormente divulgados em congressos, revistas científicas e monografia. Entretanto, apenas os dados dos resultados serão divulgados, sendo que seu nome ou qualquer informação que seja relacionada com a sua privacidade serão mantidos em sigilo, garantindo sua privacidade. Porém, acrescentamos que, apesar dos esforços e das providências necessárias tomadas pelos pesquisadores, sempre existe a remota possibilidade de quebra de sigilo, ainda que involuntária e não intencional, mesmo assim redobramos os cuidados para que isto não aconteça.

Durante algumas etapas dessa pesquisa haverá a necessidade de realizar a raspagem dos pelos e limpeza da pele com álcool no local em que serão fixados os eletrodos. Após a retirada dos eletrodos, a pele onde estes se encontravam pode apresentar uma pequena vermelhidão que pode perdurar por até dois dias. O protocolo de avaliação pode trazer cansaço e desconforto muscular temporário, aumentar a frequência cardíaca e pressão arterial. Faremos o possível para evitar e minimizar os riscos, no entanto, os pesquisadores estarão prontos para auxiliá-la caso sinta algum desconforto e tenha que interromper a coleta. E se necessário os pesquisadores também acionarão a emergência para tomar as devidas providências e realizar atendimento.

A participação na pesquisa não implicará em gastos para você, mas você será ressarcido por eventuais despesas como transporte para deslocar-se até o local da coleta de dados. E de acordo com as normas de brasileiras de pesquisa com seres humanos, você não receberá nenhum tipo de remuneração financeira pela participação na pesquisa. Garantimos a você o direito a indenização, caso ocorra qualquer dano vinculados à participação neste estudo.

Sua participação na pesquisa consistirá em responder o Questionário de Prontidão para a Prática de Atividade Física (PAR-Q) para identificar possíveis limitações e restrições existentes na sua saúde, em seguida será estimada a composição corporal e verificadas as medidas antropométricas. Após isso, um prévio aquecimento será aplicado em esteira ergométrica, seguindo a fixação dos eletrodos e teste de contração voluntária máxima isométrica. Por fim, a participante irá realizar os três exercícios propostos nas condições experimentais. Durante toda a coleta dos dados estarão presentes no laboratório apenas os pesquisadores e a coleta se dará em aproximadamente duas horas.

Este documento está redigido em duas vias, e deverá ser rubricado em todas as suas páginas por você e pelo pesquisador responsável e assinado ao seu término. Uma das vias ficará com você, guarde-a cuidadosamente, pois é um documento que traz importantes informações de contato e garante os seus direitos como participante da pesquisa. Os aspectos éticos e a confidencialidade das informações fornecidas, relativos às pesquisas com seres humanos, serão respeitados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras da Resolução N° 466, de 12 de dezembro de 2012, aprovada pelo Conselho Nacional de Saúde. Seguem abaixo os telefones e o endereço institucional do pesquisador responsável e do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), na qual você poderá retirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação nele, agora ou a qualquer momento.

Pesquisadores responsáveis: Cíntia de La Rocha Freitas, Rua Quilombo, 137, apto. 803, Itacorubi, Santa Catarina, Telefone: 48 – 99983-4811 – email: cintiadelarocha@gmail.com; Ewertton de Souza Bezerra – (92) 98129-3313 – email: esbezerra@gmail.com; Isabel Heberle

– (48) 99612-9859 – email: isabelheberle@hotmail.com. Ou você pode procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (CEPSH-UFSC) que localiza-se no Prédio Reitoria II, 4º andar, sala 401, localizado na Rua Desembargador Vitor Lima, nº 222, Trindade, Florianópolis. Telefone para contato: 3721-6094.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS

Pesquisa: **Efeito das variações do exercício *lunge* na atividade muscular do glúteo máximo.**

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Eu _____,
portador do RG: _____, abaixo assinado, concordo em participar da pesquisa descrita acima.

Fui devidamente esclarecido pelos pesquisadores Cíntia de La Rocha Freitas, Ewertton de Souza Bezerra e Isabel Heberle sobre a pesquisa e os procedimentos nela envolvidos. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento, sem que isto acarrete em qualquer prejuízo.

Florianópolis, ____/____/____.

Assinatura da participante

Assinatura do pesquisador

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL

Eu, Cíntia de La Rocha Freitas, eu Ewertton de Souza Bezerra e eu Isabel Heberle, todos residentes na cidade de Florianópolis, nos comprometemos em atender e cumprir tudo que mencionado neste documento.

Florianópolis, ____/____/____.

Assinatura dos pesquisadores: _____

Via da Participante



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS

Pesquisa: **Efeito das variações do exercício *lunge* na atividade muscular do glúteo máximo.**

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

Eu _____,
portador do RG: _____, abaixo assinado, concordo em participar da pesquisa descrita acima.

Fui devidamente esclarecido pelos pesquisadores Cíntia de La Rocha Freitas, Ewertton de Souza Bezerra e Isabel Heberle sobre a pesquisa e os procedimentos nela envolvidos. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento, sem que isto acarrete em qualquer prejuízo.

Florianópolis, ____/____/____.

Assinatura da participante

Assinatura do pesquisador

DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL

Eu, Cíntia de La Rocha Freitas, eu Ewertton de Souza Bezerra e eu Isabel Heberle, todos residentes na cidade de Florianópolis, nos comprometemos em atender e cumprir tudo que mencionado neste documento.

Florianópolis, ____/____/____.

Assinatura dos pesquisadores: _____

Via do Pesquisador