



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA – UFSC
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS E SAÚDE – CAMPUS ARARANGUÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

LUCAS BORGES STEFFEN

**ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO AGACHAMENTO COM BANDA
ELÁSTICA: EFEITO DO POSICIONAMENTO DA BANDA ELÁSTICA E
DIFERENTES NÍVEIS DE RESISTÊNCIA**

ARARANGUÁ
2020

LUCAS BORGES STEFFEN

**ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO AGACHAMENTO COM BANDA
ELÁSTICA: EFEITO DO POSICIONAMENTO DA BANDA ELÁSTICA E
DIFERENTES NÍVEIS DE RESISTÊNCIA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Prof. Heiliane de Brito Fontana, Dra
Coorientador: Prof. Alessandro Haupenthal, Dr

ARARANGUÁ
2020

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

Borges Steffen, Lucas

ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO AGACHAMENTO COM BANDA ELÁSTICA:
EFEITO DO POSICIONAMENTO DA BANDA ELÁSTICA E DIFERENTES
NÍVEIS DE RESISTÊNCIA / Lucas Borges Steffen ; orientador,
Heiliane de Brito Fontana, coorientador, Alessandro
Haupenthal, 2020.

119 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Campus Araranguá, Programa de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação, Araranguá, 2020.

Inclui referências.

1. Ciências da Reabilitação. 2. Eletromiografia. 3.
Quadril. 4. Atividade mioelétrica. 5. Agachamento. I. de
Brito Fontana, Heiliane. II. Haupenthal, Alessandro. III.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós
Graduação em Ciências da Reabilitação. IV. Título.

Lucas Borges Steffen

**ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO AGACHAMENTO COM BANDA
ELÁSTICA: EFEITO DO POSICIONAMENTO DA BANDA ELÁSTICA E
DIFERENTES NÍVEIS DE RESISTÊNCIA.**

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca
examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof^a. Caroline Ruschel, Dra.
Universidade do Estado de Santa Catarina

Prof^a. Heloyse Kuriki, Dra.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Marcio Nunes, Dr.
Centro Universitário de Brusque

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que
foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Ciências da Reabilitação.

Prof. Alessandro Haupenthal, Dr.
Coordenador (a) do Programa

Prof^a. Heiliane de Brito Fontana, Dra.
Orientadora

Araranguá, 2020

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus por me proporcionar saúde e força física e mental para que eu conseguisse entrar neste Programa de Pós-Graduação e realizar este sonho de concluir meu mestrado, por ele ter me dado uma família incrível, que é minha base estrutural (MINHA FAMÍLIA, EU AMO VOCÊS DE CORAÇÃO) e por ter me colocado pessoas incríveis no meu caminho, como meus colegas e amigos e minha orientadora, que sempre me ajudaram em tudo.

Após esta breve introdução, gostaria de especificar meus agradecimentos de forma nominal, no sentido mais fraternal que eu consigo realizar neste momento (em que estou sentado em minha clínica, ainda não acreditando que estou escrevendo isso).

O primeiro agradecimento vai especificamente para minha mamãe, a dona Naira Policarpo Borges Steffen, que sempre me apoiou e me ajudou, tanto na parte amorosa como financeira (claro, pois sem ela eu jamais teria chegado até aqui). Obrigado por todos os ensinamentos, as broncas e, principalmente, o incentivo em me fazer estudar; seus ensinamentos de que a educação e o aprendizado são heranças jamais perdidas ficarão para sempre em mim. Mãe, eu te amo, você pode ter certeza que sempre estarás em meu coração. Ao meu pai, Osni Cardoso Steffen, carinhosamente chamado de "Tio Ni", que sempre foi um verdadeiro "paizão", que me ajuda até hoje em tudo o que eu preciso. Obrigado pai, eu te amo. Agradeço também a minha irmã, a "Bia", Bianca Borges Steffen, que, por mais que às vezes brigamos (coisas de irmãos), eu amo muito você, e você sempre estará em meu coração.

Chego em um período crucial e especial em meus agradecimentos, ou seja, as pessoas que mais convivem comigo, que estão sempre ao meu lado e que me entendem no dia-a-dia. Minha esposa, Thainá de Lima Scandolara, que desde 2011 é minha "eterna namorada" e que aceitou sair da sua zona de conforto em 2013 e ir para outra cidade dividir sua vida pessoal comigo e estudar, para tentar ser alguém na vida. THAINÁ, EU TE AMO! Como se não bastasse ser essa companheira, ela me proporcionou a coisa mais importante que um homem pode ser, que é ser PAI. Eu sou um cara de sorte, realmente, por ter uma filha que sempre esteve comigo, mesmo nos momentos mais difíceis, soube esperar o papai terminar o que estava fazendo (estudando ou trabalhando na maioria das vezes) para ir brincar com ela. Minha filha Mel, obrigado por existir, o PAPAÍ TE AMA

MAIS QUE TUDO NA VIDA! Nossa, às vezes me faltam palavras e meus olhos se enchem de lágrimas quando me lembro da filha linda e adorável que tenho.

Professora Heiliane de Brito Fontana, obrigado por tudo, por tudo mesmo! Por cada bronca, por cada correção, por sua paciência (que você teve que ter comigo em inúmeras vezes), por sempre me instigar (mesmo na maioria das vezes eu não respondendo ao seu nível de conhecimento), por sempre tentar tirar o melhor de mim, você tem uma inteligência invejável e isso me fez crescer muito em meus estudos. OBRIGADO PROFA!!!

Gostaria de realizar uma homenagem ao meu padrinho de crisma, o grande Bráulio Policarpo Borges (*In Memoriam*), o “Tio Bráulio” ou “Tio Bilo”, que infelizmente nos deixou no dia 05 de agosto de 2020 (na fase final de meu mestrado, uma época muito difícil para mim), sendo mais uma vítima da COVID-19. Obrigado por tudo meu tio, pela ajuda de sempre, pelo incentivo em continuar meus estudos. Por você ser um excelente professor e um estudioso nato, seu exemplo me fez ver que eu poderia ir além do nível superior. EU TE AMO TIO, FIQUE COM DEUS!!

Obrigado também aos meus colegas de mestrado Crislaine e Rayane que me ajudaram incansavelmente na realização da minha coleta de dados. Ao meu Coorientador Alessandro que me ajudou muito. Aos meus colegas do grupo de pesquisa em Biomecânica (BSiM) e a minha grande amiga que fiz no mestrado Géssica (carinhosamente chamada de Gé). Gé, só uma frase: Nós vencemos!!

Enfim, obrigado a todos, meus amigos, tios, avós (*In Memoriam*), meus sogros, minha família em geral, que de uma forma ou de outra contribuíram para que eu alcançasse este meu objetivo. Obrigado mesmo. Eu sou muito grato a vida e a Deus por tudo que tenho! Amém!

Obrigado por tudo meu DEUS!

“Não importa qual seu esforço ao longo do caminho, o que importa é que tenha algo no final.”

Michael Jordan

RESUMO

Introdução: O incremento de resistência elástica é comumente utilizado durante o agachamento com o objetivo de aumentar o recrutamento dos músculos do chamado complexo póstero-lateral do quadril, no entanto, o efeito da posição e da resistência da banda elástica na atividade mioelétrica não foi ainda avaliado sistematicamente. **Objetivo:** Analisar a atividade mioelétrica do tensor da fáscia lata (TFL), glúteo médio (GMed), glúteo máximo (GMax), vasto medial (VM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF), durante o agachamento com banda elástica de diferentes níveis de resistência posicionadas na coxa, no tornozelo e no pé. **Método:** A atividade mioelétrica total (integral de todo o ciclo do agachamento) e a atividade no pico de flexão do joelho foram avaliadas em 35 sujeitos saudáveis. Três níveis de resistência elástica foram caracterizados experimentalmente e nomeados como leve, moderada e forte. A atividade mioelétrica no agachamento com banda elástica, em cada situação testada, foi normalizada pela magnitude observada no agachamento sem resistência elástica. Os efeitos da resistência e da posição da banda foram avaliados através de ANOVA de modelo misto incluindo o sexo como fator independente e utilizando um nível de significância de 5%. **Resultados:** Exceto para o vasto medial, cuja atividade não foi afetada pelo nível de resistência, o aumento da resistência elástica resultou em um aumento da atividade mioelétrica total dos músculos em pelo menos uma das três posições testadas. Em contraste, o efeito do deslocamento da banda elástica para posições mais distais mostrou-se diferente entre os músculos, tanto em relação à magnitude do efeito quanto à direção. Especificamente, a posição da banda elástica no pé foi a que resultou em maior atividade mioelétrica de TFL, GMed e GMax. Para o músculo BF, a posição da coxa foi a que resultou em maior atividade, enquanto que, para os vastos, ou não houve efeito da posição (VM), ou a maior atividade foi observada na posição da coxa e do pé em relação à do tornozelo (VL). Para os homens, em relação aos músculos do quadril, o efeito da posição foi significativo somente para as bandas elásticas forte (TFL) ou forte e média (glúteos), enquanto que, para as mulheres, a mudança de posição da banda elástica leve também foi capaz de alterar a atividade mioelétrica do GMed. A análise conjunta do efeito da posição sobre a atividade mioelétrica dos músculos do quadril sugere que a posição da banda elástica no pé durante o agachamento é a que mais prioriza a ativação dos glúteos em relação ao TFL. Esse achado pode estar relacionado a atividade mioelétrica nas fases mais profundas do agachamento, uma vez que no pico de flexão de joelho foi observada uma diminuição da atividade mioelétrica do TFL em posições mais distais da banda elástica. **Conclusão:** O uso de resistência elástica como incremento no exercício de agachamento pode, dependendo da posição e da resistência utilizada, resultar em um aumento da atividade mioelétrica. A alteração de posição da banda elástica resulta em mudanças na atividade mioelétrica somente quando um nível suficiente de resistência é empregado. O efeito da posição e da resistência parece diferir entre os músculos avaliados, abrindo oportunidade para que a escolha dos parâmetros posição e resistência da banda elástica seja baseada na ênfase muscular desejada no exercício. A utilização de banda elástica no pé gera um aumento da atividade mioelétrica dos glúteos em relação ao TFL e pode ser uma opção quando o intuito é aumentar a ativação do complexo póstero-lateral do quadril.

Palavras-chave: Eletromiografia; quadril; atividade mioelétrica; agachamento.

ABSTRACT

Introduction: Increase in elastic resistance is commonly used during squats in order to increase the recruitment of the muscles of the so-called posterolateral hip complex, however, the effect of position and resistance of the elastic band on myoelectric activity has not yet been systematically evaluated. **Objective:** To analyze the myoelectric activity of the tensor fascia lata (TFL), gluteus medius (GMed), gluteus maximus (GMax), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) and biceps femoris (BF), during squat with elastic band of different levels of resistance positioned on the thigh, ankle and foot. **Method:** Total myoelectric activity (integral to the entire squat cycle) and activity at peak knee flexion were evaluated in 35 healthy subjects. Three levels of elastic resistance were characterized experimentally and classified as light, moderate and strong. The myoelectric activity in the squat with elastic band, in each situation tested, was normalized by the magnitude observed in the squat without elastic resistance. The effects of resistance and band position were assessed using mixed ANOVA's model including sex as an independent factor and a significance level of 5%. **Results:** Except for the vast medial, whose activity was not affected by the resistance level, the increase in elastic resistance resulted in an increase in the total myoelectric activity of the muscles in at least one of the three tested positions. In contrast, the effect of shifting the elastic band to more distal positions proved to be different between the muscles, both in relation to the magnitude of the effect and the direction. Specifically, the greatest myoelectric activity of TFL, GMed and GMax was achieved with the position of the elastic band on the foot. For the BF muscle, the position of the thigh was the one that resulted in the greatest activity, while for the vastus, either there was no effect of the position (VM), or the greatest activity was observed in the position of the thigh and foot in relation to ankle (VL). For men, in relation to the hip muscles, the position effect was significant only for the strong (TFL) or strong and medium (buttocks) elastic bands, while for women, the change in position of the light elastic band also was able to alter GMed myoelectric activity. The joint analysis of the effect of the position on the myoelectric activity of the hip muscles suggests that the position of the elastic band on the foot during the squat is the one that most prioritizes the activation of the glutes in relation to the TFL. This finding may be related to myoelectric activity in the deepest phases of the squat, since at the peak of knee flexion a decrease in the myoelectric activity of the TFL was observed in more distal positions of the elastic band. **Conclusion:** The use of elastic resistance as an increment in the squat exercise may, depending on the position and resistance used, result in an increase in myoelectric activity. Changing the position of the elastic band results in changes in myoelectric activity only when a sufficient level of resistance is employed. The effect of position and resistance seems to differ between the evaluated muscles, opening the opportunity for the choice of parameters for position and resistance of the elastic band to be based on the desired muscle emphasis on exercise. The use of an elastic band on the foot generates an increase in the myoelectric activity of the glutes in relation to the TFL and can be an option when the intention is to increase the activation of the posterolateral hip complex.

Keywords: Electromyography; hip; myoelectric activity; squat.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vias articulares do movimento do quadril. Fonte (Adaptado de Neumann, 2011).....	24
Figura 2 - Uma visão lateral mostra a linha de força do plano sagital de vários músculos do quadril. O eixo de rotação (círculo verde) é direcionado na direção medial-lateral através da cabeça femoral. Os flexores são indicados por setas sólidas e os extensores.	25
Figura 3 - Uma visão superior retrata a linha de força do plano horizontal de vários músculos que cruzam o quadril. O eixo longitudinal de rotação (círculo azul) passa através da cabeça femoral em direção superior-inferior. Os rotadores externos são indicados por setas sólidas e os rotadores internos por setas tracejadas. Para maior clareza, nem todos os músculos são mostrados. As linhas de força não são desenhadas em escala e, portanto, não indicam o potencial de força relativa de um músculo. Fonte: (Adaptado de Neumann, 2010).	26
Figura 4 - Uma vista posterior mostra uma linha de força de diversos músculos que cruzam o quadril direito. O eixo de rotação está dirigido em um sentido anteroposterior através da cabeça femoral. Os abdutores estão indicados por linhas sólidas e os adutores por linhas pontilhadas. (A escala real da imagem está indicada nos eixos vertical e horizontal do gráfico). Fonte (adaptado de Neumann, 2011).....	28
Figura 5 - Fluxograma dos músculos envolvidos durante a execução do agachamento. Adaptado de Lima; Pinto, 2006.....	33
Figura 6 - Valgo dinâmico do joelho: Movimento medial excessivo da extremidade inferior, evidenciado por um aparente aumento do ângulo do plano frontal do joelho. Fonte: Schimidt et al., 2017.....	34
Figura 7 - Imagem ilustrativa da colocação da banda elástica em MMII: joelhos (A), tornozelos (B) e pés (C). Fonte: Lewis et al., 2018.....	41
Figura 8 - Exemplo de uma banda elástica na coxa: colocação de uma banda elástica sobre a coxa durante um exercício de agachamento livre com o intuito de gerar um feedback neuromuscular para controlar o VDJ. Fonte: Gooyers et al., 2012.	44
Figura 9 - Utilização de uma resistência elástica em um exercício de agachamento com banda ilustrando a resistência elástica vertical ao solo. Fonte: Shoepe et al., 2010.....	46

Figura 10 - Posições da banda elástica. (A) banda elástica na coxa, (B) banda elástica no tornozelo, (C) banda elástica no pé, (D) agachamento sem a utilização da banda elástica. Fonte: Autor, 2020.....	50
Figura 11- Resistência elástica da marca Perform Better utilizada durante os exercícios de agachamento, representadas pelas resistências verde e azul. Fonte: Autor, 2020.....	50
Figura 12 - Haste horizontal com a mensuração dos três níveis de resistência das bandas elásticas, no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Fonte: Autor, 2020.....	51
Figura 13 - Descrição da força (Kgf) estimada dos três níveis de resistência elástica de acordo com a tensão gerada pela mesma (cm). O retângulo apresentado mostra a região de interesse com base no alongamento que a banda elástica sofre quando posicionada na coxa, tornozelo e no pé. Fonte: Autor, 2020	52
Figura 14 - Eletromiógrafo de superfície, modelo New Miotool, da marca Miotec no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Fonte: Autor, 2020.....	53
Figura 15 - Eletrogoniômetro eletrônico, modelo Miotec GN 270°, que pertence ao Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Fonte: Autor, 2020.....	53
Figura 16 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Glúteo Máximo. Fonte: Seniam.....	55
Figura 17 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Glúteo Médio. Fonte: Seniam.....	56
Figura 18 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Tensor da Fáscia Lata. Fonte: Seniam.....	56
Figura 19 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Bíceps Femoral. Fonte: Seniam.....	57
Figura 20 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Vasto Lateral. Fonte: Seniam.....	57
Figura 21 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Vasto Medial. Fonte: Seniam.....	58
Figura 22 - Local da realização dos movimentos de agachamento no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC.	

Legenda: (A) haste horizontal; (B) anilha de 2 kg; (C) fita métrica para demarcação da distância dos pés. O Fonte: Autor, 2020.....	60
Figura 23 - Mensuração dos valores de resistência (kgf) oferecidos pelas bandas elásticas de diferentes tensões conforme a variação média dos perímetros (cm) de cada segmento testado. Variando de 1,2 a 17,5 kgf. Fonte: Autor, 2020.	65
Figura 24 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Tensor da Fáscia Lata. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.....	677
Figura 25 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica na atividade mioelétrica total para o sexo feminino do músculo Glúteo Médio. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.	688
Figura 26 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total para o sexo feminino do músculo Glúteo Médio. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.	69
Figura 27 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação da posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total para o sexo masculino no músculo Glúteo Médio. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.....	70
Figura 28 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação da posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Glúteo Máximo. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com	

a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.....	71
Figura 29 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Vasto Lateral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.....	73
Figura 30 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Vasto Lateral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.	73
Figura 31 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação da posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Bíceps Femoral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.....	74
Figura 32 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Tensor da Fáscia Lata. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente	77
Figura 33 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica sobre a atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Tensor da Fáscia Lata. Valores normalizados pela atividade mioelétrica observada durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.	77
Figura 34 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação entre posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo	

Glúteo Médio no sexo feminino. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente. 78

Figura 35 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Glúteo Médio no sexo masculino. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente..... 79

Figura 36 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Glúteo Máximo. Valores normalizados pela atividade mioelétrica medida durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente..... 81

Figura 37 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica sobre a atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Vasto Medial. Valores normalizados pela atividade mioelétrica observada durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. 82

Figura 38 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica sobre a atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Vasto lateral. Valores normalizados pela atividade mioelétrica observada durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé..... 83

Figura 39 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Bíceps femoral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda:

Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente..... 84

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Ação primária e secundária dos músculos do quadril em relação aos movimentos de flexão, extensão, rotação interna e externa, adução e abdução. Fonte: (Adaptado de Neumann 2010).....	29
Tabela 2 - Características dos sujeitos do estudo.	48
Tabela 3 - Atividade mioelétrica total dos músculos do quadril e da coxa durante o exercício de agachamento livre (%).	64
Tabela 4 - Atividade mioelétrica no pico da máxima flexão do joelho dos músculos do quadril e da coxa durante o exercício de agachamento livre (%).	64
Tabela 5 - Média das circunferências dos participantes: coxa, tornozelo e pé dos sujeitos do sexo masculino e feminino em centímetros (cm).	65
Tabela 6 - Média e desvio padrão da ATIVIDADE MIOELÉTRICA TOTAL dos músculos analisados em três condições e três níveis de resistência de banda elástica durante um exercício de agachamento em indivíduos do sexo masculino e feminino (n=35). Valores normalizados pela atividade mioelétrica do músculo respectivo durante o agachamento livre, sem banda elástica (% agachamento livre).	66
Tabela 7 - Média e desvio padrão da ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO PICO DE FLEXÃO dos músculos analisados em três posições e três níveis de resistência de banda elástica durante um exercício de agachamento em indivíduos do sexo masculino e feminino (n=35). Valores normalizados pela atividade mioelétrica do músculo respectivo durante o agachamento livre, sem banda elástica (% agachamento livre).	76

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Representação do efeito do aumento da atividade mioelétrica caracterizado como positivo (▲), redução da atividade mioelétrica caracterizado como negativo (▼) e sem efeito na atividade mioelétrica caracterizado como ausente (=) no AUMENTO DA RESISTÊNCIA da banda elástica na atividade mioelétrica total e no pico da flexão do joelho para os músculos avaliados durante o exercício de agachamento. Na presença de interação entre resistência e posição, as letras C (coxa), T (tornozelo) e P (pé) são mostradas em subscrito para as posições onde o efeito ocorreu..... 87

Quadro 2 - Representação do efeito do aumento da atividade mioelétrica caracterizado como positivo (▲), redução da atividade mioelétrica caracterizado como negativo (▼) e sem efeito na atividade mioelétrica caracterizado como ausente (=) na MUDANÇA DA POSIÇÃO (distal – proximal) da banda elástica na atividade mioelétrica total e no pico da flexão do joelho para músculos avaliados durante o exercício de agachamento. Na presença de interação entre resistência e posição, as letras L (leve), M (moderada) e F (forte) são mostradas em subscrito para as resistências onde o efeito ocorreu.....**Error! Bookmark not defined.**

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DPF	Dor Patelofemoral
VDJ	Valgo Dinâmico do Joelho
MMII	Membros Inferiores
PS	Plano Sagital
PF	Plano Frontal
PT	Plano Transversal
RDF	Restrição de Dorsiflexão
ADM	Amplitude De Movimento
CVIM	Contração Voluntária Isométrica Máxima
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
EMG	Eletromiografia
RMS	Root Mean Square
SENIAM	Surface EMG for the Non-Invasive Assessment os Muscles
BPM	Batimentos Por Minuto
ISB	International Society of Biomechanics
COP	Centro de Oscilação de Pressão
TLF	Tensor da Fásia Lata
GMed	Glúteo Médio
GMax	Glúteo Máximo
BF	Bíceps Femoral
VL	Vasto Lateral
VM	Vasto Medial
CCA	Cadeia Cinética Aberta
CCF	Cadeia Cinética Fechada
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
RLCA	Reconstrução Ligamento Cruzado Anterior
TRE	Treinamento de Resistência Elástica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVOS.....	20
1.1.1	Objetivo geral	20
1.1.2	Objetivos específicos.....	20
1.1.3	Hipóteses.....	20
1.1.4	Justificativa	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1	CINESIOLOGIA DO QUADRIL	23
2.1.1	Plano Sagital	24
2.1.2	Plano Transverso.....	25
2.1.3	Plano frontal	27
2.2	ELETROMIOGRAFIA	30
2.3	BIOMECÂNICA DO AGACHAMENTO.....	32
2.3.1	Padrões de movimentos lesivos durante a execução do agachamento.....	33
2.3.2	Valgo Dinâmico do Joelho	34
2.3.3	Contribuições proximais para o valgo dinâmico do joelho	35
2.3.4	Contribuições distais para o valgo dinâmico do joelho.....	37
2.4	CONTROLE NEUROMUSCULAR.....	39
2.5	USO DE RESISTÊNCIA ELÁSTICA EM PROGRAMAS DE FORTALECIMENTO	40
2.5.1	Variações de resistência elástica em programas de fortalecimento.....	42
2.5.2	Utilização de resistência elástica durante exercícios de agachamento	43
3	MÉTODOS.....	47
3.1	CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	47
3.2	LOCAL DO ESTUDO	47
3.3	PARTICIPANTES	47
3.3.1	População em estudo	47
3.3.2	Amostra	47
3.4	DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DEPENDENTES E INDEPENDENTES...	48
3.4.1	Variáveis dependentes.....	48
3.4.2	Variáveis independentes	49

3.5	INSTRUMENTOS DE MEDIDA.....	52
3.6	PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DOS DADOS	54
3.6.1	Preparação dos instrumentos.....	54
3.6.2	Coleta de dados.....	54
3.7	VARIÁVEIS DE CONTROLE.....	60
3.8	PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	61
3.8.1	Eletromiografia.....	61
3.9	TRATAMENTO ESTATÍSTICO	62
4	ASPECTOS ÉTICOS.....	63
5	RESULTADOS.....	64
5.1	ATIVIDADE MIOELÉTRICA TOTAL DURANTE O EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO.....	65
5.2	ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO PICO DE FLEXÃO DO JOELHO DURANTE O EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO	75
6	DISCUSSÃO	86
7	CONCLUSÃO	96
	APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	112
	APÊNDICE B – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO	115
	ANEXO A – PARECER CEP	116

1 INTRODUÇÃO

O exercício de agachamento é popularmente prescrito no treinamento de desempenho esportivo e em âmbito clínico devido a seus componentes de movimentos funcionais diários, como subir e descer escadas, levantar e sentar, além de possuir grande destaque em centros de reabilitação de lesões, como as no quadril e joelho, (LORENZETTI et al., 2012 LYNN; NOFFAL, 2012; PAULI et al., 2016). Além disso, esse exercício é possivelmente um dos movimentos funcionais mais utilizados na avaliação física (KIANIFAR et al., 2017).

Como incremento nos treinamentos de agachamento, é comum a utilização de bandas elásticas em torno das pernas. Os materiais elásticos são comumente utilizados por fisioterapeutas e profissionais de educação física com o intuito de proporcionar uma melhora na capacidade de gerar força muscular (SANTOS et al., 2009). Os benefícios do treinamento resistido com banda elástica são o aumento da força, capacidade neuromuscular e melhora nas atividades de vida diária de sujeitos saudáveis ou com alguma lesão musculoesquelética (CAMBRIDGE et al., 2012; DE OLIVEIRA et al., 2017; LORENZETTI et al., 2012; LUBANS; SHEAMAN; CALLISTER, 2010).

Apesar das evidências acerca dos benefícios do treinamento de resistência elástica na capacidade física (CAMBRIDGE et al., 2012; DE OLIVEIRA et al., 2017; LORENZETTI et al., 2012; LUBANS; SHEAMAN; CALLISTER, 2010), o desconhecimento do efeito dos principais parâmetros manipulados durante o agachamento com banda elástica dificulta uma prescrição mais assertiva.

Na prática, a justificativa para o uso da banda elástica no agachamento está pautada, entre outros fatores, no suposto aumento do recrutamento do complexo pósterolateral do quadril (músculos reconhecidamente capazes de realizar movimentos de abdução (glúteo máximo, médio e mínimo) e rotação externa (músculo piriforme, músculo obturador externo e interno, músculo gêmeo superior e inferior e músculo quadrado femoral (dependendo do ângulo do quadril) (NEUMANN, 2010), sendo esses músculos considerados capazes de minimizar o excesso do valgo dinâmico do joelho (VDJ). O VDJ é caracterizado pela medialização excessiva do joelho em tarefas de descarga de peso. Esse padrão de movimento é multiarticular e multiplanar, caracterizado pela adução e rotação interna do quadril com concomitante abdução do joelho (MENDONÇA et al., 2018; POWERS, 2010; SCHOLTES; SALSICH, 2017). Até o momento, a literatura é contraditória se o uso de bandas elásticas nos MMII é capaz de

reduzir esse padrão anormal de movimento, tendo alguns estudos sugerido inclusive que o uso da banda elástica pode favorecer (mesmo que leve) o valgo dinâmico do joelho durante exercícios de agachamento (FOLEY et al., 2017; GOOYERS et al., 2012; REECE et al., 2020).

Outro objetivo da colocação de bandas elásticas ao redor dos MMII está no fortalecimento do complexo pósterolateral do quadril em associação com o quadríceps. Estudos recentes demonstram que o fortalecimento desse complexo, associado ao fortalecimento do quadríceps, é importante no alívio da dor e na melhoria do padrão cinemático de joelho em indivíduos com DPF (DE BALDON et al., 2015; DOLAK et al., 2011; FUKUDA et al., 2010, 2012; NAKAGAWA et al., 2008).

Porém, o efeito da adição das bandas elásticas em diferentes posições ao longo dos membros inferiores, ou até mesmo o efeito da variação da resistência oferecida pelas bandas, são pouco explorados na literatura. Os estudos analisados até então limitaram-se à colocação da banda elástica apenas na coxa e as análises geralmente são geralmente focadas na comparação entre o uso de um nível de resistência específica e o agachamento sem nenhuma resistência (FOLEY et al., 2017; FORMAN et al., 2018). Ainda que recentemente dois níveis de resistência tenham sido investigados (REECE et al., 2020), permanece a lacuna em relação ao efeito da resistência em diferentes posições de banda elástica.

O efeito combinado de diferentes níveis de resistência em diferentes posições também não foi ainda avaliado. A falta de informações quantitativas acerca da atividade mioelétrica dos membros inferiores durante o agachamento com banda elástica dificulta sua fundamentação e aplicação prática, bem como a tomada de decisão do profissional que a prescreve (FOLEY et al., 2017; FORMAN et al., 2018).

Em exercícios em cadeia cinética aberta, o uso de maiores resistências elásticas e de posicionamentos mais distais à articulação alvo resulta em uma mudança progressiva das demandas musculares (CAMBRIDGE et al., 2012; LEWIS et al., 2018). Por se tratar de um exercício em cadeia cinética fechada (CCF), no entanto, inferências acerca das demandas musculares sem a realização de uma avaliação biomecânica são acompanhadas de bastante incerteza, uma vez que as atividades musculares necessárias para a realização do movimento vão depender do controle muscular do indivíduo frente às interações com o solo (CANTERGI et al., 2015).

Sendo assim, o aumento da demanda muscular no quadril pode ser esperado frente ao i) aumento da resistência da banda elástica e ii) ao deslocamento da mesma para

posições mais distais ao quadril. No primeiro, a força exercida pela banda elástica aumenta; no segundo, o braço de alavanca em relação ao eixo do quadril aumenta. Ainda, é interessante notar que, para uma postura agachada, posicionar a banda elástica abaixo do joelho resulta em um braço de alavanca de adução e rotação lateral do quadril, o que pode contribuir para um recrutamento muscular que não estaria em consonância com o fortalecimento do complexo póstero-lateral do quadril.

Neste sentido, uma avaliação sistemática da atividade mioelétrica é de grande utilidade a fim de que se possa compreender como se comporta a atividade mioelétrica dos membros inferiores durante o agachamento com banda elástica. Essas informações devem auxiliar na melhor fundamentação da prescrição do agachamento e possibilitar ao clínico a compreensão dos efeitos e limitações quanto a manipulação da posição e da resistência da banda elástica durante o exercício de agachamento na prática clínica.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral

Avaliar a atividade mioelétrica dos músculos tensor da fáscia lata, glúteo médio, glúteo máximo, vasto medial, vasto lateral e bíceps femoral frente a mudanças no posicionamento e nível de resistência oferecida por bandas elásticas em torno dos membros inferiores durante o exercício de agachamento.

1.1.2 Objetivos específicos

- 1) Descrever a atividade mioelétrica dos músculos tensor da fáscia lata, glúteo médio, glúteo máximo, vasto medial, vasto lateral e bíceps femoral no agachamento livre e as mudanças observadas frente ao uso da banda elástica para cada condição de análise
- 2) Analisar a interação entre os efeitos do posicionamento e do nível de resistência da banda elástica sobre a atividade mioelétrica dos músculos de interesse durante todo o ciclo do movimento e no pico de flexão do joelho durante o exercício de agachamento.
- 3) Analisar o efeito do uso da banda elástica no pé, tornozelo ou coxa na atividade mioelétrica dos músculos de interesse durante todo o ciclo, bem como no pico de flexão do joelho durante o exercício de agachamento.
- 4) Analisar o efeito de diferentes resistências de banda elástica, consideradas de níveis leve, moderada ou forte, sobre a atividade mioelétrica dos músculos de interesse durante todo o ciclo, bem como no pico de flexão do joelho durante o exercício de agachamento.

1.1.3 Hipóteses

Para este estudo, foram estipuladas as seguintes hipóteses.

1. **Hipótese:** Haverá um aumento na atividade mioelétrica dos músculos de interesse com o deslocamento da banda elástica para posições mais distais.

Interação: O efeito do deslocamento da posição da banda elástica de proximal para distal será maior para maiores resistências.

2. **Hipótese:** Haverá um aumento na atividade mioelétrica dos músculos de interesse com o aumento do nível de resistência elástica durante o exercício de agachamento.

Interação: O efeito do aumento da resistência elástica será maior em posicionamentos mais distais.

1.1.4 Justificativa

O exercício de agachamento tem sido muito utilizado nos últimos anos, tanto em treinamento de atletas, reabilitação quanto no ganho de aptidão física no geral. É amplamente utilizado para o desenvolvimento de força e potência muscular dos MMII, estando envolvido em diversas atividades funcionais e esportivas (ESCAMILA et al., 2001).

É comum a utilização de incrementos externos, como halteres, anilhas e bandas elásticas com o intuito de gerar demandas extras na musculatura dos MMII e/ou melhorar o alinhamento do joelho durante a execução do movimento. Neste sentido, o uso da banda elástica se destaca como uma estratégia de treino neuromuscular que visa um maior recrutamento da musculatura do quadril e prevenção do colapso medial do joelho durante atividades funcionais.

Sabe-se que o fortalecimento do complexo póstero-lateral do quadril (em especial o músculo glúteo médio) é importante no tratamento da dor patelofemoral (DE BALDON et al., 2015; FUKUDA et al., 2012; NAKAGAWA et al., 2008) e evidências recentes vêm mostrando que o fortalecimento dos rotadores laterais do quadril (em especial o glúteo

máximo) pode trazer benefícios adicionais a um programa específico de prevenção de lesões no joelho (CHIA et al., 2020).

Conforme já mencionado na introdução desse trabalho, não existem estudos que avaliaram concomitantemente o efeito das diferentes tensões e das variações de posições da banda elástica comumente utilizadas na prática clínica sobre a atividade mioelétrica dos músculos motores primários durante o agachamento.

Ao que parece, a utilização de tensão elástica provoca aumento do recrutamento muscular no quadril, porém ainda existe uma lacuna em relação às respostas neuromusculares associadas às diferentes posições e níveis de resistência da banda elástica (FOLEY et al., 2017; REECE et al., 2020). A atividade mioelétrica em exercícios em CCF, como o agachamento, dependem do controle muscular do indivíduo em relação às interações com o solo e à resistência imposta, sendo necessária a avaliação por eletromiografia a fim de evitar especulações incorretas acerca da demanda do exercício (CANTERGI et al., 2015).

Sendo assim, os dados que pretendemos analisar acerca da atividade mioelétrica durante o agachamento com banda elástica, em diferentes níveis de posicionamento e tensão da mesma, podem elucidar aspectos ainda pouco esclarecidos a respeito dos efeitos destas variações sobre o padrão de recrutamento muscular de MMII. Considerando a ampla utilização clínica do incremento de bandas elásticas de diferentes formas de aplicação, sobretudo com o objetivo de preconizar a musculatura glútea, o nosso estudo visa verificar se isso realmente acontece e qual condição que mais favorece esse objetivo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CINESIOLOGIA DO QUADRIL

A formação da articulação do quadril ocorre através da junção da cabeça femoral com o osso acetábulo localizado na pelve. O quadril transfere a carga do tronco e membros superiores para os membros inferiores, sendo essencial na realização de movimentos como a marcha e a corrida, e na manutenção da ortostática (ANDERSON; BLAKE, 1994; SARIALI; VEYSI; STEWART, 2008).

A articulação do quadril é estabilizada por meio de junções estruturais cartilaginosas como o lábrum (que contribui na contenção da cabeça do fêmur durante a realização de amplitudes de movimentos), tecidos conectivos, ligamentos (iliofemorais, pubo femorais e isquiofemorais) e grupos musculares que, através da geração de torque, permitem a aceleração do corpo para frente, para cima ou uma desaceleração, suportando altas tensões de compressão e tração (ANDERSON; BLAKE, 1994; SARIALI; VEYSI; STEWART, 2008).

Por ser uma articulação capaz de realizar movimentos em todos os planos (sagital, frontal e horizontal) é classificada como triaxial (NEUMANN, 2010). Sua estabilidade dinâmica ocorre devido a grandes grupos musculares, sendo que a função primária de cada músculo pode ser modificada conforme a angulação do quadril nos diferentes planos (SARIALI; VEYSI; STEWART, 2008).

A Figura 1 mostra uma ilustração mecânica aberta de um quadril para visualizar as vias do movimento articular. A abdução e a adução ocorrem através do diâmetro longitudinal das superfícies articulares. As rotações medial e lateral ocorrem através do diâmetro transversal das superfícies articulares. Na flexão e a extensão ocorrem um giro entre a cabeça femoral e as superfícies lunares do acetábulo. O eixo de rotação para esse giro passa através da cabeça femoral (NEUMANN, 2011).

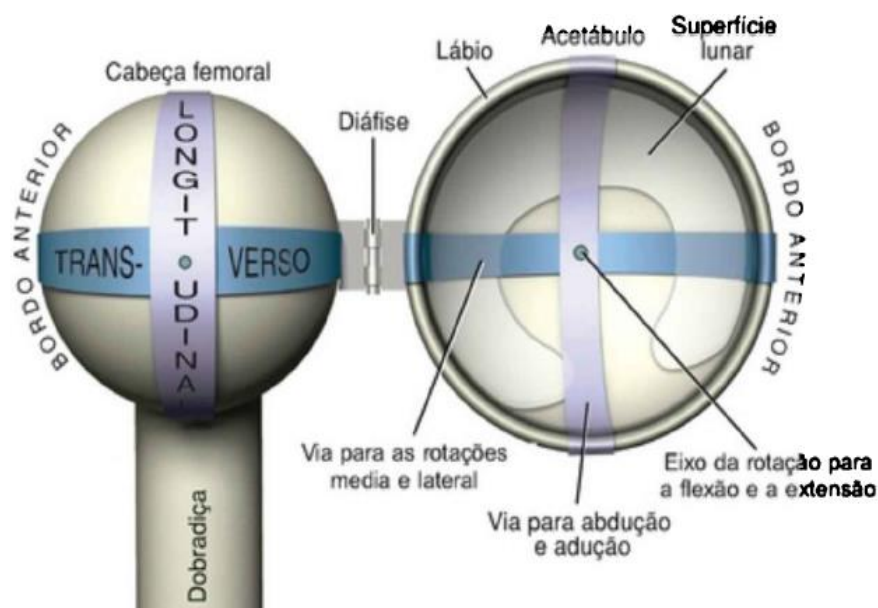


Figura 1 - Vias articulares do movimento do quadril. Fonte (Adaptado de Neumann, 2011).

Em uma revisão clínica, Neumann (2010) relata as variações das ações musculares do quadril a partir da localização da linha de força do músculo em relação ao eixo de rotação, ocorrendo variação na produção de torque. Além disso, segundo Neumann, (2010), os músculos podem ser classificados como primários ou secundários em determinadas ações, de acordo com seu potencial de produção de força específica, o comprimento do braço de momento ou o tamanho da sua área de seção transversa.

2.1.1 Plano Sagital

Os flexores primários do quadril são os músculos iliopsoas, sartório, tensor da fáscia lata, reto femoral, adutor longo e o pectíneo. Já os flexores secundários são o adutor curto, grácil e as fibras anteriores do glúteo mínimo (DOSTAL; ANDREWS, 1981; NEUMANN, 2010), conforme ilustrado na Tabela 1. Conforme ilustrado na **Error! Reference source not found.**, os músculos a frente da linha de rotação realizam a flexão do quadril, enquanto os músculos localizados posteriormente realizam a extensão.

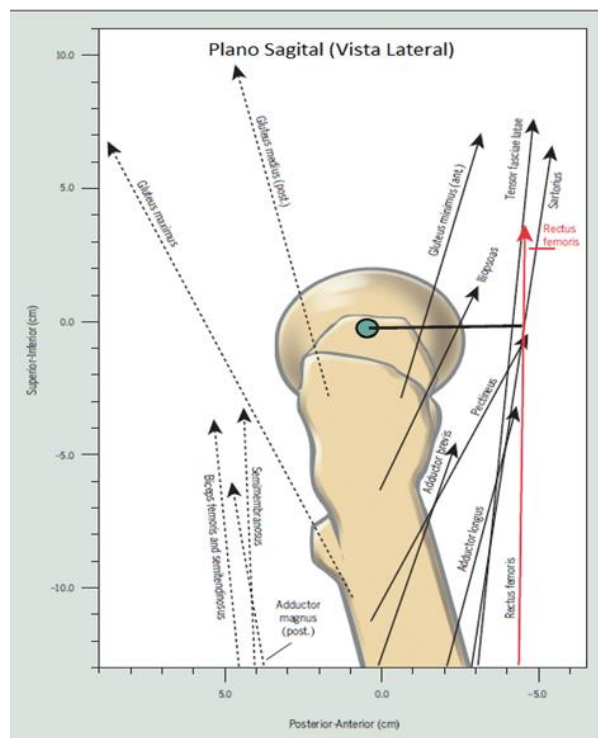


Figura 2 - Visão lateral mostrando a linha de força do plano sagital de vários músculos do quadril. O eixo de rotação (círculo verde) é direcionado na direção medial-lateral através da cabeça femoral. Os flexores são indicados por setas sólidas e os extensores. Fonte: Adaptado de Neumann, 2010.

Os extensores primários do quadril são o glúteo máximo, cabeça posterior do adutor magno e os isquiotibiais (cabeça longa do biceps femoral, semitendíneo e semimembranoso), conforme ilustrado na Tabela 1. Na posição anatômica, a cabeça posterior do adutor magno tem um maior braço de momento para extensão, porém o braço de momento de todos os músculos extensores aumenta quando ocorre 60° de flexão de quadril (NEUMANN, 2010).

De acordo com os estudos, o glúteo máximo e o adutor magno possuem as maiores áreas transversas em comparação a todos os extensores primários. Além disso, as fibras médias e posteriores do glúteo médio e fibras anteriores do adutor magno são consideradas extensores secundários do quadril (Tabela 1), (NEUMANN, 2010).

2.1.2 Plano Transverso

Na Figura 3, onde há uma visão superior da articulação do quadril, são mostradas as linhas de força de vários rotadores externos e internos do quadril. Observa-se que os músculos rotadores externos, que estão representados pelas setas em negrito, passam no sentido posterior ao eixo de rotação longitudinal da articulação.

Os músculos rotadores primários do quadril são o glúteo máximo, piriforme, obturador interno, gêmeo superior, inferior e o quadrado femoral. Já as fibras posteriores do glúteo médio e mínimo, juntamente com o obturador externo, sartório e a cabeça longa do bíceps femoral (Tabela 1) realizam a rotação externa secundária (DOSTAL; ANDREWS, 1981; NEUMANN, 2010).

O músculo rotador externo com maior potencial do quadril é o glúteo máximo, que é responsável por 16% de área transversa de toda a musculatura do quadril, além disso, sua linha de força fica localizada aproximadamente a 45° em relação ao plano frontal, o que poderia gerar 71% de força no plano horizontal (NEUMANN, 2010).

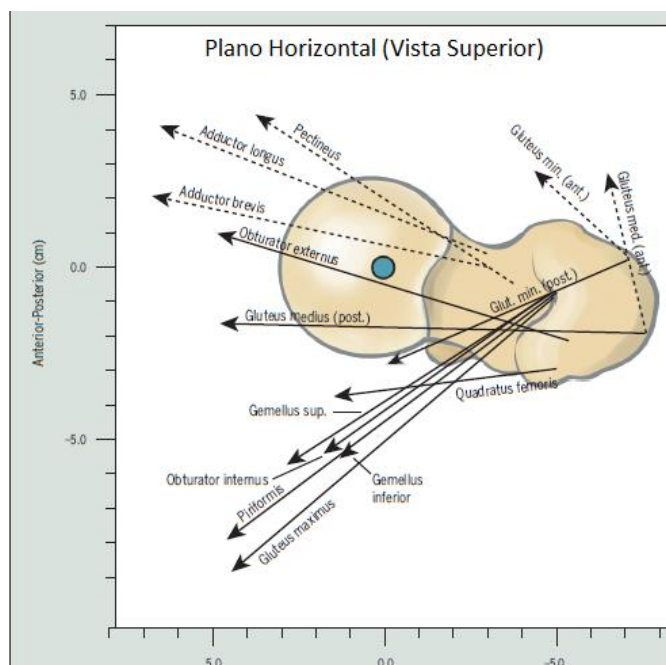


Figura 3 - Visão superior retratando a linha de força do plano horizontal de vários músculos que cruzam o quadril. O eixo longitudinal de rotação (círculo azul) passa através da cabeça femoral em direção superior-inferior. Os rotadores externos são indicados por setas sólidas e os rotadores internos por setas tracejadas. Para maior clareza, nem todos os músculos são mostrados. As linhas de força não são desenhadas em escala e, portanto, não indicam o potencial de força relativa de um músculo. Fonte: adaptado de Neumann, 2010.

A musculatura que realiza a rotação interna de quadril possui pouca área muscular transversa para realizar esse movimento. Devido a sua posição anatômica, encontrando-se próximo ao eixo longitudinal, possui apenas os músculos rotadores secundários, que são: as fibras anteriores do glúteo mínimo e médio, o tensor da fáscia lata, o adutor longo, o adutor curto, o pectíneo e cabeça posterior do adutor magno (DELP et al., 1999; NEUMANN, 2010). Esses grupos musculares possuem um maior potencial de geração de torque nos planos sagital e frontal (NEUMANN, 2010).

Em um artigo, Delp et al (1999) demonstraram, através de um estudo de modelamento que, quando o quadril é flexionado a 90°, as fibras anteriores do glúteo médio tornam-se potencialmente mais rotadoras internas, porém as fibras posteriores – que em posição neutra da pelve são rotadoras externas – acabam rotando internamente a partir de 40° de flexão.

Outros músculos rotadores laterais, como piriforme, fibras posteriores do glúteo mínimo e fibras anteriores do glúteo máximo, trocam suas ações e tornam-se rotadores mediais do quadril a partir de aproximadamente 90° de flexão do mesmo (DELP et al., 1999; NEUMANN, 2010).

2.1.3 Plano frontal

Os músculos responsáveis primariamente pela adução do quadril são o pectíneo, grácil, adutor longo, adutor curto e adutor magno (cabeça anterior e posterior), concomitantemente com seus adutores secundários, bíceps femoral (cabeça longa), glúteo máximo (fibras posteriores), quadrado femoral e obturador externo (DELP et al., 1999; NEUMANN, 2010).

Topograficamente, os músculos adutores do quadril estão organizados em três camadas. O pectíneo, grácil e o adutor longo ocupam a camada superficial. A camada média do grupo adutor é composta pelo adutor curto. Já a camada profunda dos adutores é composta pelo músculo adutor magno (NEUMANN, 2010).

Devido à posição anatômica, os músculos primários possuem uma alavancagem favorável na produção de torque. Uma suposição teórica de suas funções seria que durante a realização de movimentos rápidos ou complexos de membros inferiores, a musculatura adutora estaria bilateralmente controlando os movimentos pélvicos e femorais do quadril (DELP et al., 1999; NEUMANN, 2010). A linha de força desses músculos é demonstrada na Figura 4.

Ademais, alguns músculos adutores contribuem na flexão ou extensão do quadril. Um exemplo é o adutor magno (cabeça posterior) que faz uma eficiente extensão do quadril juntamente com os isquiotibiais (DELP et al., 1999; NEUMANN, 2010).

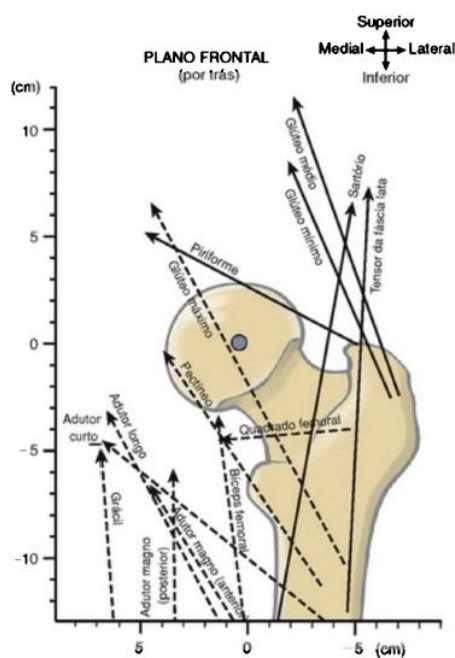


Figura 4 - Vista posterior mostrando uma linha de força de diversos músculos que cruzam o quadril direito. O eixo de rotação está dirigido em um sentido anteroposterior através da cabeça femoral. Os abdutores estão indicados por linhas sólidas e os adutores por linhas pontilhadas. (A escala real da imagem está indicada nos eixos vertical e horizontal do gráfico). Fonte: adaptado de Neumann, 2010.

Os músculos responsáveis primariamente pela abdução do quadril são o glúteo médio, glúteo mínimo e tensor da fáscia lata. Secundariamente, piriforme, sartório e reto femoral são músculos com a função de abduzir o quadril (DELP et al., 1999; NEUMANN, 2010). Todos os músculos abdutores do quadril possuem uma ação, seja como rotadores mediais ou laterais do quadril. A produção de um torque de abdução no plano frontal requer que os abdutores neutralizem completamente entre si o potencial torque no plano horizontal (NEUMANN, 2010).

O torque de abdução, produzido pelos músculos abdutores do quadril é essencial para controlar a cinemática da pelve em relação ao fêmur no plano frontal durante a fase de apoio unilateral da marcha. Durante essa fase, a perna oposta está fora do solo em um balanceio para frente. Sem adequado torque de abdução do membro de apoio, a pelve e o tronco podem descer de forma descontrolada em direção ao lado do membro que está oscilando (NEUMANN, 2010). Desta forma, a função estabilizadora no plano frontal dos músculos abdutores do quadril consiste em um componente muito importante na marcha. Além disso, a força produzida pelos abdutores durante a fase de apoio da marcha contribui para grande parte das forças compressivas geradas entre o acetábulo e a cabeça femoral (NEUMANN, 2010).

Na Tabela 1 é apresentado um resumo com os principais músculos com ação secundária ou primária nos diferentes planos do quadril. Nota-se que um mesmo músculo gera torque em diferentes planos e movimentos.

Tabela 1 - Ação primária e secundária dos músculos do quadril em relação aos movimentos de flexão, extensão, rotação interna e externa, adução e abdução. Fonte: adaptado de Neumann 2010.

<i>MÚSCULOS DO QUADRIL</i>		
<i>Músculos</i>	Ação Primária	Ação Secundária
<i>Flexores</i>	Íliopsoas	Adutor curto
	Sartório	Grácil
	Tensor da fáscia lata	Glúteo mínimo (Fib. Ant.)
	Reto femoral	
	Adutor longo	
	Pectíneo	
<i>Extensores</i>	Glúteo máximo	Glúteo médio (Fib. Méd e post.)
	Adutor magno (Cab. Post)	Adutor magno (Fib. Ant)
	Bíceps femoral (Cab. Longa)	
	Semitendíneo Semimembranoso	
<i>Rotadores Externos</i>	Glúteo máximo	Glúteo médio (Fib. Posterior)
	Piriforme	Glúteo mínimo (Fib. Posteriores)
	Obturador interno	Obturador externo
	Gêmeo superior	Sartório
	Gêmeo inferior	Bíceps femoral (Cabeça longa)
	Quadrado femoral	
<i>Rotadores Internos</i>		Glúteo mínimo (Fib. anteriores)
		Glúteo médio (Fib. anteriores)
		Tensor da fáscia lata
		Adutor longo
		Adutor curto
		Pectíneo
		Adutor magno (Cab. posterior)
<i>Adutores</i>	Pectíneo	Bíceps femoral (Cab. longa)
	Adutor longo	Glúteo máximo (Fib. posteriores)
	Grácil	Quadrado femoral
	Adutor curto	Obturador externo
	Adutor magno (Cab. Post e ant.)	
<i>Abdutores</i>	Glúteo médio	Piriforme
	Glúteo mínimo	Sartório
	Tensor da fáscia lata	Reto femoral

2.2 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia (EMG) pode ser compreendida como a quantificação dos sinais elétricos da musculatura esquelética (DE OLIVEIRA et al., 2012). A EMG é largamente utilizada na avaliação da função neuromuscular, tanto na saúde como nas doenças que podem interferir nesse sistema (DE LUCA et al., 2006)

O potencial elétrico celular é de determinante importância para contração muscular. Essa atividade elétrica, mais precisamente as ocorridas nos potenciais de ação nas unidades motoras e nas fibras musculares, induzem a geração de um campo elétrico (DE LUCA et al., 2006). O objetivo da eletromiografia é captar o campo elétrico gerado pelo músculo alvo. A partir da coleta (desse sinal bruto) por meio dos aparatos que compõem o eletromiógrafo, pode-se transformar esses dados em valores digitais (LUCA, 1997).

A compreensão dos mecanismos físico-químicos que influenciam a contração muscular progrediu muito nas últimas décadas. Assim, é possível captar atividade elétrica muscular e transmiti-la graficamente para que possa ser analisada por meio de uma técnica chamada eletromiografia. Quanto maior a atividade elétrica muscular ocorrida durante a contração muscular, mais unidades motoras ativadas e conseqüentemente maior densidade do sinal EMG. Sendo assim, a EMG capta o somatório dos potenciais de ação das unidades motoras encontradas na periferia dos eletrodos (HAN et al., 2005).

Com a EMG pode-se captar o grau de participação muscular em determinado movimento, em que momento determinado músculo participa e se realmente participa de maneira significativa. A EMG é uma maneira objetiva para se observar alterações na atividade mioelétrica e é largamente utilizada para se compreender a compreensão neuromuscular em relação ao exercício físico (DE LUCA, 1997; HAN et al., 2005)

Para coleta do sinal na EMG existem basicamente duas maneiras: por meio de eletrodos de superfícies e de profundidade. Os eletrodos de profundidade objetivam a captação no músculo alvo, rompendo a pele e infiltrando diretamente nas fibras desejadas. Por meio dos eletrodos de profundidade pode-se verificar a frequência de disparos dessas fibras. Já os eletrodos de superfície são mais largamente utilizados devido a sua praticidade e por ser um método não invasivo. Os eletrodos de superfície captam o somatório dos potenciais de ação das fibras musculares encontradas nas suas imediações (HERMENS et al., 2000).

Há dois principais tipos de eletrodo: o de superfície e o invasivo (de fio ou agulha). Em nosso estudo, utilizamos especificamente a eletromiografia de superfície, sendo assim, vamos focar nossa revisão neste tipo de análise.

Quanto à utilização de eletrodos, pode-se empregar duas formas na EMG de superfície: por eletrodos passivos e ativos. Os primeiros são peças metálicas (geralmente cloreto de prata) e são fixados na pele. Já os eletrodos ativos possuem sistema de amplificação nas proximidades do ponto de fixação e geralmente são utilizados de forma bipolar (DE LUCA, 1997). Os eletrodos de superfície não provocam dor com sua aplicação, são fáceis de aplicar e permitem o estudo do movimento. Com a utilização destes eletrodos, o sinal de EMG captado apresenta frequências de até cerca de 500Hz e amplitudes variando entre $5\mu\text{V}$ e $50\mu\text{V}$ dependendo do músculo analisado e da configuração do eletrodo utilizado (PINCIVERO et al., 2000).

A utilização de eletrodos de superfície traz alguns pontos negativos: só podem ser utilizados em músculos superficiais e têm uma grande área de captação, aumentando o potencial para o *cross talk* (atividade de músculos adjacentes que pode contaminar o sinal EMG do músculo avaliado) dos músculos adjacentes. Além disso, a reaplicação dos eletrodos não é muito reprodutível, pois a captação do sinal mioelétrico varia com mínimas mudanças no seu posicionamento, na preparação da pele, posição do membro e performance do sujeito (PINCIVERO et al., 2000).

Uma correta interpretação dos sinais coletados também depende das técnicas de processamento do sinal de EMG. Após a captação do sinal, existem duas análises a que esse pode ser submetido: no domínio do tempo e da frequência. A análise no domínio do tempo do sinal de EMG permite principalmente a visualização do padrão de atividade mioelétrica durante uma contração, podendo servir como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas. Já a análise no domínio da frequência determina o conteúdo de frequência do sinal de EMG. Este parâmetro reflete a velocidade de condução da fibra muscular e o recrutamento que a mesma decai com a fadiga muscular, exibindo mudanças antes de qualquer modificação de força; sendo assim, é aplicado principalmente como um indicativo de início de fadiga contrátil (DE LUCA, 1997; PINCIVERO et al., 2000).

Para se analisar e comparar a os sinais da EMG de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessária a utilização de técnicas de normalização, sendo esta uma forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100% (GROSSE; CASSIDY; BROWN, 2002). Entretanto, fatores como posição do membro, envolvimento de músculos sinérgicos e esforços voluntário podem intervir. Pela conhecida variabilidade do sinal, não somente entre sujeitos, mas também entre tentativas, técnicas diferentes de normalização têm sido desenvolvidas para reduzi-lo. Sendo assim, existem diversas formas de se normalizar a amplitude do sinal da EMG, como: Contração Voluntária Isométrica Máxima, Pico Máximo do Sinal EMG, Valor Médio do Sinal EMG e Valor Fixo do Sinal EMG.

2.3 BIOMECÂNICA DO AGACHAMENTO

O exercício de agachamento tem sido muito utilizado nos últimos anos, tanto em treinamento de atletas, como em reabilitação e performance física em geral. Trata-se de um exercício em cadeia cinética fechada (CCF) que envolve um conjunto de segmentos multiarticulados, com grande número de agrupamentos musculares envolvidos.

O exercício de agachamento é amplamente utilizado para o desenvolvimento de força e potência muscular dos MMII, estando envolvido em diversas atividades funcionais e esportivas, como corridas e saltos. As formas mais comuns de trabalho dinâmico desse exercício são o agachamento livre, agachamento livre com barra e o agachamento na máquina (ESCAMILLA et al., 2001).

Durante a execução do agachamento, ocorre o movimento em conjunto das três principais articulações dos MMII, que são: quadril, joelho e tornozelo. Pelo fato de recrutar três articulações dos membros inferiores, o agachamento é considerado um exercício multiarticular (ESCAMILLA et al., 2001). Os movimentos efetuados no ciclo completo do exercício são: flexão de quadril, flexão de joelhos e dorsiflexão de tornozelo na fase descendente seguido de extensão de quadril, extensão de joelhos e flexão plantar de tornozelo na fase ascendente (ABELBECK, 2002). Para realizar os movimentos dos MMII, uma série de músculos são recrutados (Figura 5), entretanto os mais ativados são os que participam da fase concêntrica do movimento (músculos extensores de quadril e

músculos extensores de joelho), pois devem superar a resistência imposta pelo peso corporal e por uma eventual carga adicional (LIMA; PINTO, 2006).

Devido ao grande uso desse exercício pela população em geral, a correta execução do agachamento é de vital importância para que os músculos recrutados e as articulações envolvidas no movimento não sejam sobrecarregados (ESCAMILLA et al., 2001). A execução errônea desse exercício (por exemplo o excessivo valgo dinâmico do joelho durante a descida do movimento), a repetição excessiva e a falta de estrutura muscular das articulações envolvidas são fatores que, associados, podem resultar em dor articular e/ou muscular que, se agravadas, poderão causar lesões no sistema musculoesquelético (ESCAMILLA, 2001).



Figura 5 - Fluxograma dos músculos envolvidos durante a execução do agachamento. Fonte: adaptado de Lima; Pinto, 2006.

2.3.1 Padrões de movimentos lesivos durante a execução do agachamento

Atualmente, na literatura científica existe um grande interesse de clínicos e pesquisadores em encontrar alterações biomecânicas que favoreçam o aparecimento de lesões musculoesqueléticas, principalmente em ambientes esportivos (AUSTIN et al., 2008; BOLING et al., 2009). As condições de saúde humana são complexas, sendo que para um atleta se lesionar é necessário uma interação de vários fatores de risco, entre eles físicos e os psicológicos (BITTENCOURT et al., 2016; PLSEK; GREENHALGH, 2001).

Padrões de movimentos anormais em membros inferiores demonstrados em atividades funcionais, principalmente durante exercícios de agachamento são

considerados um fator de risco para o aparecimento de dor e lesões musculoesqueléticas (ESCAMILLA et al., 2001). Dentre esses, destacaremos aqui o valgo dinâmico.

2.3.2 Valgo Dinâmico do Joelho

Um dos principais movimentos anormais relatados na literatura é o valgo dinâmico de joelho (VDJ) (**Error! Reference source not found.**), que consiste em um colapso medial excessivo do joelho resultante da combinação de rotação interna e adução do quadril e abdução de joelho (BELL; PADUA; CLARK, 2008; CLAIBORNE et al., 2006; POWERS, 2010).

Durante a realização de atividades esportivas e exercícios dinâmicos que envolvam movimentos de agachar de forma uni e bipodal, o movimento excessivo do VDJ sendo executado repetidamente pode sinalizar um problema de movimento subjacente que, se não corrigido, pode levar a uma variedade de lesões musculoesqueléticas (BAKER; SOUZA; FREDERICSON, 2011; HEWETT et al., 2005; MENDONÇA et al., 2018; SCHOLTES; SALSICH, 2017).



Figura 6 - Valgo dinâmico do joelho: Movimento medial excessivo da extremidade inferior, evidenciado por um aparente aumento do ângulo do plano frontal do joelho. Fonte: Schimidt et al., 2017.

Hewett et al (2005) demonstraram que a presença de valgismo dinâmico de joelho é um importante preditor para ruptura do LCA em atletas. Essa alteração de alinhamento dinâmico impõe forças rotacionais e de cisalhamento na articulação do joelho, gerando aumento da sobrecarga no LCA (HEWETT et al., 2005). A presença do valgismo durante os movimentos do membro inferior pode, também, alterar dinamicamente o alinhamento

da patela, o que pode aumentar a sobrecarga em estruturas como os retináculos patelares, cartilagem articular e coxim adiposo e predispor o desenvolvimento de dor anterior no joelho (SCHOLTES; SALSICH, 2017).

Mendonça et al (2018) verificaram que o padrão de movimento incorreto de membros inferiores e a consequente alteração do alinhamento da patela podem promover um aumento das forças de cisalhamento no tendão patelar, favorecendo o surgimento das tendinopatias patelares (MENDONÇA et al., 2018). Baker et al (2011) citam que movimentos anormais de membros inferiores, como VDJ, não podem passar despercebidos em pessoas que tenham síndrome da banda iliotibial, e corrigir este padrão parecer ser uma estratégia interessante no processo de reabilitação física dos mesmos (BAKER; SOUZA; FREDERICSON, 2011).

2.3.3 Contribuições proximais para o valgo dinâmico do joelho

As evidências acerca dos fatores que contribuem para o valgismo na articulação do joelho de atletas durante atividades esportivas e em não atletas durante movimentos funcionais indicam que o alinhamento dinâmico adequado do joelho depende de características anatômicas e biomecânicas dos segmentos distais e proximais da cadeia cinética (LEETUN et al., 2004; NAKAGAWA; PETERSEN, 2018). Neste contexto, tanto alterações biomecânicas do quadril e tronco como as do pé e tornozelo podem influenciar a cinemática da articulação do joelho e, dependendo das características da atividade executada, impor diferentes demandas sobre cada componente da cadeia cinética (LEETUN et al., 2004; NAKAGAWA; PETERSEN, 2018).

A literatura atual sugere que a atividade muscular do quadril, particularmente glúteo médio e máximo, estão diretamente ligados ao colapso medial do joelho e a rotação interna exacerbada do quadril (HOLLMAN et al., 2014). Durante a adução do quadril, o fêmur roda internamente e o joelho é colocado em posição de valgismo. Essas alterações dinâmicas do quadril podem ocorrer devido a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores externos do quadril, sendo compensados pelo uso excessivo de outras musculaturas, como tensor da fáscia lata (TFL), por exemplo (SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013).

O TFL, além de ser abductor, é um rotador interno do quadril. O TFL também pode exercer uma força lateral na patela por meio de conexões com a banda iliotibial, que está conectada à patela e ao retináculo patelar lateral (SELKOWITZ; BENECK; POWERS,

2013). A rotação interna excessiva do quadril e o deslocamento lateral da patela têm sido associados ao valgo dinâmico e à dor anterior do joelho (LANKHORST; BIERMAZEINSTRAS; VAN MIDDELKOOP, 2012).

A alta atividade em todos os músculos glúteos, antes dos movimentos concêntricos, produz um sistema robusto (e estável) ligados através do quadril e do joelho, resistindo ao colapso do joelho em valgo e reduzindo o risco de lesão (BOLGLA et al., 2008). Nesse sentido, parece ser interessante pensar em exercícios que aumentem a atividade muscular dos glúteos e minimizem o TFL (SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013).

Estudos transversais demonstraram que fraqueza da musculatura glútea, associado à excessiva adução e rotação interna de quadril, assim como queda da pelve contralateral estão associados à presença de DPF em mulheres (DOS REIS et al., 2015; NAKAGAWA et al., 2012). É descrito na literatura que a fraqueza dos músculos do quadril, mais especificamente os músculos abdutores e rotadores laterais, contribuem para aumentar os movimentos do quadril nos planos frontal e transversal (ELIASSEN; SAETERBAKKEN; VAN DEN TILLAAR, 2018). Estudos também sugerem que o valgo dinâmico do joelho está intimamente associado à DPF, uma vez que essa condição resultaria na redução da área de contato entre a patela e a tróclea e aumentaria a pressão na articulação patelofemoral, causando sobrecarga no osso subcondral e tecidos adjacentes, causando dor anterior no joelho (POWERS, 2003; RABELO; LUCARELI, 2018). Porém, esses dados baseiam-se unicamente em estudos de associação transversal e, portanto, esse tipo de associação, até o momento, não pode ser considerado fator causal (RABELO; LUCARELI, 2018).

Nesse contexto, parece que realizar o fortalecimento dos músculos glúteos reduziria a adução e a rotação interna do quadril, diminuindo o valgo dinâmico do joelho e conseqüentemente essas mudanças cinemáticas estariam associadas a mudanças positivas com os desfechos clínicos desses pacientes. Porém, estudos prospectivos recentes mostraram que o treinamento de força dos músculos glúteos promove um ganho de rigidez e melhora significativa os sintomas, mas é incapaz de gerar mudanças de padrão de movimento em mulheres com DPF (PALMER; HEBRON; WILLIAMS, 2015; RABELO et al., 2017).

Embora mulheres com DPF apresentem fraqueza da musculatura abduutora e rotadora lateral de quadril (RATHLEFF et al., 2014), sua relação causal com o valgo dinâmico do joelho ainda não é clara. Não há consenso entre os estudos que

correlacionam a força da musculatura glútea com as disfunções de movimento do joelho nos planos frontal e transversal (RABELO; LUCARELI, 2018; SIGWARD; OTA; POWERS, 2008).

Sendo assim, não devemos olhar apenas para a relação de força da musculatura do quadril com o desenvolvimento do valgo dinâmico do joelho, mas sim analisar fatores distais da cadeia biomecânica que podem contribuir para o aparecimento deste padrão de movimento, lembrando que não estamos excluindo nenhum fator de risco, apenas realizando uma análise crítica da interação de apenas um fator nessa disfunção de movimento.

2.3.4 Contribuições distais para o valgo dinâmico do joelho

Uma compreensão das características cinéticas e cinemáticas distais, associadas ao excesso de valgo dinâmico do joelho, poderia ajudar a compreender esse padrão de movimento lesivo de membros inferiores, e, com isso, orientar profissionais do movimento humano na busca por trabalhos preventivos e de reabilitação. O joelho, por ser uma articulação intermediária na cadeia cinemática, depende do comportamento mecânico adequado do tronco, quadril, tornozelo e pé para atenuar e distribuir adequadamente as forças impostas ao sistema musculoesquelético durante as atividades esportivas e funcionais (NAKAGAWA et al., 2012).

A pronação excessiva do pé pode influenciar o valgismo dinâmico do joelho de forma direta. A literatura mostra que existe relação entre o excesso de pronação do pé e o valgo dinâmico do joelho, porém a mesma não deixa claro se isso é decorrente de um excesso desse movimento do pé – que leva a uma fraqueza da musculatura do quadril – ou se essa fraqueza muscular do quadril influencia na hiperpronação (RATH et al., 2016). Mc Clay et al (1998) observaram que corredores classificados com pronação excessiva (*overpronators*) aterrissavam com maior valgismo do joelho no momento do toque do calcanhar no solo durante a corrida em comparação aos não pronadores excessivos (MCCLAY; MANAL, 1998).

Tem sido reportado que a restrição da dorsiflexão (RDF) de tornozelo menor que um ângulo de 45°, pode levar a lesões nos membros inferiores, sendo que o movimento do tornozelo contribui para absorção de forças dos MMII (MAKIHARA et al., 2006). Acredita-se que a RDF possa ocorrer devido a uma redução de flexibilidade do complexo gastrocnêmio/sóleo e do escorregamento do tálus posteriormente em relação à tibia. Com

RDF, os sujeitos tentam compensar a falta dessa ADM no plano sagital com o movimento no frontal ou plano transversal ao longo da cadeia cinética. Esta compensação pode vir da pronação do pé, rotação interna da tibia, rotação interna do quadril e adução ou queda pélvica, criando assim o valgo dinâmico do joelho (BELL-JENJE et al., 2016; DILL et al., 2014; DONOHUE et al., 2015). Além disso, a redução da dorsiflexão de tornozelo pode inibir a atividade mioelétrica máxima de quadríceps, contribuindo para um aumento do valgo dinâmico do joelho. Em uma recente revisão sistemática com meta-análise, Lima et al (2018) mostraram que a redução da dorsiflexão de tornozelo está correlacionada com o valgo dinâmico do joelho (LIMA et al., 2018). Nesse sentido, avaliar a amplitude de movimento (ADM) do tornozelo no cenário clínico é importante, pois pode estar relacionada a padrões de movimentos prejudiciais dos MMII.

A estabilização do complexo lombo-pélvico é gerada por músculos estabilizadores profundos (locais) e superficiais (globais), conhecidas na literatura como *core* (KIBLER; PRESS; SCIASCIA, 2006). Gleim et al (1997) verificaram que indivíduos com maior rigidez passiva de *core* e MMII apresentaram menor gasto energético em relação aos indivíduos com baixos níveis de rigidez passiva durante a marcha e corrida (GLEIM; MCHUGH, 1997). Dessa forma, níveis adequados de rigidez tecidual podem ser necessários para garantir uma transferência eficiente de energia entre os segmentos da cadeia cinética. Essa maior eficiência do complexo lombo-pélvico em transferir energia pode permitir padrões de movimento adequados (evitando o VDJ) e conseqüentemente, diminuir o risco de lesões no joelho (LEETUN et al., 2004).

A tensão gerada pelas estruturas do tronco modifica o posicionamento da pelve, o que pode repercutir na cinemática dos MMII. A contração ou aumento de tensão passiva dos músculos quadrado lombar e abdominal oblíquo pode reduzir a queda da pelve ipsilateral e, conseqüentemente, diminuir a adução do quadril contralateral (NEUMANN, 2010).

Estudos mostram que realizar o fortalecimento dos músculos do quadril em associação ao fortalecimento dos músculos do tronco geram maiores mudanças na cinemática dos MMII quando comparados àqueles que fizeram apenas o treino isolado dos músculos do quadril (HERMAN et al., 2008; NYLAND et al., 2011). Zazulak et al (2007) acompanharam prospectivamente 277 atletas e verificaram que 25 sofreram lesão no joelho no período de três anos e relataram que fatores relacionados à estabilidade de *core* como propriocepção de tronco, história prévia de dor lombar e excessivo deslocamento lateral do tronco foram preditores para dor no joelho (ZAZULAK et al.,

2007). Dessa forma, programas de treinamento de força envolvendo as musculaturas do tronco devem ser adicionados em programas de reabilitação e prevenção de lesões esportivas, com o intuito de promover mudanças no padrão de movimento dos MMII e redução de dores no joelho.

Um outro fator pouco discutido na literatura que pode contribuir para o valgo dinâmico do joelho é a relação de força isquiotibiais/quadríceps (MORE et al., 1993). Isquiotibiais fracos e a redução da co-contração muscular pode influenciar os momentos do joelho em valgo e a rotação interna da tibia (LLOYD; BUCHANAN, 2001).

2.4 CONTROLE NEUROMUSCULAR

O conceito de controle neuromuscular se dá como ativação inconsciente dos restritores dinâmicos como consequência da entrada proprioceptiva, que ocorre na preparação para, e em resposta, à sobrecarga e ao movimento articular para reestabelecer a estabilidade articular funcional. Sendo assim, controle neuromuscular pode ser definido como sendo a resposta motora inconsciente para um estímulo aferente em relação à estabilidade articular dinâmica (VAN LEEUWEN, 1999).

Estudos demonstram que após uma lesão articular ou cirurgia, como por exemplo rupturas e reconstruções do ligamento cruzado anterior (BORSA; LEPHART; IRRGANG, 1998), menistectomia (SALATA; GIBBS; SEKIYA, 2010), osteoartrite (SHIH et al., 2006) e instabilidade cônica de tornozelo (MCKEON et al., 2008) é comum o aparecimento de alterações neuromusculares, que podem desempenhar um papel fundamental no desempenho funcional, contribuindo potencialmente para a incapacidade em diferentes populações (PALMIERI-SMITH; THOMAS, 2009).

Alterações neuromusculares após lesões musculoesqueléticas ou falta de treinamento representam um comprometimento clínico complexo, que pode se manifestar como inibição ou facilitação anormal da musculatura não lesada ao redor de uma articulação (PALMIERI et al., 2004). Essas alterações na função neuromuscular contribuem para a biomecânica alterada, que pode ser um fator importante nos resultados funcionais a longo prazo após uma lesão articular nos MMII (PALMIERI-SMITH et al., 2007).

Neste sentido, somente o treinamento convencional de força pode não ser suficiente quando há déficits neuromusculares envolvidos em uma região do corpo (HULTBORN, 2006). Por exemplo, o fortalecimento convencional do quadríceps por si

só não aumentará a ativação desse músculo naqueles indivíduos com déficits de ativação. Portanto, tentar fortalecer tradicionalmente um músculo pode não influenciar o sistema nervoso central a recuperar sua função cortical principal (HARKEY; GRIBBLE; PIETROSIMONE, 2014; PIETROSIMONE et al., 2009).

Sendo assim, estratégias são utilizadas durante os exercícios de fortalecimento muscular com a utilização de agentes externos com o objetivo de aumentar o recrutamento neuromuscular durante determinada tarefa, como por exemplo, a utilização de superfícies instáveis como discos proprioceptivos, bosu, e outras formas de superfícies (com exercícios bipodais e unipodais), porém existe uma grande controvérsia na literatura se este tipo de trabalho realmente aumenta o controle neuromuscular, propriocepção, ganho de força muscular em MMII e prevenção de lesões em atletas profissionais (DROWATZKY; ZUCCATO, 1967; TSIGILIS; ZACHOPOULOU; MAVRIDIS, 2001).

Uma das formas de gerar um estímulo externo com o intuito de causar um maior recrutamento neuromuscular durante os exercícios é a utilização de resistência elásticas além dos exercícios unipodais em superfícies estáveis. Neste contexto, durante um exercício de agachamento, por exemplo, é comum a prescrição do mesmo de forma unipodal ou a utilização de resistência elástica entre os membros inferiores (REECE et al., 2020). Porém, até o momento, pouco se sabe sobre a real demanda muscular sobre os exercícios de agachamento com a utilização de agentes externos, como bandas elásticas de níveis diferentes de resistência e posicionamento sobre a atividade muscular dos MMII. Nosso estudo tem como um de seus objetivos principais determinar a atividade mioelétrica de determinados músculos dos MMII com a utilização desses diferentes níveis de resistência e posicionamento das bandas elástica durante esse exercício comumente utilizado em processos de reabilitação e treinamento físico.

2.5 USO DE RESISTÊNCIA ELÁSTICA EM PROGRAMAS DE FORTALECIMENTO

O uso do treinamento de resistência elástica (TRE) como ferramenta clínica e desempenho físico tornou-se popular na década de 80 e vem, cada vez mais, ganhando adeptos mundo afora. Os benefícios do uso do TRE são o desenvolvimento de: capacidade funcional, coordenação motora, força e resistência com atividade mioelétrica aumentada, consciência corporal e potência muscular (LUBANS; SHEAMAN; CALLISTER, 2010).

Além disso, é prático de usar, sendo de baixo custo e capaz de ser utilizado em diferentes locais (LOPES et al., 2019).

Estudos demonstraram resultados semelhantes na resposta ao treinamento usando resistência convencional (pesos livres, equipamentos de musculação) em comparação com TRE em diferentes populações e objetivos e ainda o TRE pode ser usado em conjunto com outros exercícios e equipamentos como o *leg press* e o agachamento em uma máquina para melhorar a carga excêntrica dos músculos (LORENZ, 2014).

Um estudo comparou a variabilidade de dois programas de treinamento resistido (pesos livres e resistência elástica) na aptidão muscular e composição corporal de adolescentes sedentários australianos e concluíram que ambos os tipos de treinamento são estratégias viáveis e eficazes para melhorar desses quesitos nesta população (LUBANS; SHEAMAN; CALLISTER, 2010). O mesmo foi observado em adultos saudáveis sedentários (DE OLIVEIRA et al., 2017).

Cambridge et al (2012) colocaram uma banda de resistência em joelhos, tornozelos e pés em 9 voluntários saudáveis durante os exercícios de *Sumo Walking* e *Monster Walking* e descobriram, através da eletromiografia, que a utilização da banda elástica mais distal (principalmente nos pés) ofereceu um aumento progressivo na resistência para a ativação dos músculos do quadril, especificamente os músculos glúteos (CAMBRIDGE et al., 2012). Lewis et al (2018) também verificaram que no momento em que a resistência elástica está nos pés, a ativação dos glúteos é superior a quando colocada nos joelhos e tornozelos (**Error! Reference source not found.**), sem aumentar a atividade de TFL (importante rotador interno e abductor de quadril (LEWIS et al., 2018).

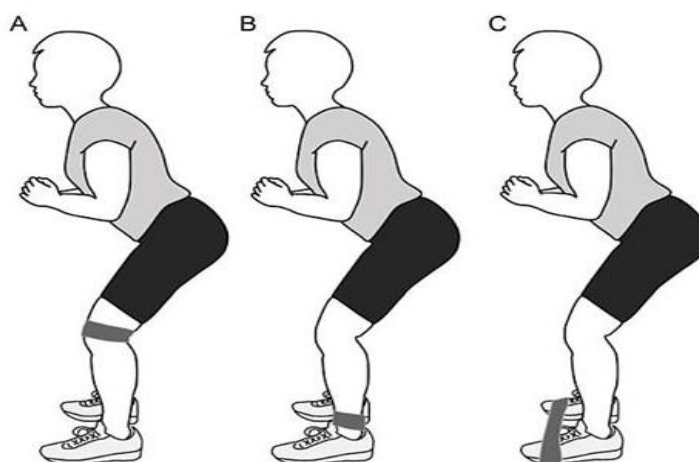


Figura 7 - Imagem ilustrativa da colocação da banda elástica em MMII: joelhos (A), tornozelos (B) e pés (C). Fonte: Lewis et al., 2018.

Na reabilitação, a resistência elástica cada vez mais vem ganhando força e fazendo parte de clínicas de Fisioterapia. Jakobsen et al (2014) avaliaram a atividade muscular dos isquiotibiais (bíceps femoral e semitendinoso) de homens e mulheres após lesão deste grupo muscular através da EMG durante exercícios de reabilitação realizados na máquina de treinamento em comparação com a resistência elástica e concluíram que ambos os exercícios induziram a picos semelhantes de atividade muscular, o que favorece a utilização deste tipo de resistência na reabilitação por ser relativamente mais barato o uso (JAKOBSEN et al., 2014). Revisões sistemáticas com metanálise demonstraram efeitos positivos no ganho de força muscular com o uso da resistência elástica quando comparados a um grupo controle em idosos (MARTINS et al., 2013), indivíduos com osteoartrite (LANGE; VANWANSEELE; FIATARONE SINGH, 2008) e fibromialgia (BUSCH et al., 2013).

Sendo assim, vários estudos mostram efeitos positivos com a utilização de bandas elásticas em programas de fortalecimento muscular, porém nenhum desses estudos buscou analisar os exercícios de agachamento com a utilização de resistência elástica entre as pernas, o que limita interpretação dos achados para nossa pesquisa.

2.5.1 Variações de resistência elástica em programas de fortalecimento

Um problema comum ao selecionar e utilizar bandas de tensão elástica é a incerteza quanto à carga adicional que as bandas fornecem durante os exercícios (também conhecida como relação comprimento-tensão). Essa relação descreve quanta tensão (carga) quando a banda é esticada até um determinado comprimento (MCMASTER; CRONIN; MCGUIGAN, 2010).

Alguns estudos têm o interesse de quantificar a carga da resistência elástica, porém este procedimento baseia-se na marca específica de cada material, podendo variar de diferentes fabricantes, ou seja, nem todos os materiais elásticos fornecem tensões similares (MCMASTER; CRONIN; MCGUIGAN, 2010; SANTOS et al., 2009). Neste sentido, torna-se fundamental conhecer as propriedades mecânicas do material, definindo a proporção de diferentes cores para a execução de um tratamento clínico adequado, gerando segurança para o profissional que prescreve o exercício com resistência elástica (PATTERSON et al., 2001).

Fuentes et al (2019) examinaram a consistência dos padrões de tensão de bandas a base de borracha de quatro marcas diferentes através de uma célula de carga e

encontraram diferenças estatísticas na resistência média para bandas de espessura igual entre distribuidores. Os autores acreditam que esse estudo é útil para clínicos e pesquisadores que devem estar cientes da variabilidade da carga dentro das larguras de banda entre diversas marcas (FUENTES; SMITH; SHOEPE, 2019).

Apesar de uma grande literatura mostrando benefícios da utilização de resistência elástica em programas de exercícios, a falta de um padrão específico de resistência elástica que a banda apresenta (que depende muito da marca específica a ser usada) limita a reprodução destes protocolos de exercícios para a prática clínica. Sendo assim, definir a resistência correta que determinada banda irá gerar no avaliado durante um exercício é de extrema importância para que estudos possam ser reproduzidos por clínicos e pesquisadores.

2.5.2 Utilização de resistência elástica durante exercícios de agachamento

Durante um agachamento (principalmente com barras e grandes cargas) há uma tendência para praticantes experientes ou inexperientes terem VDJ, especialmente durante a fase concêntrica do movimento. A ação muscular coordenada e os padrões de movimento são essenciais para otimizar a eficiência do agachamento e reduzir o risco de lesões (FOLEY et al., 2017).

Tem sido sugerido na literatura que o colapso medial do joelho se dá principalmente por uma ineficiência muscular dos músculos rotadores externos e abdutores do quadril, principalmente glúteo médio e máximo (POWERS, 2010). Na ausência de força dessa musculatura o quadril roda internamente e aduz, favorecendo esse padrão de movimento lesivo (POWERS, 2010).

Uma estratégia que vem sendo usada de forma muito comum é a colocação de bandas elásticas sobre a coxa (**Error! Reference source not found.**) com o intuito de gerar um feedback visual e mecânico, fazendo com que o praticante do exercício contraia a musculatura do quadril e alinhe os MMII, evitando o colapso medial do joelho durante o agachamento, porém, os estudos não analisam diferentes níveis de posicionamento e resistência da banda elástica durante a realização do agachamento, o que limita sua interpretação clínica (FOLEY et al., 2017; FORMAN et al., 2018).



Figura 8 - Exemplo de uma banda elástica na coxa: colocação de uma banda elástica sobre a coxa durante um exercício de agachamento livre com o intuito de gerar um feedback neuromuscular para controlar o VDJ. Fonte: Gooyers et al., 2012.

Spracklin et al (2017) verificaram, através da EMG, que usar banda elástica ao redor do joelho durante uma atividade de agachamento com barra livre aumenta a ativação dos músculos do quadril (principalmente glúteos) sem afetar negativamente o desempenho, porém neste mesmo estudo os pesquisadores não avaliaram a atividade muscular dos membros inferiores em diferentes posições da banda elástica e diferentes níveis de resistência da mesma, e não analisaram a atividade mioelétrica específica do músculo TFL, o que deixa uma lacuna em aberto sobre o compreensão dessas variáveis durante esta condição de agachamento.

Em um estudo, Gooyers et al (2012) avaliaram os efeitos de uma banda de resistência sobre os índices de largura de joelho e momentos de abdução do joelho durante tarefas de agachamento e salto e concluíram que as bandas de resistência ao redor da coxa resultaram em um maior recrutamento muscular de MMII, além de momentos de pico de abdução do joelho maiores do que sem banda elástica. Os autores concluíram que a utilização da banda elástica não conseguiu reduzir o colapso medial do joelho nas tarefas propostas no estudo (GOOYERS et al., 2012).

Em um outro estudo, Foley et al. (2017) não encontraram diferença significativa na utilização de uma banda elástica na coxa para reduzir o colapso medial do joelho durante o exercício de agachamento, sugerindo que a utilização da mesma pode até contribuir para o colapso medial do joelho, embora a atividade muscular de MMII pareça aumentar durante o exercício com o auxílio externo (FOLEY et al., 2017).

Seguindo uma mesma linha, um estudo recente de Reece et al. (2020) analisou os efeitos da utilização de resistência elástica (leve e pesada) e sem a utilização da mesma

em 26 sujeitos (13 homens e 13 mulheres, saudáveis e com o hábito de agachar) durante o exercício de agachamento com uma barra nas costas na atividade mioelétrica e cinemática de MMII. Os autores perceberam maior atividade mioelétrica de glúteo máximo (através do EMG), porém os resultados gerais indicaram que o agachamento com uma banda elástica reduz o ângulo máximo de flexão no joelho, aumenta o ângulo máximo do valgo do joelho e o valor máximo de rotação tibial, concluindo que a utilização das bandas elásticas durante o agachamento com barras nas costas pode levar a uma quantidade excessiva de informações ao SNC, dificultando o controle neuromuscular e levando a um risco aumentado de lesão no joelho, aconselhando clínicos a não utilização da técnica (REECE et al., 2020).

Esses achados entram em conflito com a experiência clínica de profissionais sobre a resposta proprioceptiva induzida por bandas de resistência; além disso, ainda há poucos estudos e falta uma padronização com variações de análises de diferentes posicionamentos e níveis de tensão da banda elástica sobre a atividade muscular de MMI durante o exercício de agachamento. A maioria dos estudos que possuem o propósito de analisar diferentes níveis de resistência elástica durante o agachamento utilizam a mesma em uma forma de resistência de reação vertical ao solo (Figura 9), durante exercícios com barra ou com pesos extras, e não em uma condição de resistência transversal ou sagital (EBBEN; JENSEN, 2002; ISRAETEL et al., 2010; SAETERBAKKEN; ANDERSEN; VAN DEN TILLAAR, 2016; SHOEPE; RAMIREZ; ALMSTEDT, 2010; STEVENSON et al., 2010; WALLACE; WINCHESTER; MCGUIGAN, 2006).



Figura 9 - Utilização de uma resistência elástica em um exercício de agachamento com banda ilustrando a resistência elástica vertical ao solo. Fonte: Shoepe et al., 2010.

Sendo assim, são poucos os estudos que avaliaram o efeito da banda elástica ao redor dos MMII na biomecânica do agachamento e os estudos que buscaram responder essa pergunta, limitam-se a colocação da resistência em apenas uma posição (coxa) e com a utilização de no máximo duas resistências (leve e extra-forte) (FOLEY et al., 2017; REECE et al., 2020) e não temos conhecimento, até o momento, que algum estudo avaliou diferentes posições e mais do que dois níveis de tensão da resistência elástica durante este exercício.

Parece que a utilização de tensão elástica provoca um maior recrutamento muscular no quadril, porém os estudos deixam uma lacuna em aberto em relação à real demanda mecânica deste exercício e as respostas neuromusculares associadas a diferentes posições e resistência da banda elástica. Dados acerca da atividade mioelétrica durante o agachamento com banda elástica em diferentes níveis de posicionamento e tensão da mesma podem elucidar uma série de questões importantes pouco exploradas na literatura atual.

3 MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Trata-se de um estudo quase-experimental de desenho transversal e cunho explicativo. Foi analisado o efeito de diferentes posições e resistências da banda elástica sobre a atividade mioelétrica durante o agachamento através de uma análise de medidas repetidas.

3.2 LOCAL DO ESTUDO

O estudo foi realizado no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), localizado na Rua Pedro João Pereira, 150, Mato Alto, Araranguá – SC.

3.3 PARTICIPANTES

3.3.1 População em estudo

A população do estudo é composta por indivíduos adultos jovens e saudáveis, do sexo masculino e feminino.

3.3.2 Amostra

A amostra foi selecionada por conveniência junto às academias e centros de treinamento funcional de Araranguá - SC e junto ao Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da Universidade Federal de Santa Catarina.

Foram incluídos 35 sujeitos na amostra (18 mulheres e 17 homens), com idade entre 18 e 35 anos. A escolha dos sujeitos foi não-probabilística do tipo intencional. A Tabela 2 mostra as características antropométricas gerais dos participantes e também dos homens e das mulheres separadamente.

Tabela 2 - Características dos sujeitos do estudo.

	n	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)
Sujeitos	35	26 ± 5	71 ± 10	1,70 ± 0,08
Homens	17	25 ± 4	82 ± 12	1,76 ± 0,10
Mulheres	18	26 ± 5	59 ± 9	1,64 ± 0,07

Foram incluídos no estudo os participantes que atenderam aos seguintes critérios de inclusão:

- a) concordaram em participar do estudo;
- b) adultos na faixa etária de 18 a 35 anos de idade;
- c) não relataram, durante o primeiro contato/entrevista, qualquer queixa de comprometimento musculoesquelético, doenças metabólicas ou processos infecciosos e/ou inflamatórios visíveis ou conhecidos;
- d) não realizaram cirurgias traumato-ortopédicas no período de 1 ano;
- e) tiveram experiências prévias em exercícios resistidos com banda elástica (que praticam exercícios resistidos com banda elástica, incluindo o agachamento, de forma regular há pelo menos 6 meses).

Foram excluídos do estudo os participantes que:

- a) sentiram qualquer desconforto durante a coleta de dados;
- b) não conseguiram realizar os exercícios dentro dos parâmetros propostos.

3.4 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS DEPENDENTES E INDEPENDENTES

3.4.1 Variáveis dependentes

Definição conceitual da atividade mioelétrica: somatório dos potenciais de ação que se propagam pelo músculo durante a contração muscular em um intervalo de interesse. Sua unidade é volt (V) e a variação fisiológica a partir da eletromiografia (EMG) de superfície está entre $\pm 20 \mu\text{V}$ e $\pm 2 \text{mV}$ (DE LUCA, 1997).

Definição operacional:

- 1) **Atividade mioelétrica total (EMG_{integral}):** Definida operacionalmente como a integral do sinal de atividade mioelétrica para cada músculo durante três ciclos completos do agachamento, sendo normalizada pela atividade observada no respectivo músculo analisado durante o exercício de agachamento livre (sem a utilização de banda elástica) e expressa em %
- 2) **Atividade mioelétrica no pico de flexão do joelho (EMG_{pico}):** Definida operacionalmente como a média da atividade observada nos 200 ms em torno do pico de flexão de joelho, normalizada pela atividade observada no respectivo músculo analisado durante o exercício de agachamento livre (sem a utilização de banda elástica) e expressa em %.

3.4.2 Variáveis independentes

Posição da banda elástica: Conceitualmente a posição da banda elástica se refere ao local no qual ela é posicionada ao longo dos membros inferiores. Operacionalmente, será analisado o agachamento sem uso de resistência elástica e o agachamento com três posições diferentes de banda elástica durante o exercício. As condições estão discriminadas abaixo (Figura 10):

- a) banda elástica na coxa (dois dedos acima do côndilo lateral do fêmur);
- b) banda elástica no tornozelo (dois dedos acima dos maléolos laterais de ambos os MMII);
- c) banda elástica no pé (na região da articulação metatarsofalangeana);
- d) agachamento sem a utilização da banda elástica.

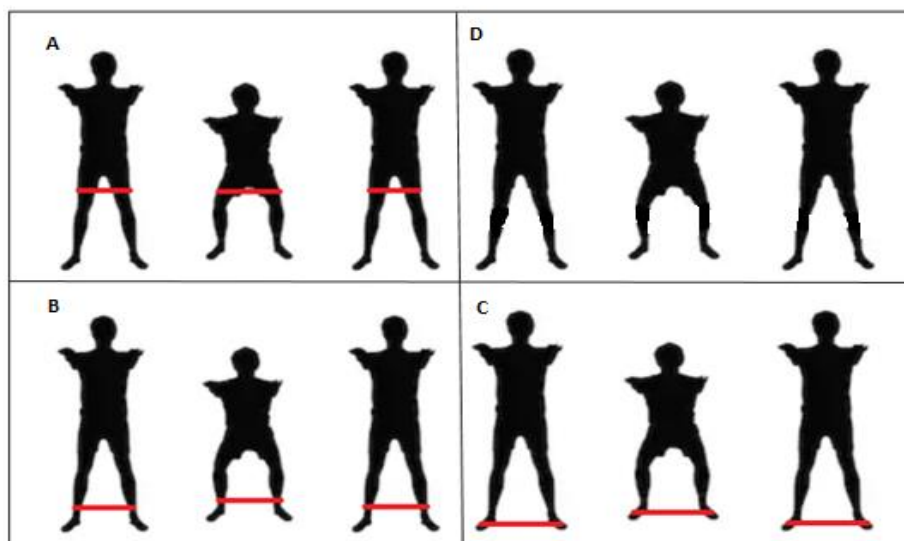


Figura 10 - Posições da banda elástica. (A) banda elástica na coxa, (B) banda elástica no tornozelo, (C) banda elástica no pé, (D) agachamento sem a utilização da banda elástica. Fonte: Autor, 2020.

Resistência da banda elástica: A banda elástica é um agente externo, de látex ou borracha, que oferece um tipo de resistência progressiva que aumenta de acordo com o estiramento, gerando maior tensão quanto maior for sua deformação (ANDERSON; SFORZO; SIGG, 2008). As bandas elásticas utilizadas em nosso estudo foram da marca *Perform Better* (Figura 11). Foram testados três níveis diferentes de resistência elástica, (a) verde (leve), (b) azul (média) e (c) verde + azul (forte).



Figura 11- Faixas elásticas da marca Perform Better utilizadas durante os exercícios de agachamento, representadas pelas resistências verde e azul. Fonte: Autor, 2020.

Foi realizado um teste de tração para a descrição da resistência oferecida por cada condição testada. O teste foi realizado através de uma célula de carga da marca Miotec (Brasil). A célula de carga foi calibrada com uma massa de 10 kg e posicionada na posição

vertical, com a banda elástica acoplada abaixo da mesma. Uma haste horizontal para controle do comprimento da banda elástica foi utilizada (Figura 12).



Figura 12 - Haste horizontal com a mensuração dos três níveis de resistência das bandas elásticas, no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Fonte: Autor, 2020.

A força da banda elástica foi mensurada para comprimentos de 24 até 60 cm. Os resultados foram transferidos para o *software* Microsoft *Excel* 2016 e, a partir disso, um gráfico para expressar os resultados foi elaborado, conforme podemos observar na Figura 13.

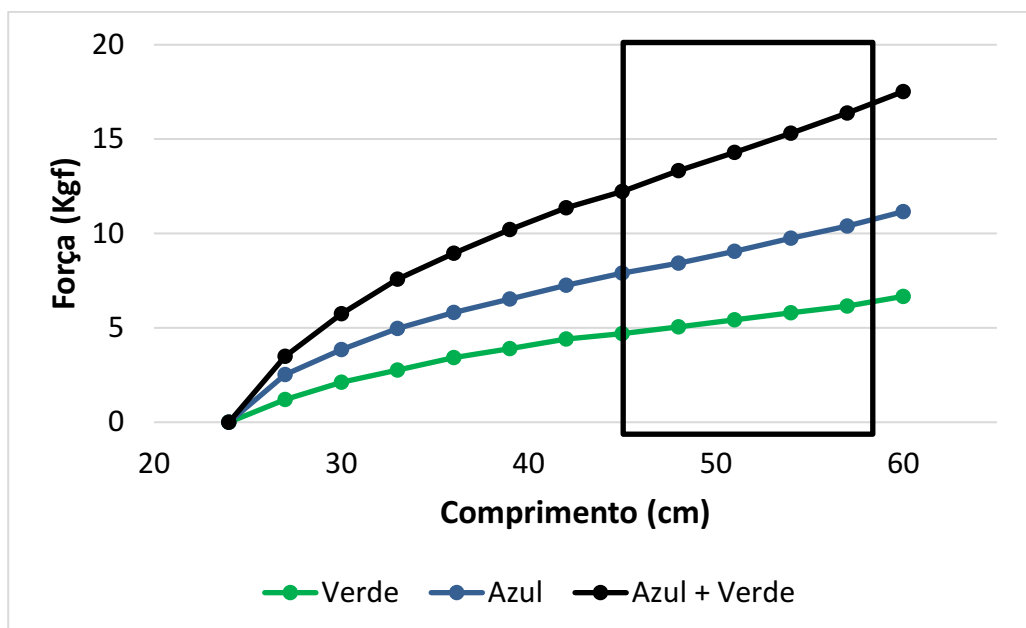


Figura 13 - Descrição da força (Kgf) estimada dos três níveis de resistência elástica de acordo com a deformação gerada pela mesma (cm). O retângulo apresentado mostra a região de interesse com base no alongamento que a banda elástica sofre quando posicionada na coxa, tornozelo e no pé. Fonte: Autor, 2020

Com o intuito de elucidar os valores de resistência dos sujeitos de ambos os sexos, foi calculada a resistência com base na circunferência da banda elástica para cada posição em cada sujeito e na curva de regressão de cada trecho presente no retângulo destacado na Figura 13.

3.5 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Os instrumentos utilizados para obtenção dos dados do estudo são descritos a seguir.

Eletromiografia de superfície: Para as avaliações eletromiográficas utilizou-se um eletromiógrafo de 8 canais, modelo *New Miotool* (Miotec®, Porto Alegre, Brasil), conforme podemos observar na Figura 14, juntamente com o software para análise Miotec Suite 1.0. Os parâmetros eletromiográficos foram ajustados com um ganho final de 1000 vezes, com filtros passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz e frequência de aquisição de 2000Hz. O eletromiógrafo foi utilizado durante os testes de CVIM e toda a coleta do agachamento.



Figura 14 - Eletromiógrafo de superfície, modelo New MioTool, da marca Miotec no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Fonte: Autor, 2020.

Eletrogoniômetro: Foi utilizado um equipamento de eletrogoniômetro eletrônico com hastes rígidas para uso com sistemas de aquisição de dados digitais, modelo Miotec GN 270°. Conta com fitas elásticas de fixação das hastes alinhadas com o membro a ser monitorado. Range de medição de 0 a 270°, fabricado em acrílico (Figura 15) O intuito da utilização desse aparelho foi mensurar a fase concêntrica e excêntrica do exercício de agachamento.



Figura 15 - Eletrogoniômetro eletrônico, modelo Miotec GN 270°, que pertence ao Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Fonte: Autor, 2020.

Fita métrica: Foi utilizada com o intuito de localizar os pontos anatômicos para a colocação dos eletrodos da EMG de acordo com os critérios da SENIAM e também para medir a circunferência das bandas elásticas (ao redor dos MMII dos sujeitos). A fita utilizada foi do tipo trena da marca *Macrolife* (Brasil), com 1,5 m de comprimento, unidade de medida em milímetros.

Goniômetro: Para a mensuração do ângulo articular do joelho foi utilizado um goniômetro manual da marca Carci (São Paulo, Brasil), amplitude de 0 a 360°, 22 cm de comprimento e 0.08 mm de espessura. A mensuração aconteceu durante os testes de CVIM e durante a familiarização do agachamento.

Metrônomo: Aplicativo de celular, oferecendo até 1–300 batimentos por minutos (bpm). Foi utilizada a cadência de 50 bpm, que controla a velocidade de descida (excêntrica) e subida (concêntrica) do exercício de agachamento.

3.6 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DOS DADOS

3.6.1 Preparação dos instrumentos

A coleta ocorreu sobre uma plataforma rígida, fixada em um terreno plano. Foi utilizado uma fita para demarcação da distância dos pés de cada sujeito (de acordo com a largura de seus ombros, medida da distância entre os acrômios).

Os canais de eletromiografia foram calibrados junto ao *software* Miotec Suite 1.0, conforme o manual de orientações técnicas do equipamento. Após, os eletrodos foram colocados nas demarcações e os sensores foram testados previamente à colocação na pele.

O eletrogoniômetro foi calibrado junto ao *software* Miotec Suite 1.0, conforme o manual de orientações técnicas do equipamento. Após, o equipamento foi devidamente posicionado no meio da interlinha articular do joelho (entre a tíbia e o fêmur) com suas hastes (fixa e móvel) fixadas na tíbia e fêmur, respectivamente.

3.6.2 Coleta de dados

Primeiramente, ocorreu a mensuração de dados do sujeito (idade, sexo e membro dominante) e dados antropométricos (massa e estatura), seguida pela tricotomia, limpeza e abrasão das regiões onde foram colados os eletrodos da EMG com álcool. As recomendações da SENIAM (acrônimo para o consórcio europeu *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment os Muscles*) foram seguidas para posicionar os eletrodos bipolares em 6 músculos (enumerados abaixo de 1 a 6).

Foi analisado o membro direito de cada voluntário (LEE et al., 2014). O posicionamento dos sujeitos para a colocação dos eletrodos também seguiu os critérios da SENIAM. Os eletrodos foram alinhados de acordo com a orientação das fibras

musculares. O goniômetro para o controle dos ângulos articulares durante o exercício de agachamento foi colocado alinhado aos eixos longitudinais dos seguimentos adjacentes à articulação, estando o centro posicionado sobre a projeção do eixo da articulação do joelho no plano sagital.

Cada indivíduo realizou três contrações voluntárias isométricas máximas (CVIM) durante 5 segundos para a conferência dos eletrodos e armazenamento do dado, para posterior decisão da normalização dos dados pela CVIM máxima de cada músculo testado. Durante a execução da CVIM, era dado um estímulo verbal de incentivo ao voluntário para que realizasse sua força máxima durante o teste, com gritos de: ‘força, força, força, força, força’ (em média foram ditas 5 palavras de ‘força’ durante cada CVIM (LEE et al., 2014). Um intervalo de 30 segundos entre cada teste do mesmo músculo e de 1 minuto e meio entre diferentes músculos foi respeitado (ZELLER et al., 2003).

O posicionamento dos sujeitos, os pontos de referência para colocação dos eletrodos e o posicionamento para o teste da CVIM foram os seguintes:

- 1) **Glúteo Máximo:** Sujeito em decúbito ventral, os eletrodos foram posicionados entre a linha média de dois pontos anatômicos de referência (vértebras sacrais e o trocânter maior do fêmur). O eletrodo foi posicionado na maior proeminência do meio das nádegas (Figura 16). O teste de CVIM é realizado com o paciente em decúbito ventral, quadril em posição neutra e joelho flexionado a 70°. Uma banda estabiliza o pé e o avaliador estabiliza o quadril, pedindo ao sujeito que realize uma força máxima na extensão de quadril sem perder a flexão de 70° do joelho.

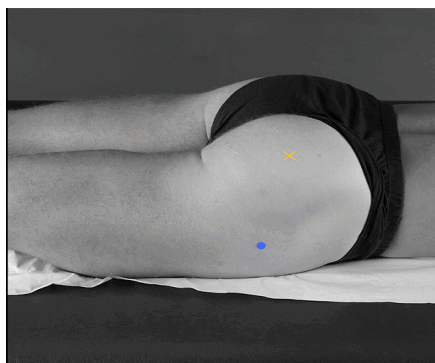


Figura 16 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Glúteo Máximo. Fonte: Seniam.

- 2) **Glúteo médio:** Sujeito em decúbito lateral, traçado uma linha entre a crista ilíaca ao trocânter maior do fêmur, a 50% dessa linha, posicionar o eletrodo (Figura 17).

O teste de CVIM é realizado em decúbito lateral, o quadril em 10° de extensão e rotação externa e joelho em extensão, o avaliador estabiliza o quadril e uma banda faz resistência sobre o tornozelo do paciente, pede-se ao sujeito que realize uma abdução do quadril (sem perder a extensão de 10°), com o máximo de força.

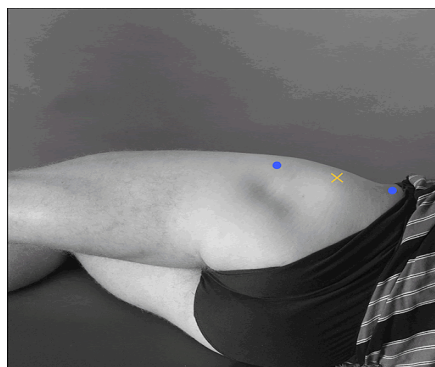


Figura 17 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Glúteo Médio. Fonte: Seniam.

- 3) **Tensor da fáscia lata:** Sujeito em decúbito dorsal, foi traçado uma linha entre a espinha ilíaca ântero-superior e o côndilo lateral do fêmur, após isso, calcular 1/6 e posicionar os eletrodos (Figura 18). Teste de CVIM é realizado com sujeito em decúbito dorsal, joelho flexionado e quadril em rotação externa, tornozelo apoiado acima do joelho não dominante, com uma mão o avaliador estabiliza o quadril oposto e com uma banda é estabilizado o joelho. Pede-se ao sujeito que realize força máxima na flexão de quadril.

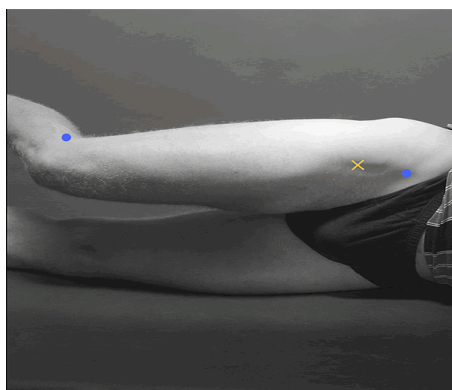


Figura 18 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Tensor da Fáscia Lata. Fonte: Seniam.

- 4) **Bíceps femoral:** Sujeito em decúbito ventral, ligeira rotação lateral da coxa e joelho do membro a ser testado em uma flexão 70°. Traçado uma linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, posicionando o eletrodo na média dos dois pontos, na direção das fibras musculares (Figura 19). O teste de

CVIM é realizado com o quadril em posição neutra e joelho a 60°, o avaliador estabilizará o quadril, enquanto o tornozelo será estabilizado por uma banda, pede-se ao indivíduo a realização de uma flexão de joelho.

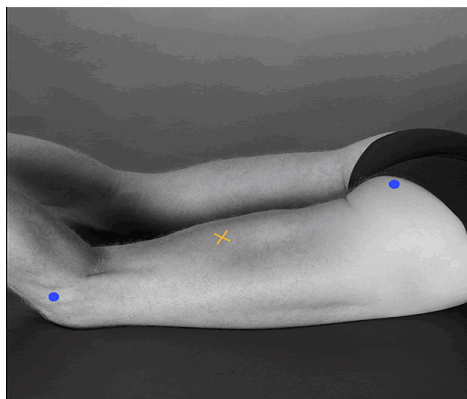


Figura 19 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Bíceps Femoral. Fonte: Seniam.

- 5) **Vasto lateral:** Sujeito em decúbito dorsal, joelhos estendidos, foi traçado uma linha da espinha íliaca ântero-superior até ao lado lateral da patela, eletrodo fixado a 2/3 dessa linha, na direção das fibras musculares (Figura 20). O teste CVIM é realizado em uma cadeira extensora, com o quadril flexionado a 90° e joelho a 70°, com uma corrente presa no braço móvel (este que está posicionado no tornozelo) do equipamento para limitar a extensão. Após, pede-se que o paciente realize uma extensão de joelho com o máximo de força.

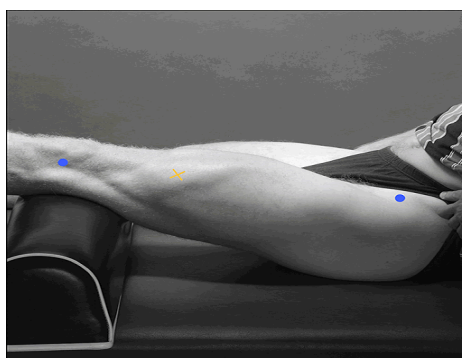


Figura 20 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Vasto Lateral. Fonte: Seniam.

- 6) **Vasto medial:** Sujeito em decúbito dorsal, joelhos estendidos, foi traçado uma linha entre a espinha íliaca ântero-superior e o espaço articular em frente à borda anterior do ligamento medial, o eletrodo foi posicionado a 80% distal dessa linha (Figura 21). O teste CVIM é realizado em uma cadeira extensora, com o quadril flexionado a 90° e joelho a 70°, com uma corrente presa no braço móvel (este que

está posicionado no tornozelo) do equipamento para limitar a extensão. Após, pede-se que o paciente realize uma extensão de joelho com o máximo de força.

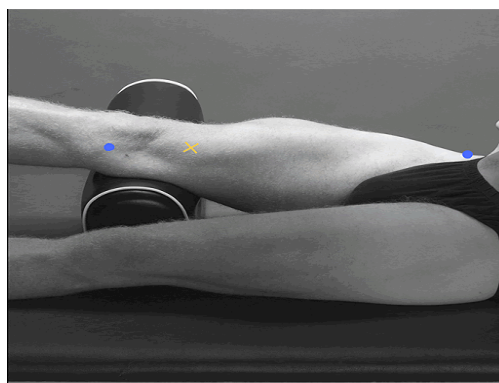


Figura 21 - Localização do sensor da Eletromiografia para o músculo Vasto Medial. Fonte: Seniam.

Os sujeitos estavam vestidos com uma roupa confortável (de preferência com uma bermuda curta). Foi demarcada no chão (com uma fita métrica) a distância entre ambos os acrômios dos sujeitos, para padronizar a distância dos membros inferiores durante o agachamento. Foi solicitado que os voluntários posicionassem o hálux de cada pé sobre cada ponto de demarcação com fita. A posição/alinhamento do pé foi livre, de acordo com a preferência do sujeito.

Os sujeitos foram orientados para ficarem na posição inicial (joelhos estendidos) do movimento de agachamento, para serem coletadas as medidas da circunferência onde as bandas elásticas foram posicionadas (coxa, tornozelo e pé). Essas medidas foram utilizadas para cálculo da resistência imposta pela banda elástica durante movimento para cada posição.

O eletrogoniômetro foi utilizado para controle dos ângulos articulares, no qual a descida do agachamento representou a fase concêntrica do mesmo e a subida do agachamento representou a fase excêntrica do exercício de agachamento. O equipamento foi posicionado na lateral da coxa e perna, com seu eixo alinhado à interlinha articular do joelho no plano sagital.

Posteriormente, foi explicado aos sujeitos o posicionamento e as condições de análise. Cada sujeito recebeu uma anilha de 2 kg para que, durante a realização dos agachamentos, ela fosse posicionada à frente do seu corpo, a fim de gerar um contrapeso durante as repetições contínuas do movimento, favorecendo o equilíbrio.

Um metrônomo (*Metronome Beat*) configurado a 50 bpm foi utilizado para controlar a cadência do movimento. Os sujeitos realizaram uma série de agachamentos

para familiarização, com o intuito de facilitar a compreensão do ritmo e fases do movimento avaliado.

Foi realizado um sorteio para determinar a ordem das condições a serem analisadas para cada participante. As posições da banda elástica e resistência foram numeradas de 1 a 10, conforme descrito abaixo:

- 1) agachamento sem a utilização de resistência elástica;
- 2) agachamento com a utilização de resistência leve no antepé;
- 3) agachamento com a utilização de resistência leve no tornozelo;
- 4) agachamento com a utilização de resistência leve na coxa;
- 5) agachamento com a utilização de resistência moderada no antepé;
- 6) agachamento com a utilização de resistência moderada no tornozelo;
- 7) agachamento com a utilização de resistência moderada na coxa;
- 8) agachamento com a utilização de resistência forte no antepé;
- 9) agachamento com a utilização de resistência forte no tornozelo;
- 10) Agachamento com a utilização de resistência forte na coxa.

Cada indivíduo realizou um ciclo completo de agachamento, com flexão de joelho limitada a 90°, para cada condição do exercício testada. Uma haste horizontal de metal foi utilizada como estímulo tátil, fornecendo feedback de profundidade do movimento ao sujeito, a altura da haste era determinada após medir a angulação de 90° de flexão do joelho, após identificada altura correspondente a haste era fixada de forma que, quando o voluntário agachava o toque na haste de metal significava que o limite de profundidade do movimento havia sido alcançado.

Um profissional experiente em exercícios de agachamento foi responsável por observar o movimento e solicitar sua adequação do movimento, caso seja necessário. Durante os agachamentos, um estímulo verbal foi dado aos sujeitos com a seguinte frase: “Mantenha seus joelhos abertos, não os deixe fechar”, com o intuito de manter a banda elástica tensionada durante a execução dos exercícios. O local da realização dos movimentos de agachamento pode ser observado na Figura 22.

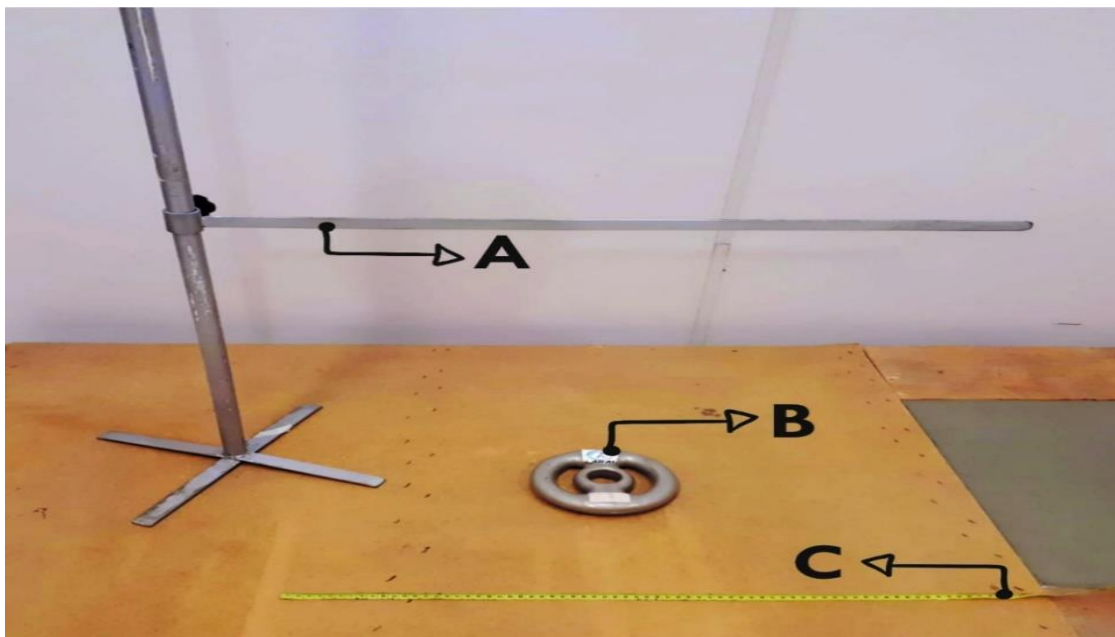


Figura 22 - Local da realização dos movimentos de agachamento no Laboratório de Avaliação e Reabilitação do Aparelho Locomotor (LARAL) da UFSC Araranguá/SC. Legenda: (A) haste horizontal; (B) anilha de 2 kg; (C) fita métrica para demarcação da distância dos pés. O Fonte: Autor, 2020.

A coleta completa do exercício de agachamento para cada condição levou 20 segundos, totalizando 5 repetições deste exercício para cada condição de análise. Entre cada condição, houve um intervalo de um minuto (FOLEY et al., 2017)

Após o procedimento, foi questionado a cada participante sobre sua integridade física e passado instruções de recuperação muscular como liberação miofascial e alongamentos para que os sujeitos realizassem em casa com o intuito de minimizar a fadiga e dores musculares tardias ao exercício.

3.7 VARIÁVEIS DE CONTROLE

Com a finalidade de assegurar a qualidade dos dados, foram controladas as seguintes variáveis:

- a) Amplitude do agachamento:** Com a utilização de um goniômetro, foi estipulada uma angulação máxima de 90° de flexão de joelho com o quadril livre. A amplitude foi controlada através de uma haste horizontal de feedback que teve sua altura ajustada de modo que tocasse a região da linha glútea toda vez que o joelho alcançasse a flexão desejada. Um profissional experiente em exercícios de

agachamento foi responsável por observar o movimento e solicitar sua adequação se necessário.

- b) Velocidade do movimento:** Foi utilizado um metrônomo com uma frequência de 50 bpm para controlar a cadência do movimento de agachamento na fase descendente (excêntrica) e ascendente (concêntrica). O sujeito foi instruído a realizar o exercício de tal modo que cada “bip” consecutivo do metrônomo coincidissem com a postura ereta e com a postura de máximo agachamento.
- c) Resistência da banda elástica:** A resistência média exercida pela banda elástica foi calculada para cada posição, por meio da média dos perímetros da coxa, tornozelo e antepé onde a banda foi posicionada.
- d) Largura da base de apoio:** Foi mensurada a distância dos ombros dos voluntários com uma fita métrica. Após, foi fixada uma fita crepe no chão para posicionar os pés do voluntário (de acordo com a distância dos ombros) para todas as condições de análise.
- e) Nível de fadiga:** os participantes foram orientados a não realizarem atividade física 24h antes da coleta de dados e um intervalo de um minuto de descanso foi respeitado entre as execuções dos agachamentos.

3.8 PROCESSAMENTO DOS DADOS

3.8.1 Eletromiografia

Após a aquisição, os dados foram exportados para serem tratados com a utilização do *software Scilab*. Neste *software* foi criada a rotina de programação para análise de dados, composta pelas seguintes etapas:

- a) correção do *offset*;
- b) retificação da onda completa;
- c) cálculo do envelope linear através do filtro *Butterworth* passa baixa de 6 Hz e de 2ª ordem na direção *forward* e *backward* (MARCHETTI; DUARTE, 2006);
- d) recorte das três execuções centrais com exclusão da primeira e última repetição;
- e) cálculo da atividade mioelétrica total ($EMG_{integral}$) durante o agachamento para as três repetições centrais;

f) cálculo da atividade mioelétrica no pico de flexão do joelho durante o agachamento, identificado por meio da curva do eletrogoniômetro (EMG_{pico});

As variáveis foram calculadas para cada condição de análise e então foi aplicada a normalização dinâmica, pela atividade mioelétrica medida no agachamento livre. A normalização dinâmica foi realizada com o intuito de reduzir a variabilidade entre os sujeitos, de modo que também nos permitisse comparações diretas com as outras variações do mesmo gesto sob condições de resistência elástica. Dessa forma, valores maiores que 100% indicam maior ativação na condição analisada em relação à condição livre.

3.9 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Primeiramente, foi realizada uma análise exploratória dos dados a fim de obter uma familiarização com a distribuição e comportamento dos dados e a fim de identificar possíveis valores discrepantes (mais que 3 desvios padrão da média). Ao total foram excluídos 33 valores discrepantes, de 700 analisados, sendo os mesmos substituídos pela média das demais condições específicas.

A normalidade dos dados foi testada através do teste de *Shapiro-Wilk*. Distribuição normal foi observada nos dados, exceto para alguns subgrupos de dados onde uma distribuição normal foi observada somente a um $p < 0,20$. Para esses subgrupos a distribuição foi analisada qualitativamente e quantitativamente a partir dos índices de curtose e assimetria, tendo-se decidido pelo uso da estatística paramétrica em todas as análises. Para a caracterização dos dados foi utilizada a estatística descritiva com a identificação dos valores de média com desvio padrão.

Para análise inferencial, foi utilizada a ANOVA de modelo misto para cada variável dependente do estudo, com os fatores i) posição da banda elástica e ii) resistência elástica como medidas repetidas; e iii) sexo como fator independente. Na ausência de interação significativa entre sexo e os fatores de interesse, todos os sujeitos foram analisados como um único grupo. Para todos os testes, foi utilizado um $p < 0,05$.

A análise estatística dos dados e a confecção dos gráficos foi realizada através *softwares Microsoft Excel 2016 e IBM SPSS Statistics versão 22.0*.

4 ASPECTOS ÉTICOS

Esta pesquisa está fundamentada nos princípios éticos, com base na Resolução n° 466 de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde, o qual incorpora sob a ótica do indivíduo e das coletividades, os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, entre outros, visando assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos sujeitos da pesquisa e ao Estado.

Foi solicitado aos participantes que preenchessem os termos de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (ANEXO A). Os procedimentos neste estudo apresentaram possibilidade de risco mínimo visto que os pacientes foram avaliados e monitorados por pesquisadores capacitados durante todas as atividades.

O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina sob o CAAE: 04113918.2.0000.0121 (Anexo B).

5 RESULTADOS

A fim de responder aos objetivos específicos deste estudo, este capítulo foi organizado de acordo com as variáveis dependentes do estudo. No primeiro tópico, são caracterizados e analisados os dados referentes à **atividade mioelétrica total** dos músculos de interesse durante o exercício de agachamento (todo o ciclo do agachamento) com diferentes níveis de resistência e posições da banda elástica.

No segundo tópico, são caracterizados e analisados os dados referentes a **atividade mioelétrica no pico de flexão do joelho** dos músculos de interesse (90° de flexão joelho) para diferentes níveis de resistência e posições da banda elástica.

Para cada variável, foram primeiramente apresentados os resultados da interação entre sexo e os fatores de interesse na análise. Na presença de interação, os resultados serão apresentados separadamente para homens e mulheres.

As Tabelas 3 e 4 apresentam o percentual de atividade mioelétrica durante o exercício de agachamento livre, normalizados pela contração máxima de cada músculo.

Tabela 3 - Atividade mioelétrica total dos músculos do quadril e da coxa durante o exercício de agachamento livre. Os valores estão normalizados pela contração voluntária isométrica máxima (%).

Sexo	TFL	GMed	GMax	VM	VL	BF
Masculino	42	55	31	56	40	15
Feminino	43	95	33	63	46	18

Tabela 4 - Atividade mioelétrica no pico da máxima flexão do joelho dos músculos do quadril e da coxa durante o exercício de agachamento livre. Os valores estão normalizados pela contração voluntária isométrica máxima (%).

Sexo	TFL	GMed	GMax	VM	VL	BF
Masculino	18	30	15	53	38	15
Feminino	22	53	16	57	47	16

Na figura 23 são mostrados a média e o desvio padrão da resistência estimada da banda elástica para cada posição e nível de resistência dos sujeitos.

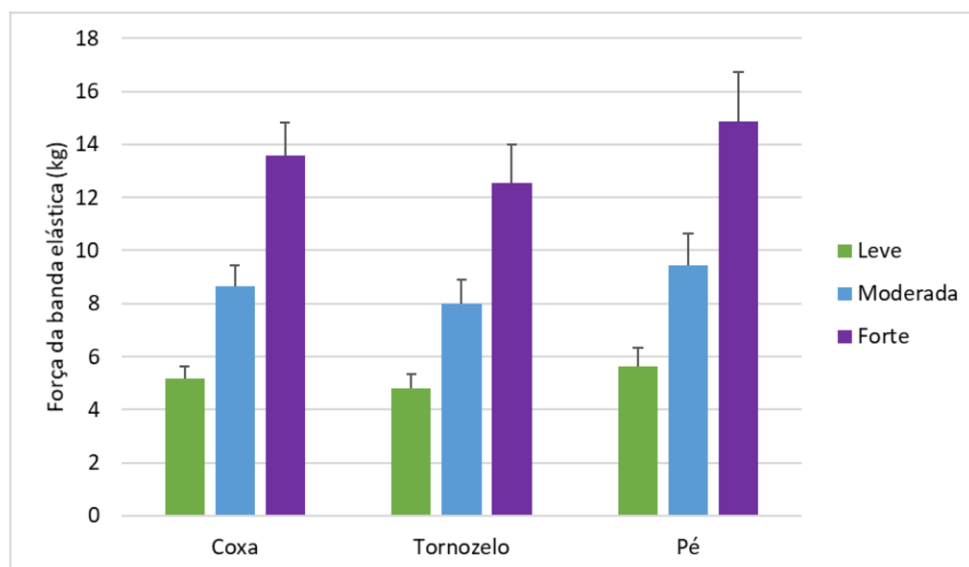


Figura 23: Mensuração dos valores de resistência (kgf) oferecidos pelas bandas elásticas de diferentes tensões conforme a variação média dos perímetros (cm) de cada segmento testado. Variando de 1,2 a 17,5 kgf.

Na Tabela 5 são mostradas as médias da circunferência da coxa, tornozelo e pé dos sujeitos do estudo.

Tabela 5 - Média das circunferências dos participantes: coxa, tornozelo e pé dos sujeitos do sexo masculino e feminino em centímetros (cm).

	Coxa	Tornozelo	Pé
Masculino	1,03	0,97	1,17
Feminino	0,95	0,88	0,99

5.1 ATIVIDADE MIOELÉTRICA TOTAL DURANTE O EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO

A **atividade mioelétrica total** dos seis músculos analisados no agachamento em condições variadas de resistência e posição da banda elástica pode ser observada na Tabela 6.

Tabela 6 - Média e desvio padrão da ATIVIDADE MIOELÉTRICA TOTAL dos músculos analisados em três condições e três níveis de resistência de banda elástica durante um exercício de agachamento em indivíduos do sexo masculino e feminino (n=35). Valores normalizados pela atividade mioelétrica do músculo respectivo durante o agachamento livre, sem banda elástica (% agachamento livre).

Músculo	Sexo	Coxa			Tornozelo			Pé		
		Verde	Azul	Misto	Verde	Azul	Misto	Verde	Azul	Misto
TFL	M	99 (22)	101 (23)	106 (29)	89 (25)	104 (29)	106 (27)	99 (25)	99 (22)	116 (39)
	F	102 (26)	102 (23)	113 (24)	99 (19)	112 (23)	116 (23)	101 (27)	111 (28)	131 (34)
	M+F	101 (24)	102 (21)	110 (26)	94 (23)	108 (26)	111 (25)	100 (26)	105 (25)	124 (37)
GMed	M	107 (18)	117 (27)	121 (33)	114 (23)	113 (24)	131 (33)	119 (36)	125 (36)	165 (43)
	F	103 (27)	117 (37)	148 (63)	115 (28)	134 (33)	154 (60)	120 (43)	153 (72)	199 (98)
	M+F	105 (23)	117 (32)	135 (52)	114 (26)	124 (31)	143 (49)	119 (39)	139 (58)	183 (77)
GMax	M	104 (31)	123 (35)	142 (59)	102 (21)	111 (22)	130 (20)	108 (18)	123 (25)	161 (46)
	F	113 (27)	117 (32)	158 (41)	118 (43)	122 (38)	140 (52)	122 (42)	144 (57)	175 (75)
	M+F	109 (29)	120 (33)	150 (50)	110 (34)	117 (31)	135 (39)	115 (33)	134 (45)	168 (62)
VM	M	97 (13)	95 (14)	97 (12)	97 (11)	101 (9)	101 (9)	102 (10)	99 (11)	102 (9)
	F	103 (13)	98 (17)	98 (17)	97 (14)	100 (13)	101 (16)	98 (12)	100 (16)	100 (11)
	M+F	100 (13)	97 (12)	97 (15)	97 (12)	101 (11)	101 (13)	100 (11)	100 (14)	101 (10)
VL	M	110 (31)	112 (30)	116 (36)	104 (20)	110 (16)	105 (18)	106 (21)	106 (23)	116 (26)
	F	107 (14)	111 (20)	129 (29)	97 (14)	100 (11)	108 (19)	102 (16)	110 (19)	117 (23)
	M+F	108 (2)	111 (25)	123 (33)	100 (17)	105 (14)	107 (19)	104 (18)	108 (21)	117 (24)
BF	M	94 (22)	100 (25)	111 (25)	93 (13)	92 (11)	95 (16)	98 (14)	98 (23)	95 (11)
	F	94 (13)	97 (16)	105 (14)	97 (17)	94 (12)	96 (15)	91 (12)	106 (29)	99 (17)
	M+F	94 (18)	98 (21)	108 (20)	95 (15)	93 (12)	96 (15)	94 (13)	102 (26)	97 (15)

Legenda: TFL (Tensor da Fáscia Lata); VM (Vasto Medial); VL (Vasto Lateral); GMed (Glúteo Médio); BF (Bíceps Femoral); GMax (Glúteo Máximo); M (Masculino); F (Feminino).

Tensor da Fáscia Lata: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,772$, $\eta_p^2 0,13$; sexo*resistência, $p=0,526$, $\eta_p^2 0,18$; e sexo*posição, $p=0,570$, $\eta_p^2 0,1$). Para homens e mulheres, analisados de maneira agregada, houve interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo TFL ($p=0,031$, $\eta_p^2 11,01$) (Figura 25).

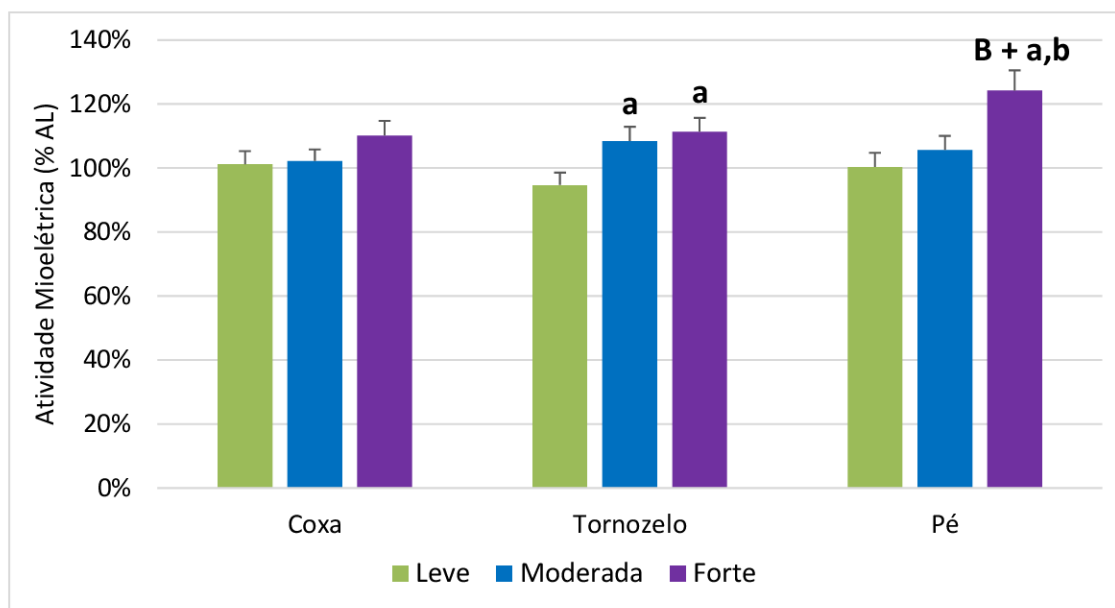


Figura 24 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Tensor da Fáscia Lata. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a resistência leve, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo TFL entre as posições coxa/tornozelo ($p=0,150$), coxa/pé ($p=1,000$), e tornozelo/pé ($p=0,551$). Para a resistência moderada, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo TFL entre as posições coxa/tornozelo ($p=0,600$), coxa/pé ($p=1,000$) e tornozelo/pé ($p=1,000$). Para a resistência forte, não houve diferença estatisticamente na atividade mioelétrica do músculo TFL significativa nas posições coxa/tornozelo ($p=1,000$), coxa/pé ($p=0,152$). Houve, no entanto, uma maior atividade mioelétrica na posição do pé em relação ao tornozelo ($p=0,045$), conforme podemos observar na figura 25.

Quanto ao efeito da resistência, para a posição coxa, não foram encontradas diferenças significativas entre as resistências leve/moderada ($p=1,000$), leve/forte ($p=0,087$) ou moderada/forte ($p=0,151$). Para a posição tornozelo, observou-se que a

resistência leve gerou uma menor atividade mioelétrica do que a resistência moderada ($p=0,001$) e forte ($p=0,001$), porém não foi encontrado diferença significativa entre as resistências moderada e forte ($p=1,000$). Quando a banda elástica foi posicionada no pé, a resistência forte gerou uma maior atividade mioelétrica que a resistência moderada ($p=0,014$) e leve ($p=0,001$), mas não foi encontrada diferença significativa entre a resistência leve e moderada ($p=0,625$), conforme podemos observar na figura 25.

Glúteo Médio: Não houve interação tripla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,620$, $\eta_p^2 0,02$) e dupla no fator sexo*posição ($p=0,434$, $\eta_p^2 0,03$). Porém, houve interação dupla no fator sexo*resistência ($p=0,008$, $\eta_p^2 0,14$). Para as mulheres, não encontramos interação entre os fatores posição*resistência do músculo GMed ($p=0,155$; $\eta_p^2 4,608$). Efeitos significativos da posição e da resistência na atividade mioelétrica do músculo GMed foram observados ($p=0,008$, $\eta_p^2 9,807$, Figura 25 e $p=0,000$, $\eta_p^2 37,515$, Figura 26, respectivamente).

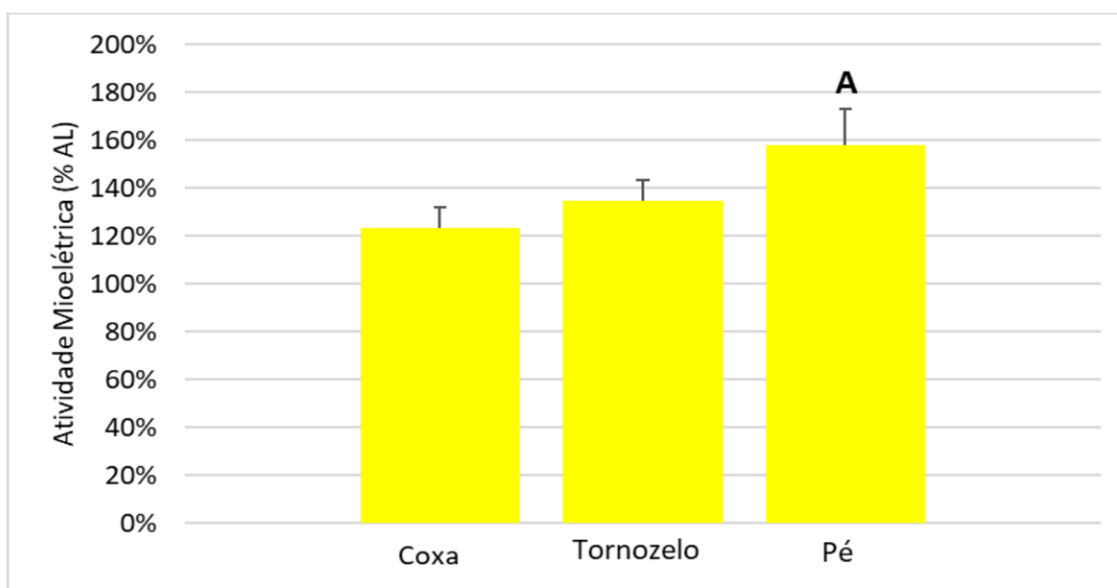


Figura 25 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica na atividade mioelétrica total para o sexo feminino do músculo Glúteo Médio. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

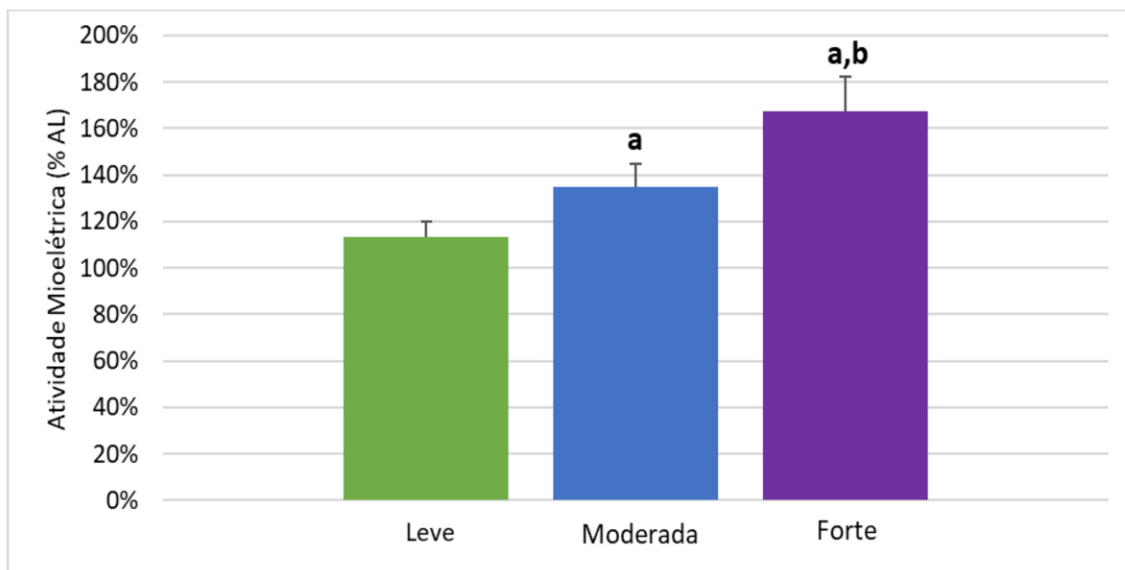


Figura 26 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total para o sexo feminino do músculo Glúteo Médio. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.

Ao compararmos as condições de posição no sexo feminino, uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed foi observada da posição pé em relação à coxa ($p=0,027$). Não encontramos valores estatisticamente significativos nas condições coxa/tornozelo e tornozelo/pé ($p=0,183$ e $p=0,067$, respectivamente), conforme podemos observar na Figura 25.

Ao compararmos as condições de resistência no sexo feminino, foram observadas maiores atividades mioelétricas do músculo GMed em todas as condições. A resistência forte gerou uma maior atividade em relação à leve ($p=0,000$) e em relação à moderada ($p=0,001$). A resistência moderada gerou uma maior atividade mioelétrica em relação à leve ($p=0,001$), conforme podemos observar na Figura 26.

Para os homens, observamos interação entre posição*resistência do músculo GMed ($p=0,013$; $\eta_p^2 10,56$) (Figura 27).

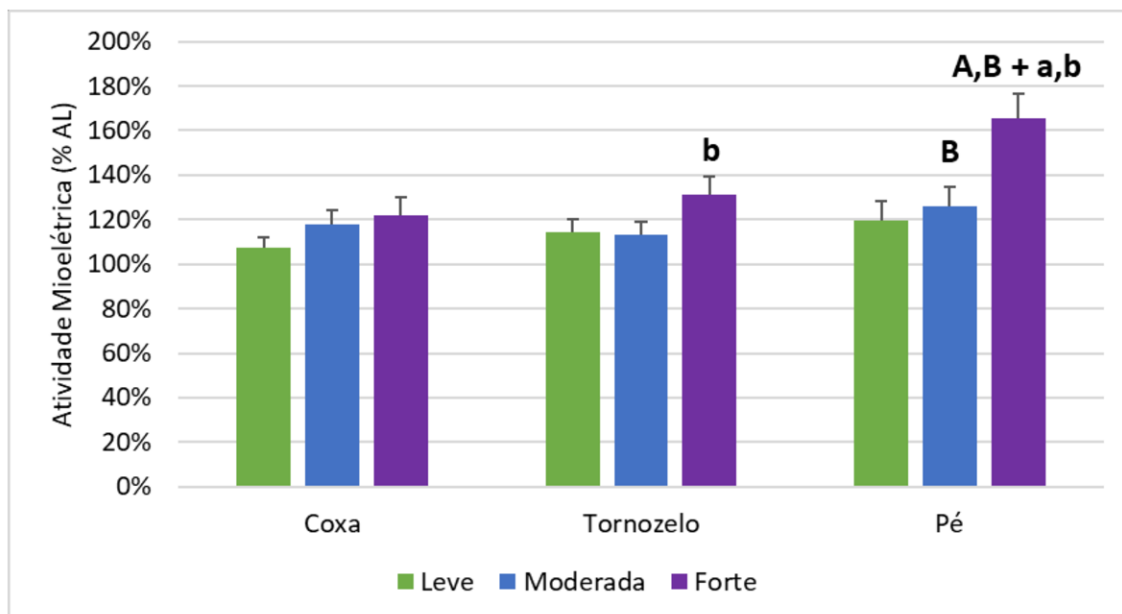


Figura 27 - Média marginal estimada e erro padrão para a interação da posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total para o sexo masculino no músculo Glúteo Médio. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Quanto ao efeito da resistência, para a posição coxa não foram observadas diferenças significativas da atividade mioelétrica do músculo GMed em relação às resistências leve/moderada ($p=0,486$), leve/pesada ($p=0,138$) e moderada em relação à pesada ($p=1,000$). Na posição tornozelo, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed na resistência forte em relação à moderada ($p=0,007$). Não foram encontrados valores significativos na comparação das resistências leve/moderada ($p=1,000$) e leve/forte ($p=0,071$). Para a posição pé, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed na resistência forte em relação à leve ($p=0,003$) e a moderada ($p=0,000$). Não foram observados valores significativos na comparação da resistência leve em relação à moderada ($p=1,000$), conforme podemos observar na figura 27.

Para a resistência leve, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMed entre as todas as comparações das posições, ou seja, coxa/tornozelo ($p=0,614$), coxa/pé ($p=0,700$) e tornozelo/pé ($p=1,000$). Na resistência moderada, foi observada uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed apenas na posição pé em relação ao tornozelo ($p=0,038$). Para as demais posições, não foram observados valores significativos, ou seja, coxa/tornozelo ($p=1,000$) e coxa/pé ($p=0,824$). Na resistência forte, foi observada uma maior atividade mioelétrica do

músculo GMed na posição pé em relação à coxa ($p=0,000$) e tornozelo ($p=0,001$). Não foram observados valores significativos na posição coxa em relação ao tornozelo ($p=0,605$), conforme podemos observar na Figura 27.

Glúteo Máximo: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,413$, η_p^2 0,03; sexo*resistência, $p=0,820$, η_p^2 0,01; e sexo*posição, $p=0,642$, η_p^2 0,01). Para homens e mulheres, analisados de maneira agregada, houve interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo GMax ($p=0,023$; η_p^2 11,75), conforme podemos observar na Figura 28.

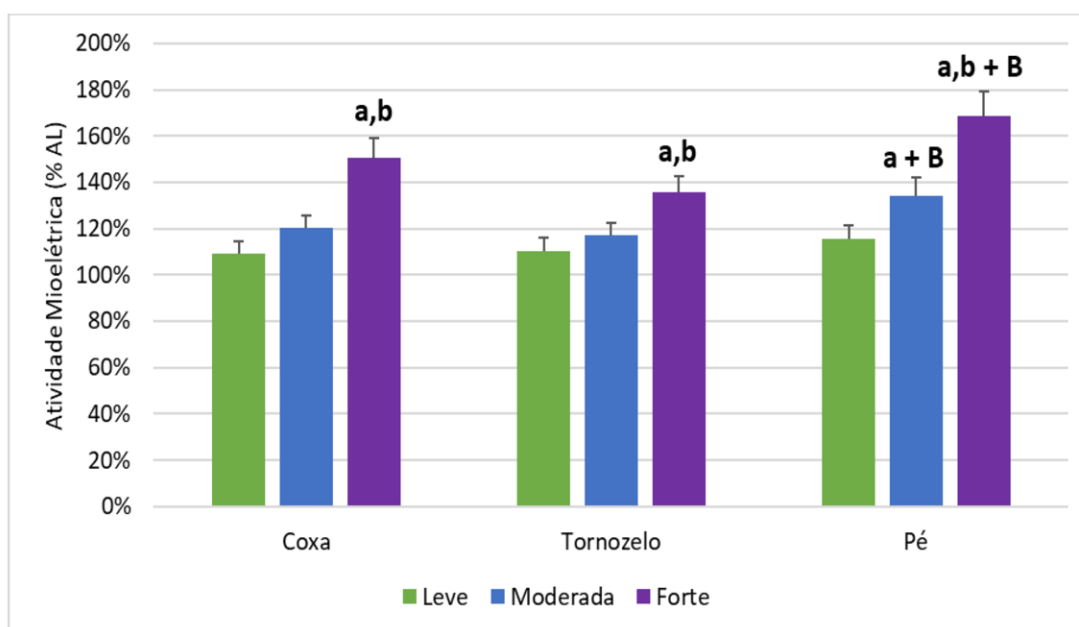


Figura 28- Média marginal estimada e erro padrão para a interação da posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Glúteo Máximo. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a posição coxa, foi encontrada uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na resistência forte em relação à leve ($p=0,000$) e a moderada ($p=0,000$), porém, não foram encontradas diferenças significativas na comparação das resistências leve/moderada ($p=0,299$). Para a posição tornozelo, foi observada uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na resistência forte em relação à leve ($p=0,000$) e moderada ($p=0,000$), porém a comparação das resistências leve/moderada não apresentou diferenças significativas ($p=0,560$). Na posição pé, observou-se uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na resistência forte em relação à leve e a moderada

($p=0,000$) e entre a resistência moderada em relação à leve ($p=0,000$), conforme podemos observar na Figura 28.

Para a resistência leve, não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMax entre todas as posições coxa/tornozelo ($p=1,000$), coxa/pé ($p=0,987$) e pé/tornozelo ($p=0,833$). Para a resistência moderada, não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMax entre as posições coxa/tornozelo ($p=1,000$) e coxa/pé ($p=0,230$), porém, foi observada uma maior atividade mioelétrica na posição pé em relação ao tornozelo ($p=0,002$). Para a resistência forte, não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMax nas posições coxa/tornozelo ($p=0,301$) e coxa/pé ($p=0,403$), porém, foi encontrada uma maior atividade mioelétrica na posição pé em relação ao tornozelo ($p=0,000$), conforme podemos observar na Figura 28.

Vasto Medial: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,569$, η_p^2 0,21; sexo*resistência, $p=0,859$, η_p^2 0,004; e sexo*posição, $p=0,262$, η_p^2 0,04). Não houve interação entre os fatores posição*resistência ($p=0,080$, η_p^2 7,59) ou efeito da resistência ($p=0,715$, η_p^2 0,64) ou da posição ($p=0,338$, η_p^2 1,86) na atividade mioelétrica do músculo VM.

Vasto Lateral: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,177$, η_p^2 0,05; sexo*resistência, $p=0,141$, η_p^2 0,59; e sexo*posição, $p=0,409$; η_p^2 0,03). Não houve interação entre os fatores posição*resistência ($p=0,108$; η_p^2 6,57). Houve efeito da resistência ($p=0,000$; η_p^2 19,1) e posição ($p=0,002$; η_p^2 13,81) na atividade mioelétrica do músculo VL (Figura 29 e 30, respectivamente).

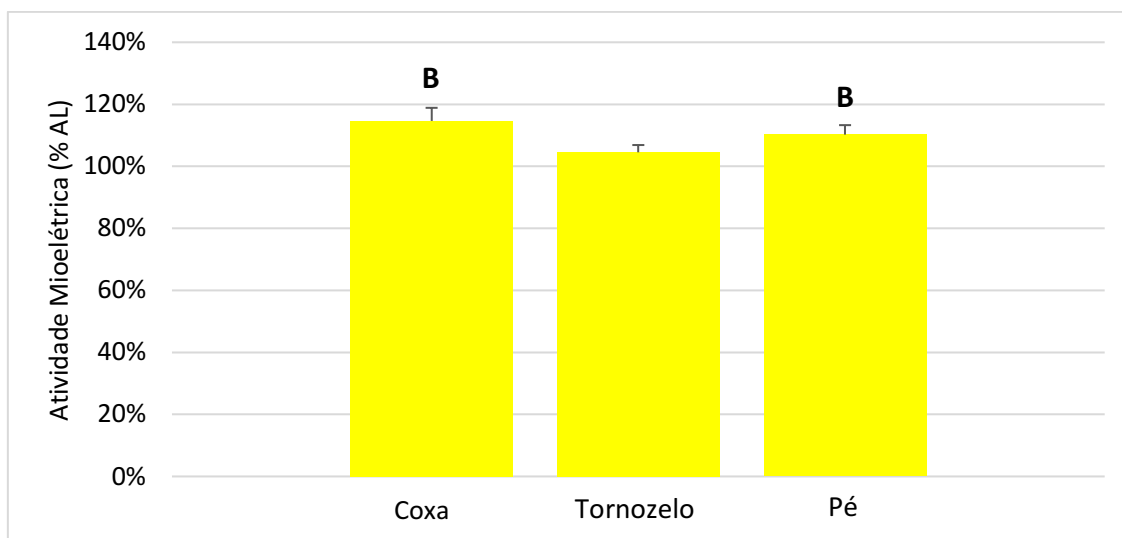


Figura 29- Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Vasto Lateral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

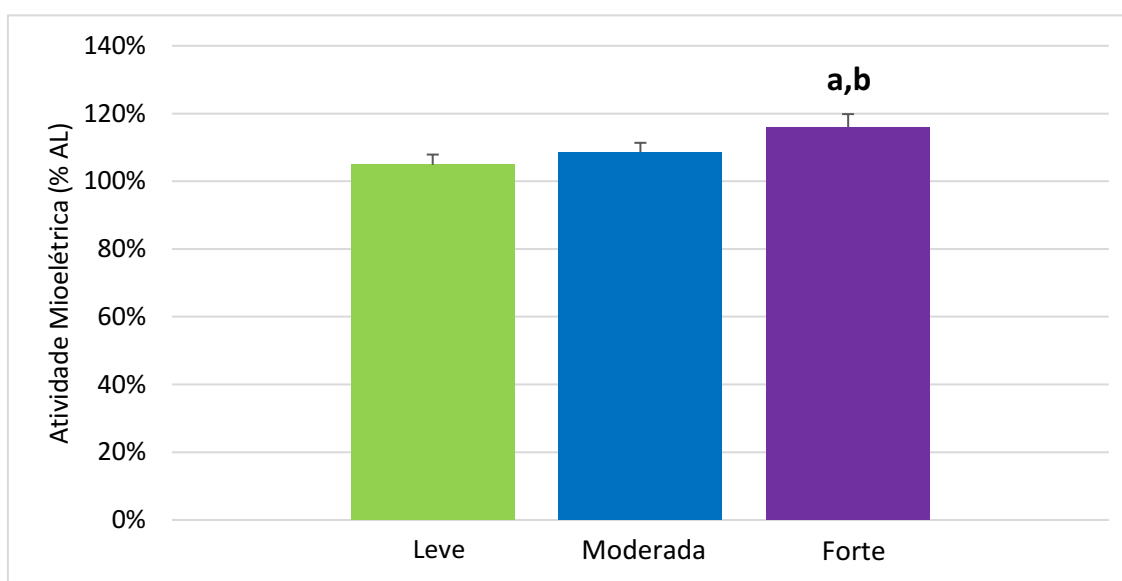


Figura 30- Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Vasto Lateral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.

Ao compararmos as condições de posição, percebemos uma maior atividade mioelétrica do músculo VL na coxa em relação ao tornozelo ($p=0,006$) e no pé em relação ao tornozelo ($p=0,006$). Não encontramos diferença na atividade mioelétrica na condição coxa/pé ($p=0,546$), conforme podemos observar na Figura 29.

Ao compararmos as condições de resistência, percebemos uma maior atividade mioelétrica do músculo VL na resistência forte comparada com a leve ($p=0,003$) e

moderada ($p=0,010$). Não encontramos valores significativos nos níveis leve/moderada ($p=0,320$), conforme podemos observar na figura 30.

Bíceps Femoral: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,261$ η_p^2 0,04; sexo*resistência, $p=0,723$, η_p^2 0,01; e sexo*posição, $p=0,502$, η_p^2 0,02). Para homens e mulheres, analisados de maneira agregada, houve interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo BF ($p=0,008$; η_p^2 13,02) (Figura 31).

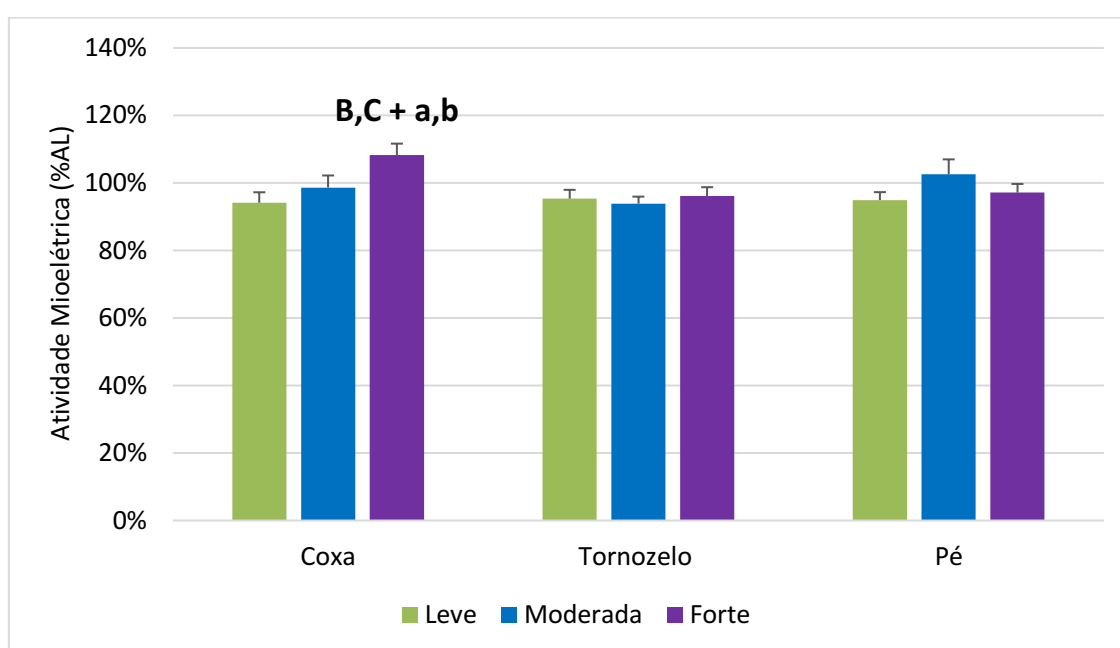


Figura 31- Média marginal estimada e erro padrão para a interação da posição*resistência da banda elástica na atividade mioelétrica total do músculo Bíceps Femoral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a posição coxa, foi observada uma maior atividade mioelétrica do músculo BF na resistência forte em relação à leve ($p=0,003$) e a moderada ($p=0,043$), porém não encontramos diferença entre as resistências leve/moderada ($p=0,183$). Para a posição tornozelo, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na atividade mioelétrica do músculo BF entre todas as resistências (verde/azul, verde/misto e azul/misto, $p=1,000$). Para a posição pé, também não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na atividade mioelétrica do músculo BF nas resistências leve/moderada ($p=0,301$), leve/forte ($p=1,000$) e forte/moderada ($p=0,614$), conforme podemos observar na Figura 31.

Para a resistência leve, não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo BF em nenhuma posição coxa/tornozelo ($p=1,000$), coxa/pé ($p=1,000$) e tornozelo/pé ($p=1,000$). Para a resistência moderada, também não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo BF em nenhuma posição coxa/tornozelo ($p=0,585$), coxa/pé ($p=1,000$) e pé/tornozelo ($p=0,107$). Na resistência forte, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo BF na posição coxa em relação ao tornozelo ($p=0,021$) e ao pé ($p=0,036$), porém não encontramos valores significativos na comparação da posição tornozelo/pé ($p=1,000$), conforme podemos observar na Figura 31.

5.2 ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO PICO DE FLEXÃO DO JOELHO DURANTE O EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO

A **atividade mioelétrica no pico de flexão do joelho** dos seis músculos analisados em condições de resistência e posição da banda elástica durante o exercício de agachamento podem ser observados na Tabela 7.

Tabela 7 - Média e desvio padrão da ATIVIDADE MIOELÉTRICA NO PICO DE FLEXÃO dos músculos analisados em três posições e três níveis de resistência de banda elástica durante um exercício de agachamento em indivíduos do sexo masculino e feminino (n=35). Valores normalizados pela atividade mioelétrica do músculo respectivo durante o agachamento livre, sem banda elástica (% agachamento livre).

Músculo	Sexo	Coxa			Tornozelo			Pé		
		Verde	Azul	Misto	Verde	Azul	Misto	Verde	Azul	Misto
TFL	M	112 (30)	119 (33)	123 (32)	91 (20)	110 (39)	110 (34)	101 (29)	101 (28)	118 (34)
	F	108 (32)	104 (30)	107 (38)	97 (28)	98 (37)	107 (41)	94 (24)	92 (31)	95 (29)
	M+F	110 (31)	111 (32)	114 (36)	94 (24)	104 (38)	108 (37)	98 (26)	96 (30)	106 (33)
GMed	M	98 (28)	115 (35)	112 (35)	97 (25)	103 (23)	112 (28)	104 (18)	108 (18)	126 (33)
	F	97 (26)	118 (54)	117 (35)	109 (26)	108 (21)	139 (49)	98 (27)	118 (33)	162 (64)
	M+F	98 (27)	117 (45)	115 (34)	103 (26)	105 (22)	126 (42)	101 (23)	113 (27)	145 (54)
GMax	M	104 (32)	145 (68)	163 (61)	113 (39)	107 (25)	119 (38)	106 (38)	125 (34)	147 (55)
	F	104 (37)	124 (38)	168 (58)	115 (28)	111 (27)	124 (35)	103 (27)	128 (44)	144 (50)
	M+F	104 (34)	134 (55)	166 (58)	114 (33)	109 (26)	121 (36)	104 (33)	126 (39)	145 (52)
VM	M	91 (24)	111 (38)	109 (27)	106 (28)	98 (16)	101 (26)	101 (31)	100 (17)	111 (31)
	F	101 (24)	102 (21)	102 (23)	98 (19)	98 (13)	110 (19)	98 (17)	95 (26)	104 (30)
	M+F	96 (24)	106 (30)	106 (25)	102 (24)	98 (14)	106 (23)	100 (24)	97 (22)	108 (31)
VL	M	116 (44)	122 (28)	124 (24)	113 (31)	113 (23)	111 (31)	111 (38)	112 (22)	120 (30)
	F	107 (23)	110 (22)	124 (32)	98 (19)	93 (18)	102 (17)	98 (22)	102 (23)	107 (20)
	M+F	112 (35)	116 (26)	124 (37)	105 (26)	103 (23)	107 (25)	104 (31)	107 (23)	113 (26)
BF	M	90 (38)	109 (39)	103 (31)	101 (18)	101 (14)	100 (20)	93 (15)	109 (20)	106 (30)
	F	95 (27)	98 (24)	100 (22)	100 (25)	94 (19)	106 (27)	92 (20)	108 (34)	104 (28)
	M+F	93 (32)	103 (32)	101 (27)	101 (22)	97 (17)	103 (24)	93 (18)	108 (28)	105 (28)

Legenda: TFL (Tensor da Fáschia Lata); VM (Vasto Medial); VL (Vasto Lateral); GMed (Glúteo Médio); BF (Bíceps Femoral); GMax (Glúteo Máximo); M (Masculino); F (Feminino).

Tensor da Fáschia Lata: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,682$, $\eta_p^2 0,02$; sexo*resistência, $p=0,170$, $\eta_p^2 0,05$; e sexo*posição, $p=0,287$, $\eta_p^2 0,04$). Não houve interação entre os fatores posição*resistência ($p=0,460$; $\eta_p^2 3,64$). Houve efeito da resistência ($p=0,030$; $\eta_p^2 7,01$) e posição ($p=0,001$; $\eta_p^2 14,62$) na atividade mioelétrica do músculo TFL (Figura 32 e 33 respectivamente).

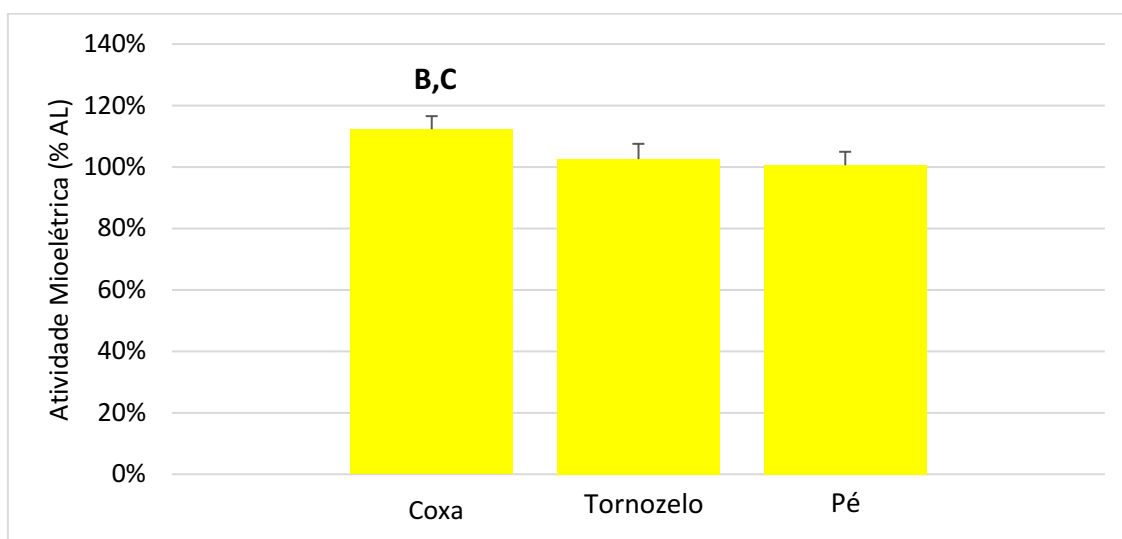


Figura 32 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Tensor da Fáschia Lata. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente

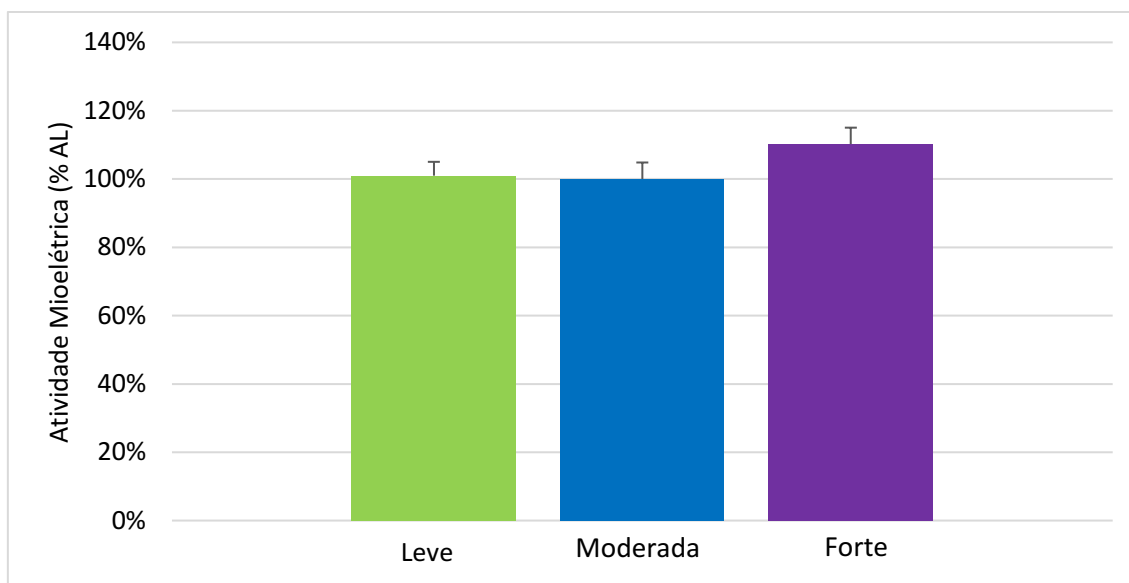


Figura 33 - Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica sobre a atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Tensor da Fáschia Lata. Valores normalizados pela atividade mioelétrica observada durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.

Ao compararmos as condições de posição da banda elástica, não observamos diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo TFL na posição pé em relação ao tornozelo ($p=1,000$). Porém, a posição coxa apresentou uma maior atividade mioelétrica do músculo TFL em relação ao pé ($p=0,003$) e ao tornozelo ($p=0,016$), conforme podemos observar na Figura 32.

Ao compararmos as condições de resistência aos pares, não observamos diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo TFL em nenhuma comparação de resistência, representadas por leve/moderada ($p=1,000$), leve/forte ($p=0,175$) e moderada/forte ($p=0,121$), conforme podemos observar na Figura 33.

Glúteo Médio: Não houve interação tripla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,138$, $\eta_p^2 0,05$) e dupla no fator sexo*posição ($p=0,240$; $\eta_p^2 0,042$). Porém, houve interação envolvendo o fator sexo*resistência ($p=0,036$; $\eta_p^2 0,100$) na atividade mioelétrica do músculo GMed. Quando analisamos os sujeitos do sexo feminino para esta condição, encontramos interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo GMed ($p=0,000$; $\eta_p^2 26,58$) conforme podemos observar na Figura 34.

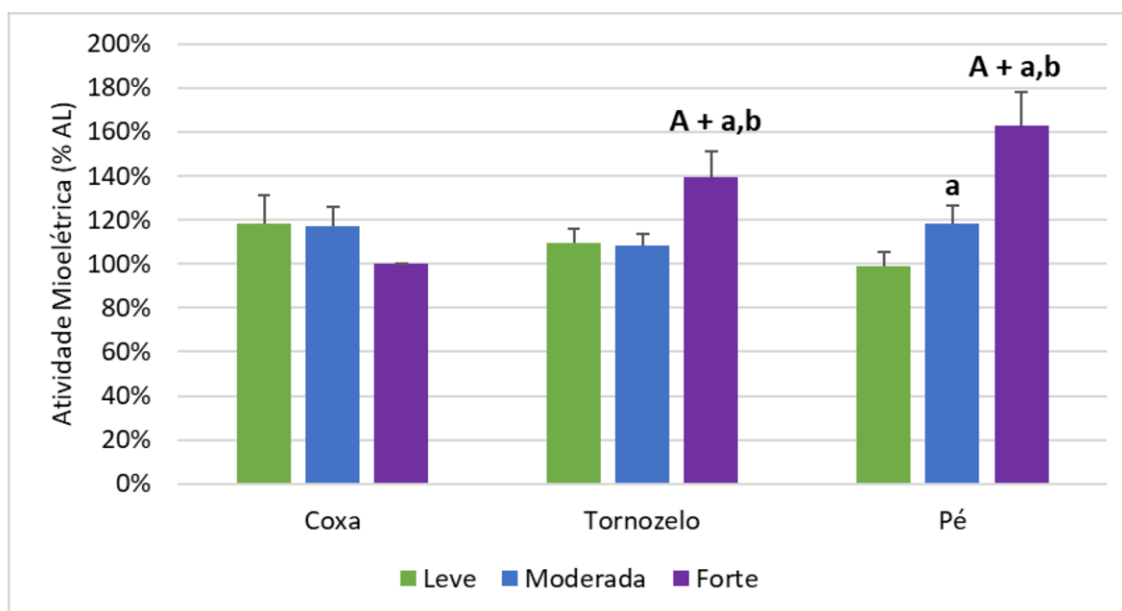


Figura 34- Média marginal estimada e erro padrão para a interação entre posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Glúteo Médio no sexo feminino. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a resistência leve, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMed entre as posições, ou seja, coxa/tornozelo ($p=1,000$), coxa/pé ($p=0,299$) e tornozelo/pé ($p=0,375$). Na resistência moderada, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMed entre as posições, ou seja, coxa/tornozelo ($p=0,789$), coxa/pé ($p=1,000$) e tornozelo/pé ($p=0,544$). Na resistência forte, no entanto, foi observada uma maior atividade mioelétrica

do músculo GMed na posição tornozelo em relação à coxa ($p=0,011$) e pé em relação à coxa ($p=0,002$). Não foram observados valores significativos na comparação da posição tornozelo com o pé ($p=0,107$), conforme podemos observar na Figura 34.

Quanto ao efeito da resistência, para a posição coxa, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMed em relação às resistências leve/moderada ($p=1,000$), leve/forte ($p=0,493$) e moderada em relação à forte ($p=0,165$). Na posição tornozelo, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed na resistência forte em relação à leve ($p=0,019$) e na resistência forte em relação à moderada ($p=0,022$). Não foi observada uma maior atividade mioelétrica na comparação da resistência leve com a moderada ($p=1,000$). Na posição do pé, houve diferença estatisticamente significativa em todas as comparações de resistência, ou seja, uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed na resistência forte em relação à leve ($p=0,001$) e a moderada ($p=0,008$), e na resistência moderada em relação à leve ($p=0,039$), conforme podemos observar na Figura 34.

Quando analisamos os sujeitos do sexo masculino para esta condição, também encontramos interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo GMed ($p=0,010$; $\eta_p^2 11,30$) (Figura 35).

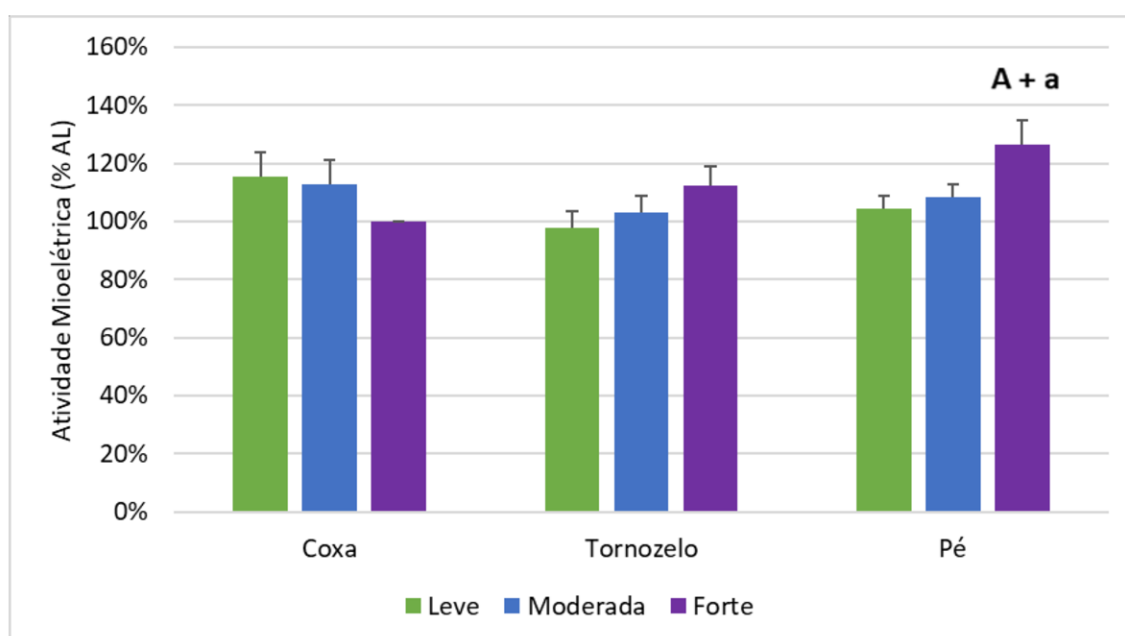


Figura 35- Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Glúteo Médio no sexo masculino. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). **Legenda:** Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a resistência leve, não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMed entre as posições, ou seja, coxa/tornozelo ($p=0,079$), coxa/pé ($p=0,761$) e tornozelo/pé ($p=0,767$). Para a resistência moderada, também não foram observadas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo GMed entre todas as comparações das posições, ou seja, coxa/tornozelo ($p=0,321$), coxa/pé ($p=1,000$) e tornozelo/pé ($p=0,935$). Quanto à resistência forte, observamos uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed na posição do pé em relação à coxa ($p=0,015$). Não foram observados valores estatisticamente significativos entre as comparações das posições coxa/tornozelo ($p=0,266$) e tornozelo/pé ($p=0,112$), conforme podemos observar na Figura 35.

Quanto ao efeito da resistência, para a posição da coxa, não foram observadas diferenças significativas da atividade mioelétrica do músculo GMed em relação às resistências leve/moderada ($p=1,000$), leve/forte ($p=0,269$) e moderada em relação à pesada ($p=0,475$). Para a posição tornozelo, também não foram observadas diferenças significativas da atividade mioelétrica do músculo GMed em relação às resistências leve/moderada ($p=1,000$), leve/pesada ($p=0,057$) e moderada em relação à pesada ($p=0,358$). Na posição do pé, no entanto, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo GMed na resistência forte em relação à leve ($p=0,032$). Não foram observados valores estatisticamente significativos na comparação das resistências leve/moderada ($p=1,000$) e moderada/forte ($p=0,095$), conforme podemos observar na Figura 35.

Glúteo Máximo: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,517$, η_p^2 0,02; sexo*resistência, $p=0,771$, η_p^2 0,01 e sexo*posição, $p=0,645$, η_p^2 0,01). Para homens e mulheres, observados de maneira agregada, houve interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo GMax ($p=0,000$; η_p^2 26,786) (Figura 36).

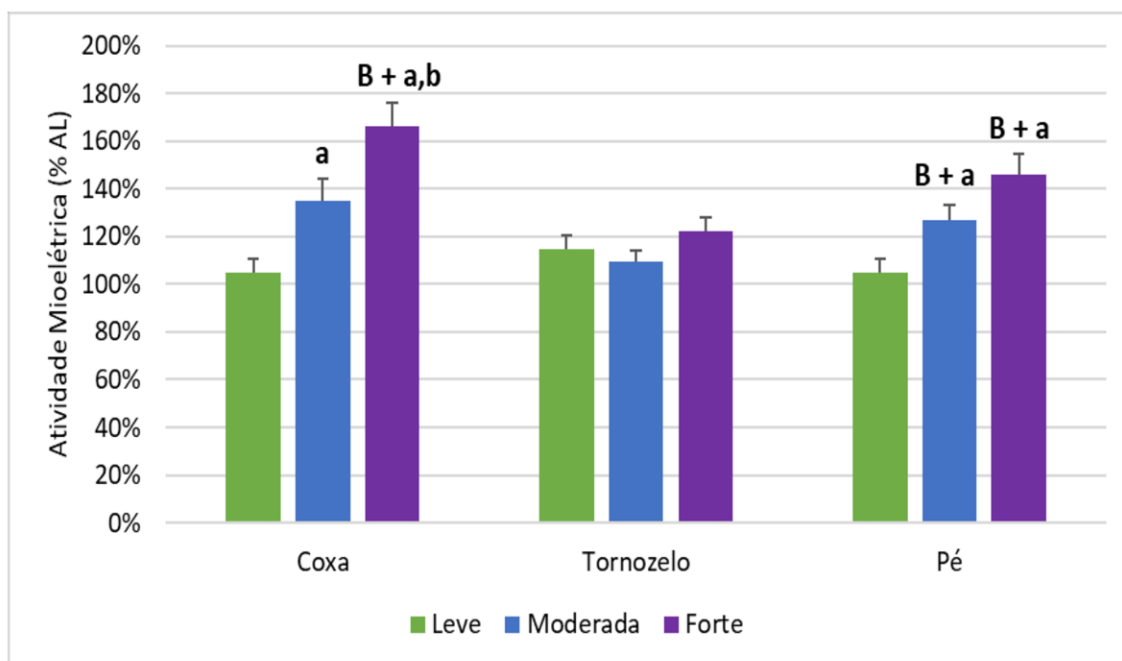


Figura 36- Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Glúteo Máximo. Valores normalizados pela atividade mioelétrica medida durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a resistência leve, não foram encontradas diferenças significativas entre a comparação da atividade mioelétrica do músculo GMax de todas as posições, coxa/tornozelo ($p=0,281$), coxa/pé ($p=1,000$) e pé/tornozelo ($p=0,106$). Para a resistência moderada, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na posição pé em relação ao tornozelo ($p=0,018$). Não observamos diferenças significativas entre a comparação de duas posições, coxa/tornozelo ($p=0,050$), coxa/pé ($p=0,944$). Para a resistência forte, houve uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na posição coxa em relação ao tornozelo ($p=0,000$) e no pé em relação ao tornozelo ($p=0,002$). Não encontramos valores significativos na comparação das posições coxa/pé ($p=0,132$), conforme podemos observar na Figura 36.

Quanto ao efeito da resistência, para a posição coxa, observamos uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na resistência moderada em relação à leve ($p=0,011$), resistência forte em relação à moderada ($p=0,006$) e em relação à leve ($p=0,000$). Para a posição tornozelo, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na comparação da atividade mioelétrica do músculo GMax de nenhuma resistência, leve/moderada ($p=1,000$), leve/forte ($p=0,699$) e moderada/forte ($p=0,230$). Na posição pé, observamos uma maior atividade mioelétrica do músculo GMax na resistência forte em relação à leve ($p=0,000$) e moderada em relação à leve ($p=0,007$).

Não encontramos valor significativo na comparação das condições de resistência moderado/forte ($p=0,072$), conforme podemos observar na Figura 36.

Vasto Medial: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,112$, η_p^2 0,06; sexo*resistência, $p=0,755$, η_p^2 0,01; e sexo*posição, $p=0,589$, η_p^2 0,02). Não houve interação entre os fatores posição*resistência ($p=0,174$, η_p^2 5,42). Não houve efeito da posição ($p=0,907$, η_p^2 0,18). Houve efeito da resistência ($p=0,031$, η_p^2 6,74) na atividade mioelétrica do músculo VM (Figura 37).

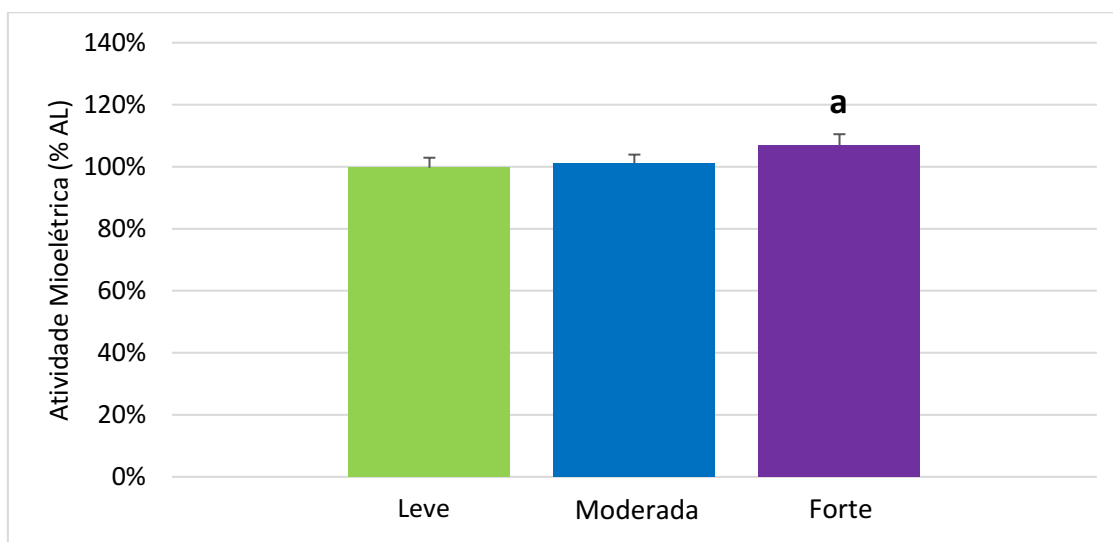


Figura 37- Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da resistência da banda elástica sobre a atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Vasto Medial. Valores normalizados pela atividade mioelétrica observada durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente.

Ao compararmos as condições de resistência, observamos uma maior atividade mioelétrica do músculo VM na resistência forte em relação à leve ($p=0,049$). Não foram observados valores significativos na comparação das resistências leve/moderada ($p=1,000$) e moderada/forte ($p=0,096$), conforme podemos observar na Figura 37.

Vasto Lateral: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,644$, η_p^2 0,02; sexo*resistência, $p=0,582$, η_p^2 0,02; e sexo*posição, $p=0,582$; η_p^2 0,02). Não houve interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo VL ($p=0,362$, η_p^2 4,38). Não

houve efeito da resistência ($p=0,054$, η_p^2 5,56). Houve efeito da posição ($p=0,002$, η_p^2 13,78) na atividade mioelétrica do músculo VL (Figura 38).

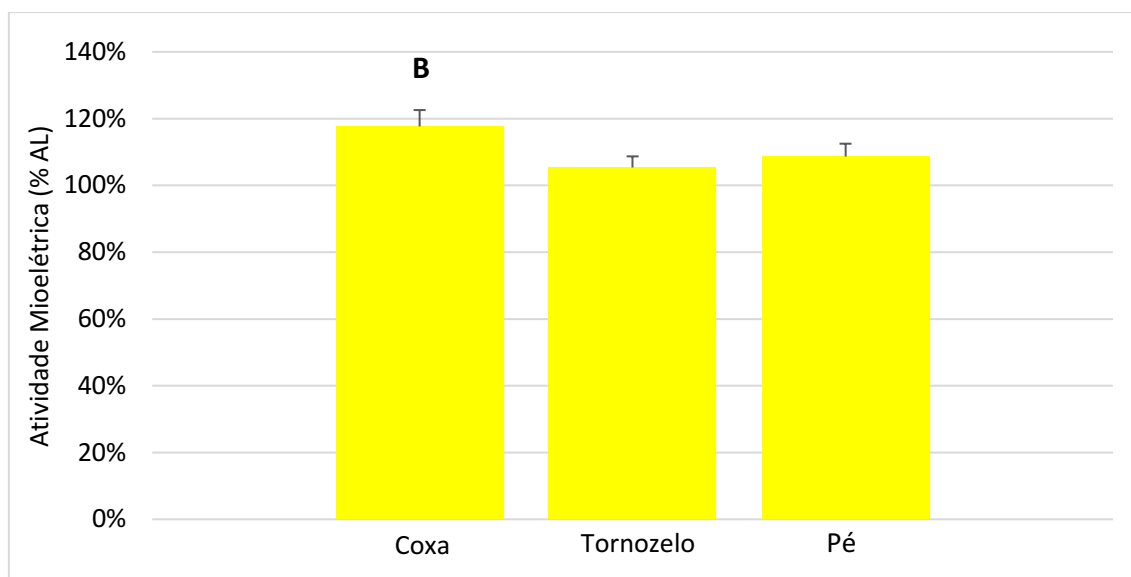


Figura 38- Média marginal estimada e erro padrão para o efeito da posição da banda elástica sobre a atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Vasto lateral. Valores normalizados pela atividade mioelétrica observada durante o agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé.

Ao compararmos as condições de posição, observamos uma maior atividade mioelétrica do músculo VL na posição coxa em relação ao tornozelo ($p=0,012$). Não observamos diferenças significativas em duas comparações, representadas por coxa/pé ($p=0,076$) e tornozelo/pé ($p=0,399$), conforme podemos observar na Figura 39.

Bíceps Femoral: Não houve interação tripla ou dupla envolvendo o fator sexo (sexo*posição*resistência, $p=0,512$, η_p^2 0,02; sexo*resistência, $p=0,342$, η_p^2 0,03; e sexo*posição, $p=0,943$, η_p^2 0,00). Para homens e mulheres, observados de maneira agregada, houve interação entre os fatores posição*resistência na atividade mioelétrica do músculo BF ($p=0,022$; η_p^2 10,84) (Figura 39).

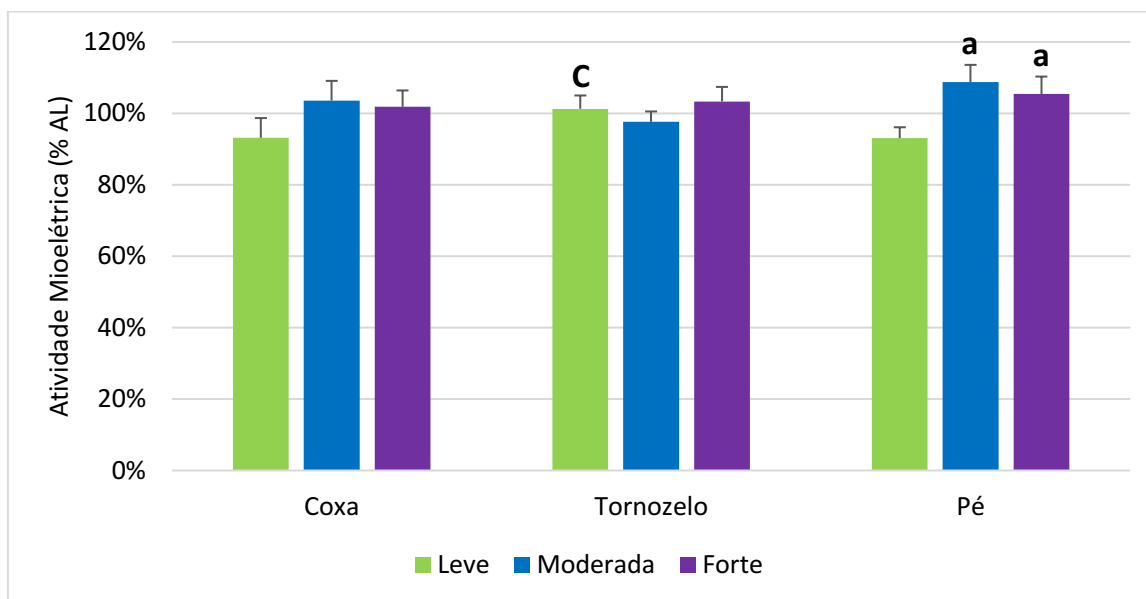


Figura 39- Média marginal estimada e erro padrão para a interação posição*resistência na atividade mioelétrica no pico da flexão de joelho do músculo Bíceps femoral. Valores normalizados pela atividade observada em um agachamento livre (%AL). Legenda: Letras minúsculas (a, b, c) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com a resistência leve, moderada e forte, respectivamente. Letras maiúsculas (A, B, C) indicam maior atividade mioelétrica quando comparada com as posições coxa, tornozelo e pé, respectivamente.

Para a resistência leve, foi observada uma maior atividade mioelétrica do músculo BF na posição do tornozelo em relação ao pé ($p=0,008$). Não foram encontradas diferenças significativas entre as posições coxa/tornozelo ($p=0,293$) e coxa/pé ($p=1,000$). Para a resistência moderada, não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo BF entre todas as comparações das posições, coxa/tornozelo ($p=0,650$), coxa/pé ($p=0,870$) e tornozelo/pé ($p=0,061$). Para a resistência forte, não foram encontradas diferenças significativas na atividade mioelétrica do músculo BF em todas as posições, coxa/tornozelo, coxa/pé, tornozelo/pé ($p=1,000$), conforme podemos observar na Figura 39.

Para a posição coxa, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na comparação da atividade mioelétrica do músculo BF de nenhuma condição, leve/moderada ($p=0,131$), leve/pesada ($p=0,180$) e moderada/forte ($p=1,000$). Para a posição tornozelo, também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na comparação da atividade mioelétrica do músculo BF de nenhuma condição, leve/moderada ($p=0,803$), leve/forte ($p=1,000$) e moderada/forte ($p=0,293$). Na posição pé, observamos uma maior atividade mioelétrica do músculo BF na resistência moderada em relação à leve ($p=0,001$) e na resistência forte em relação à leve ($p=0,016$).

Não encontramos valor significativo na comparação das condições de resistência moderada/forte ($p=1,000$), conforme podemos observar na Figura 39.

6 DISCUSSÃO

Nesse trabalho foram avaliados os efeitos de diferentes posições e níveis de resistência elástica sobre a atividade mioelétrica durante o agachamento. Podemos observar que o efeito da resistência elástica na atividade mioelétrica dos músculos avaliados é frequentemente dependente do posicionamento e que o efeito do posicionamento é, para alguns músculos, presente somente quando a resistência forte é empregada. Nosso estudo é o primeiro a investigar de maneira sistemática, a partir de três diferentes níveis controlados de resistência, o efeito da resistência da banda elástica na atividade mioelétrica dos músculos dos MMII durante o exercício de agachamento. Além disso, não é de nosso conhecimento estudos que testaram diferentes posicionamentos da banda elástica durante o agachamento.

Observamos que o aumento da atividade mioelétrica a partir da adição de bandas elásticas de maior resistência para os músculos do quadril só é alcançado quando a banda é colocada em posições mais distais para os músculos: glúteo médio, glúteo máximo e tensor da fáscia lata. Já o músculo bíceps femoral foi o único que respondeu positivamente ao aumento da resistência em uma posição proximal, ou seja, na coxa. A resposta dos músculos do quadríceps – vasto medial e vasto lateral – não dependem da posição.

Em relação ao agachamento livre (sem uso de banda elástica), caracterizado como 100% de atividade mioelétrica em nosso estudo, o uso da banda elástica não necessariamente resultou em um aumento da atividade mioelétrica. Descritivamente, podemos observar, por exemplo, que a adição da banda elástica leve no pé resultou, em média, em uma atividade de ~94% no músculo bíceps femoral. Em contraste, a adição de uma resistência forte no pé resultou em uma atividade de ~183% no músculo glúteo médio, podendo chegar ao dobro de ativação (~199%) nos indivíduos do sexo feminino (Tabela 6.)

Pudemos observar, em nossa análise, que uso de resistência forte em posições mais distais (pé) foi a condição de maior efeito na magnitude na atividade mioelétrica total em relação às demais condições de resistência e posição da banda elástica para os músculos glúteo médio, máximo e tensor da fáscia lata. Esse efeito, no entanto, foi menor para o TFL do que para os glúteos. Sendo assim, de acordo com nosso estudo, utilizar resistências elásticas mais fortes em posições mais distais, como no pé, pode ser uma boa estratégia quando o objetivo principal do exercício de agachamento é realizar um maior

recrutamento do complexo póstero-lateral do quadril, minimizando os efeitos do tensor da fáscia lata.

Em relação ao efeito da posição, diferentes músculos responderam de diferentes formas. A especificidade da resposta muscular às mudanças de posição e resistência podem oferecer ao profissional que prescreve o exercício a oportunidade de enfatizar a atividade mioelétrica de determinado músculo frente a outro durante a prescrição do exercício. Nos quadros 1 e 2 são apresentados, respectivamente, resumos do efeito do aumento da resistência e da mudança de posição nos seis músculos analisados em nosso estudo.

Quadro 1 - Representação do efeito do aumento da atividade mioelétrica caracterizado como positivo (▲), redução da atividade mioelétrica caracterizado como negativo (▼) e sem efeito na atividade mioelétrica caracterizado como ausente (=) no AUMENTO DA RESISTÊNCIA da banda elástica na atividade mioelétrica total e no pico da flexão do joelho para os músculos avaliados durante o exercício de agachamento. Na presença de interação entre resistência e posição, as letras C (coxa), T (tornozelo) e P (pé) são mostradas em subscrito para as posições onde o efeito ocorreu.

	TFL	GMed*		GMax	VM	VL	BF
		M	F				
ATIVIDADE MIOELÉTRICA TOTAL	▲ _{T,P}	▲ _{T,P}	▲	▲ _{C,T,P}	=	▲	▲ _C
PICO DA FLEXÃO DE JOELHO	▲	▲ _P	▲ _{T,P}	▲ _{C,P}	▲	=	▲ _P

Legenda: Tensor da Fásia Lata (TFL), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Glúteo Médio (GMed), Bíceps Femoral (BF) e Glúteo Máximo (GMax). *Representa interação significativa entre sexo e o efeito da resistência para o músculo Glúteo Médio.

Quadro 2 - Representação do efeito do aumento da atividade mioelétrica caracterizado como positivo (▲), redução da atividade mioelétrica caracterizado como negativo (▼) e sem efeito na atividade mioelétrica caracterizado como ausente (=) na MUDANÇA DA POSIÇÃO (distal – proximal) da banda elástica na atividade mioelétrica total e no pico da flexão do joelho para músculos avaliados durante o exercício de agachamento. Na presença de interação entre resistência e posição, as letras L (leve), M (moderada) e F (forte) são mostradas em subscrito para as resistências onde o efeito ocorreu.

	TFL	GMed*		GMax	VM	VL	BF
		M	F				
ATIVIDADE MIOELÉTRICA TOTAL	▲ _F	▲ _{F,M}	▲	▲ _{M,F}	=	▼ ▲	▼ _F
PICO DA FLEXÃO DO JOELHO	▼	▲ _F	▲ _F	(▼ ▲) _M (▼ ▲) _F	=	▼	▼ _L

Legenda: Tensor da Fáscia Lata (TFL), Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL), Glúteo Médio (GMed), Bíceps Femoral (BF) e Glúteo Máximo (GMax). *Representa a interação entre o sexo envolvendo o músculo Glúteo Médio. COR AMARELO: ilustra uma tendência para o efeito cujo p-valor encontrado foi ligeiramente maior do que o nível de significância adotado (p = 0,0517).

Durante muito tempo, a reabilitação de lesões em membros inferiores (MMII) esteve focada apenas em fatores locais, como por exemplo a fraqueza da musculatura do quadríceps como causa determinante para o aparecimento de dores no joelho (LANKHORST; BIERMA-ZEINSTRA; VAN MIDDELKOOP, 2012). No entanto, nos últimos anos, a atenção tem sido direcionada também a fatores proximais e distais à lesão, que possam constituir déficits no controle neuromuscular e contribuir para surgimento de padrões de movimento indesejados, predispondo o indivíduo a fatores associados à ocorrência de lesões (CHIA et al., 2020; COLLINS et al., 2018; QUATMAN;

QUATMAN-YATES; HEWETT, 2010). Nesse contexto, clínicos e pesquisadores têm discutido a possível influência do desalinhamento dinâmico de membros inferiores, popularmente conhecido como valgo dinâmico do joelho (POWERS, 2010), sobre o aumento do risco de lesões musculoesqueléticas em membros inferiores.

O valgo dinâmico do joelho é um padrão anormal de movimento dos membros inferiores, visualmente caracterizado pelo movimento medial excessivo da extremidade inferior durante atividades de suporte de peso (MENDONÇA et al., 2018; POWERS, 2010; SCHOLTES; SALSICH, 2017). Devido à comum presença de adução, flexão e rotação medial do fêmur durante valgo dinâmico do joelho, a fraqueza e/ou falta de controle neuromuscular do quadril têm sido apontadas como fatores que predisõem a lesões (CHIA et al., 2020; BOLING et al., 2009; DERRICK et al., 2020; POWERS, 2010).

O complexo póstero-lateral do quadril é composto por músculos potencialmente capazes de realizar movimentos de abdução e rotação externa do quadril (FUKUDA et al., 2012) e defende-se que essa estrutura produza um sistema robusto e estável de músculos, sendo capaz de resistir ao colapso medial do joelho e, possivelmente reduzir o risco de lesões (FUKUDA et al., 2010; HOLLMAN et al., 2014).

Devido à importância clínica dada a esse complexo na manutenção de um padrão motor saudável, exercícios funcionais frequentemente focam no recrutamento neuromuscular do complexo póstero-lateral do quadril e em minimizar a ativação do músculo tensor da fáscia lata (SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013). Embora o TFL seja um abductor do quadril, ele parece produzir também uma força (de forma secundária) de rotação interna e, acredita-se que esse possa auxiliar no aumento do padrão de movimento em valgo (BERRY et al., 2015; SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013; NEUMANN, 2010). Recentemente, uma revisão sistemática colocou que a fraqueza dos rotadores externos pode ser um fator de risco para lesões no joelho de atletas saudáveis (CHIA et al., 2020). Nesse sentido, exercícios que diminuem a ação do tensor da fáscia lata e aumentem a ativação do complexo póstero-lateral do quadril têm sido de grande interesse de clínicos e pesquisadores (MCBETH et al., 2012; SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013).

Quando analisamos o efeito da resistência na atividade mioelétrica dos músculos do quadril de forma isolada, percebemos um maior nível de atividade mioelétrica dos músculos glúteo médio e máximo perante o tensor da fáscia lata na resistência forte. Esse efeito citado acima pode ser percebido a partir do aumento da razão entre a atividade

mioelétrica dos glúteos sobre a atividade do TFL (em 1,14 na coxa, 1,23 no tornozelo e 1,42 no pé no glúteo médio em relação ao tensor da fáscia lata e em 1,33 na coxa, 1,22 no tornozelo e 1,38 no pé no glúteo máximo em relação ao tensor da fáscia lata) na atividade mioelétrica total. Apesar do aumento do recrutamento dos glúteos frente ao tensor da fáscia lata ser defendido nos programas de reabilitação, esse aumento da razão dos glúteos em relação ao TFL não deve ser interpretado como uma maior atividade dos rotadores laterais frente aos rotadores mediais, pois a função desses músculos se altera conforme a execução do exercício de agachamento (DELP et al., 1999).

Embora a atividade mioelétrica total dos músculos de interesse aumentem com o deslocamento mais distal da banda elástica – resultado que confirma uma de nossas hipóteses iniciais –, esse aumento não ocorre durante todo o ciclo. Para a atividade mioelétrica no pico de flexão de joelho, uma diminuição da atividade mioelétrica do TFL ocorreu com a mudança da banda elástica para posições mais distais (no quadro 1 podemos observar a direção desse efeito). Nosso interesse em avaliar a condição de pico de flexão de joelho se deu pela expectativa de uma maior demanda neuromuscular acontecendo na região do quadril. No entanto, com base nas Tabelas 3 e 4 e na Figura 23, que mostram a atividade mioelétrica no agachamento livre, essa expectativa não se confirma para o agachamento livre. O mesmo parece ocorrer para o agachamento com banda elástica, onde os efeitos da posição e da resistência parecem ser maiores para integral da atividade mioelétrica do que para o pico (Tabela 6 e 7).

A diminuição da atividade mioelétrica do tensor da fáscia lata em relação aos glúteos com a mudança da posição da coxa para o pé (com resistência forte e no pico de flexão de joelho), sugere que o uso da banda elástica forte no pé pode ser uma condição interessante quanto o intuito do exercício de agachamento com banda elástica é aumentar a demanda do complexo póstero-lateral do quadril e minimizar os efeitos do músculo tensor da fáscia lata.

O fortalecimento dos músculos glúteo médio e máximo através de exercícios que reduzem a atividade do TLF em pessoas com dor patelofemoral vem ganhando cada vez mais ênfase na literatura (BALDON et al., 2015; FUKUDA et al., 2012; SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013). Acredita-se que o músculo tensor da fáscia lata, além de realizar a abdução do quadril auxilie na rotação interna do mesmo (SELKOWITZ; BENECK; POWERS, 2013), contribuindo para o deslocamento lateral da patela e favorecendo o aparecimento da dor patelofemoral (POWERS, 2010; SOUZA; POWERS, 2009). Neste sentido, podemos considerar o exercício de agachamento com resistência

elástica um pé um exercício interessante quando o intuito for gerar uma ativação de glúteos frente o tensor da fáscia lata.

Em um estudo recente, Reece et al (2020) avaliaram o pico da atividade mioelétrica dos músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, glúteo médio e glúteo máximo durante o exercício de agachamento com barra associado a banda elástica na coxa com dois níveis de resistência (leve e forte). Os autores concluíram que a utilização de uma banda elástica mais forte gerou uma maior atividade mioelétrica no glúteo máximo em relação aos demais músculos durante o exercício (REECE et al., 2020). Os resultados desse estudo são semelhantes ao nosso, pois também observamos um aumento da atividade mioelétrica do músculo glúteo máximo (além do glúteo médio) com o aumento da resistência da banda elástica, principalmente em relação dos músculos do quadríceps. Nesse estudo, porém, o músculo tensor da fáscia lata não foi avaliado, deixando incerto se a magnitude de ativação dos glúteos seria maior em relação ao mesmo. Além disso, Reece et al (2020) avaliaram somente o pico (valor máximo) da atividade mioelétrica durante agachamento. Em nosso estudo, podemos observar que esse aumento do pico é acompanhado por um aumento da atividade mioelétrica total, durante todo o ciclo.

Cambridge et al (2012) e Lewis et al (2018) analisaram o efeito do deslocamento de uma resistência elástica da coxa para o pé na atividade mioelétrica do quadril durante o exercício de caminhada lateral. Os autores observaram que houve um aumento da atividade mioelétrica dos glúteos frente ao tensor da fáscia lata com o posicionamento mais distal de banda elástica (pé em relação a abaixo do joelho) durante o exercício de caminhada lateral (CAMBRIDGE et al., 2012; LEWIS et al., 2018). Esses resultados corroboram com nossos achados, onde também percebemos que posicionar as resistências elásticas no pé em relação ao tornozelo e a coxa, gera uma maior atividade mioelétrica dos glúteos em relação ao tensor da fáscia lata. Porém, devemos analisar com restrição os resultados citados acima, devido à diferença na biomecânica do exercício de caminhada lateral em relação ao agachamento livre.

Em um estudo, Spraklin et al (2017) avaliaram o pico de máxima atividade mioelétrica na fase excêntrica e concêntrica do agachamento e observaram que os indivíduos analisados tiveram uma maior ativação de glúteo médio e máximo com a adição de uma banda elástica na coxa em relação à não colocação de uma resistência. Já os músculos vasto lateral e bíceps femoral não apresentaram aumento da sua atividade mioelétrica com a adição de uma resistência elástica durante exercícios de agachamento

com banda elástica (SPRACKLIN; BUTTON; HALPERIN, 2017). Os resultados desse estudo são semelhantes ao nosso, pois também observamos uma maior magnitude da atividade mioelétrica dos músculos glúteo médio e máximo com a adição de uma resistência elástica em relação ao agachamento livre. Porém, a comparação de nosso estudo com o de Spracklin et al (2017) deve ser feita com cautela, pois os autores avaliaram o efeito da resistência elástica apenas na coxa, diferente de nosso estudo, onde analisamos em três níveis diferentes, observando um aumento em todos, tendo a magnitude do efeito maior no pé.

Em nosso estudo, observamos que o glúteo médio foi o único músculo onde o efeito da posição e resistência foi dependente do sexo tanto na atividade mioelétrica total quanto na atividade mioelétrica no pico da flexão do joelho. O aumento da resistência e o deslocamento distal da mesma gerou uma maior atividade mioelétrica de glúteo médio para os sujeitos do sexo masculino e feminino. No entanto, conforme podemos observar nos Quadros 1 e 2, esse efeito da resistência foi presente nas mulheres em todas as posições na atividade mioelétrica total, enquanto nos homens esse efeito foi presente apenas no tornozelo e no pé.

Neste sentido, de acordo com nosso estudo, aumentar a resistência da banda elástica na coxa não gera um aumento da atividade mioelétrica do GMed para os homens nesta posição, apenas em posições mais distais, como tornozelo e pé. Já para as mulheres, o aumento da resistência na coxa gerou uma maior atividade mioelétrica do GMed. Essa diferença entre os homens e as mulheres pode ser atribuída a possíveis diferenças entre os níveis de força dos mesmos, sendo que as mulheres tendem a possuir uma capacidade reduzida de produzir força de abdução do quadril em relação aos homens, sendo necessário um maior recrutamento dessa musculatura para se opor a resistência extra gerada pelas bandas elásticas.

Além do contexto específico do quadril abordado acima, um dos principais objetivos do exercício de agachamento é o fortalecimento de quadríceps (ESCAMILLA, 2001) com o intuito de ajudar no tratamento de diversas disfunções musculo esqueléticas, como a osteoartrite de joelho e a DPF (BOLING et al., 2006; IMOTO; PECCIN; TREVISANI, 2012; POWERS et al., 2014; QUILTY et al., 2003). A atividade mioelétrica total do vasto medial no agachamento não foi afetada pelo aumento da resistência, já a atividade mioelétrica no pico de flexão de joelho sofreu um aumento. O oposto ocorreu com o vasto lateral, no qual não respondeu ao aumento da resistência elástica na atividade mioelétrica no pico de flexão do joelho, respondendo positivamente

na atividade mioelétrica total do agachamento (Quadro 1). O vasto medial e o vasto lateral, cuja ação principal ocorre no plano sagital, também não apresentaram um efeito significativo com o deslocamento distal da banda elástica (Quadro 2).

Os músculos vasto medial e vasto lateral participam de forma primária da extensão do joelho, tendo sua ação predominantemente no plano sagital (BORDONI; VARACALLO, 2018; KARY, 2010). Talvez a resistência extra gerada pelas bandas elásticas no plano transversal e frontal pode ter alterado negativamente a parte proprioceptiva desse grupo muscular, não gerando uma magnitude muito alta na atividade mioelétrica total, conforme a resistência elástica era aumentada e posicionada mais distalmente em relação ao quadril, durante o exercício de agachamento.

A análise do bíceps femoral neste estudo se deu devido ao seu potencial de realizar o movimento de extensão de quadril (de forma primária) no plano sagital e rotação externa de quadril (de forma secundária) no plano transversal (EMILIO et al., 2020). Além disso, realizamos um estudo piloto em laboratório onde colocamos uma barra de extensão do eixo tibia com o objetivo de analisar o efeito do aumento do momento externo do quadril e do joelho na ativação dos músculos dos membros inferiores durante o agachamento. Neste estudo, percebemos que o músculo BF foi o que mais respondeu ao aumento do momento de rotação interna do quadril e ao momento de abdução do joelho durante o agachamento (ou seja, com a colocação de uma banda elástica na extensão superior da tibia), sugerindo que esse músculo desempenha um papel importante no controle de valgo dinâmico durante as atividades de suporte de peso (STEFFEN et al., 2019).

O agachamento é utilizado em programas de fortalecimento e prevenção de lesões de isquiotibiais, sendo o bíceps femoral um dos principais músculos envolvidos neste processo (BLANPIED, 1999; MALLIAROPOULOS et al., 2012; SHARIAT et al., 2017). Quando analisamos a atividade mioelétrica total do músculo bíceps femoral, observamos que, de todos os músculos, esse foi o que apresentou uma menor atividade mioelétrica total com a adição de uma banda elástica em relação ao agachamento livre (caracterizado como 100% de atividade mioelétrica em nosso estudo). Ou seja, adicionar uma resistência elástica durante o exercício de agachamento parece gerar uma redução da atividade desse músculo em comparação com o agachamento sem banda elástica. Esse resultado é observado em todas as condições (Tabela 6), exceto para a resistência forte posicionada na coxa (com 8% de atividade a mais em relação à livre) e para a resistência moderada da banda elástica na posição do pé (com 3% de atividade a mais em relação à

livre), conforme podemos observar na Figura 32. Nossos resultados parecem não justificar a adição de bandas elásticas durante o exercício de agachamento, quando o objetivo do mesmo é gerar um maior recrutamento muscular de quadríceps e bíceps femoral

Os resultados de nosso estudo em relação à resposta dos músculos da coxa com a adição de uma banda elástica nos membros inferiores frente ao agachamento livre (sem resistência elástica) são semelhantes ao estudo de Spraklin et al (2017), no qual que a adição de uma resistência elástica na coxa não gerou um aumento da atividade mioelétrica dos músculos vasto lateral e bíceps femoral em relação ao exercício de agachamento sem resistência elástica (SPRACKLIN; BUTTON; HALPERIN, 2017).

Se analisarmos o efeito isolado do aumento da resistência elástica na atividade mioelétrica dos músculos do quadril em relação aos da coxa não percebemos grandes diferenças de ativação. Porém, o deslocamento mais distal da banda elástica gerou um aumento da atividade mioelétrica nos músculos do quadril em relação aos da coxa durante o exercício de agachamento, ou seja, quando a banda elástica foi posicionada no tornozelo e principalmente no pé, uma maior demanda neuromuscular dos glúteos médio, máximo e tensor da fáscia lata frente ao vasto medial, lateral e bíceps femoral foi gerada, conforme podemos observar na Tabela 6.

Podemos considerar o aumento da atividade mioelétrica dos músculos do quadril frente aos da coxa com o deslocamento distal da banda elástica devido ao maior braço de alavanca que essa situação gera no quadril, neste sentido, os sujeitos devem ter gerado um maior recrutamento muscular no quadril frente a coxa, conseqüentemente gerando uma maior atividade dessa musculatura.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho avaliou a resposta dos músculos do quadril e da coxa frente à mudança do posicionamento e da resistência da banda elástica durante um exercício de agachamento. O uso de resistência elástica como incremento no exercício de agachamento pode, dependendo da posição e da resistência utilizada, resultar em um aumento da atividade mioelétrica. Exceto para o vasto medial, cuja atividade não foi afetada pelo nível de resistência, o aumento da resistência elástica resultou em um aumento da atividade mioelétrica total dos músculos em pelo menos uma das três posições testadas.

Em contraste, o efeito da posição da banda elástica mostrou-se diferente entre os músculos, tanto em relação à magnitude do efeito quanto à direção. Além disso, a alteração de posição da banda elástica resulta em mudanças na atividade mioelétrica somente quando um nível suficiente de resistência é empregado.

O efeito da posição e da resistência parece diferir entre os músculos avaliados, abrindo oportunidade para que a escolha dos parâmetros posição e resistência da banda elástica seja baseada na ênfase muscular desejada no exercício. A análise conjunta do efeito da posição sobre a atividade mioelétrica dos músculos do quadril sugere que a posição da banda elástica no pé durante o agachamento é a que mais prioriza a ativação dos glúteos em relação ao TFL. A utilização de banda elástica no pé gera um aumento da atividade mioelétrica dos glúteos em relação ao TFL e pode ser uma opção quando o intuito é aumentar a força do complexo póstero-lateral do quadril. Nesse contexto, a colocação de resistências elásticas mais fortes em posições mais distais deve ser priorizada frente ao agachamento livre e à colocação de resistências mais leves e em posições mais proximais.

Outra informação complementar que nosso estudo revelou é que o exercício de agachamento com resistência elástica não proporciona efeitos adicionais ao fortalecimento dos músculos da coxa quando comparado ao agachamento sem banda. Sendo assim, parece que a estratégia de incrementar resistência elástica ao exercício de agachamento não fornece grandes vantagens em relação ao agachamento livre na magnitude da atividade dessa musculatura. Conforme a banda elástica foi posicionada mais distalmente, os músculos que possuem uma ação muscular mais efetiva no plano sagital, como o vasto medial, vasto lateral e bíceps femoral não responderam com aumento da magnitude da sua atividade mioelétrica.

Neste sentido, acreditamos que o incremento de resistências elásticas, principalmente em regiões mais distais em relação ao quadril, não caracteriza uma estratégia interessante quando o intuito do exercício é aumentar o recrutamento muscular do quadríceps e bíceps femoral.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDERSON, C. E.; SFORZO, G. A.; SIGG, J. A. The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 2, p. 567–574, 2008.

AUSTIN, A. B. et al. Identification of Abnormal Hip Motion Associated With Acetabular Labral Pathology. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 9, p. 558–565, set. 2008.

BAKER, R. L.; SOUZA, R. B.; FREDERICSON, M. Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in Evaluation and Treatment. **PM&R**, v. 3, n. 6, p. 550–561, jun. 2011.

BELL-JENJE, T. et al. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. **Manual Therapy**, v. 21, p. 256–261, fev. 2016.

BELL, D. R.; PADUA, D. A.; CLARK, M. A. Muscle Strength and Flexibility Characteristics of People Displaying Excessive Medial Knee Displacement. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 7, p. 1323–1328, 1 jul. 2008.

BERRY, J. W. et al. Resisted Side Stepping: The Effect of Posture on Hip Abductor Muscle Activation. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 45, n. 9, p. 675–82, set. 2015.

BITTENCOURT, N. F. N. et al. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 21, p. 1309–1314, nov. 2016.

BLANPIED, P. R. Changes in muscle activation during wall slides and squat-machine exercise. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 8, n. 2, p. 123–134, 1 maio 1999.

BOLGLA, L. A. et al. Hip Strength and Hip and Knee Kinematics During Stair Descent in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 1, p. 12–18, jan. 2008.

BOLING, M. C. et al. Outcomes of a Weight-Bearing Rehabilitation Program for Patients Diagnosed With Patellofemoral Pain Syndrome. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 11, p. 1428–1435, nov. 2006.

BOLING, M. C. et al. A Prospective Investigation of Biomechanical Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 11, p. 2108–2116, 24 nov. 2009.

BORDONI, B.; VARACALLO, M. **Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Thigh Quadriceps Muscle**. [s.l.] StatPearls Publishing, 2018.

BORSA, P. A.; LEPHART, S. M.; IRRGANG, J. J. Comparison of performance-based and patient reported measures of function in anterior-cruciate-ligament-deficient individuals. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 28, n. 6, p. 392–399, 1998.

BUSCH, A. J. et al. Resistance exercise training for fibromyalgia. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 12, p. CD010884, 20 dez. 2013.

CAMBRIDGE, E. D. J. et al. Progressive hip rehabilitation: The effects of resistance band placement on gluteal activation during two common exercises. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 7, p. 719–724, ago. 2012.

CANTERGI, D. et al. Muscle strategies for leg extensions on a “Reformer” apparatus. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 2, p. 260–264, 1 abr. 2015.

CHIA, L. et al. Limited Support for Trunk and Hip Deficits as Risk Factors for Athletic Knee Injuries: A Systematic Review With Meta-analysis and Best-Evidence Synthesis. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 50, n. 9, p. 476–489, 1 set. 2020.

CLAIBORNE, T. L. et al. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. **Journal of applied biomechanics**, v. 22, n. 1, p. 41–50, fev. 2006.

COLLINS, N. J. et al. 2018 Consensus statement on exercise therapy and physical

interventions (orthoses, taping and manual therapy) to treat patellofemoral pain: recommendations from the 5th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Gold Coast, Australia, 2017. **British Journal of Sports Medicine**, v. 52, n. 18, p. 1170–1178, set. 2018.

DE BALDON, R. M. et al. Evaluating Eccentric Hip Torque and Trunk Endurance as Mediators of Changes in Lower Limb and Trunk Kinematics in Response to Functional Stabilization Training in Women With Patellofemoral Pain. **American Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 6, p. 1485–1493, 3 jun. 2015.

DE LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135–163, maio 1997.

DE LUCA, C. J. et al. Decomposition of surface EMG signals. **Journal of Neurophysiology**, v. 96, n. 3, p. 1646–1657, 2006.

DE OLIVEIRA, D. C. S. et al. Electromyographic analysis of lower limb muscles in proprioceptive exercises performed with eyes open and closed. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, n. 4, p. 261–266, 2012.

DE OLIVEIRA, P. A. et al. Effects of Elastic Resistance Exercise on Muscle Strength and Functional Performance in Healthy Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of Physical Activity and Health**, v. 14, n. 4, p. 317–327, abr. 2017.

DELP, S. L. et al. Variation of rotation moment arms with hip flexion. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 5, p. 493–501, maio 1999.

DERRICK, T. R. et al. ISB recommendations on the reporting of intersegmental forces and moments during human motion analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 99, p. 109533, 23 jan. 2020.

DILL, K. E. et al. Altered Knee and Ankle Kinematics During Squatting in Those With Limited Weight-Bearing–Lunge Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. **Journal of Athletic Training**, v. 49, n. 6, p. 723–732, dez. 2014.

DOLAK, K. L. et al. Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: A

randomized clinical trial. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 41, n. 8, p. 560–570, 2011.

DONOHUE, M. R. et al. Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. **Research in Sports Medicine**, v. 23, n. 4, p. 394–411, 2 out. 2015.

DOS REIS, A. C. et al. Kinematic and Kinetic Analysis of the Single-Leg Triple Hop Test in Women With and Without Patellofemoral Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 45, n. 10, p. 799–807, out. 2015.

DROWATZKY, J. N.; ZUCCATO, F. C. Interrelationships between selected measures of static and dynamic balance. **Research quarterly**, v. 38, n. 3, p. 509–10, out. 1967.

ELIASSEN, W.; SAETERBAKKEN, A. H.; VAN DEN TILLAAR, R. COMPARISON OF BILATERAL AND UNILATERAL SQUAT EXERCISES ON BARBELL KINEMATICS AND MUSCLE ACTIVATION. **International journal of sports physical therapy**, v. 13, n. 5, p. 871–881, ago. 2018.

EMILIO, F. C. et al. Common origin tendon of the biceps femoris and semitendinosus muscles, functional and clinical relevance. **International Journal of Morphology**, v. 38, n. 5, p. 1341–1349, 1 out. 2020.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 1, p. 127–41, jan. 2001.

ESCAMILLA, R. F. et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 9, p. 1552–66, set. 2001.

FOLEY, R. C. A. et al. EFFECTS OF A BAND LOOP ON LOWER EXTREMITY MUSCLE ACTIVITY AND KINEMATICS DURING THE BARBELL SQUAT. **International journal of sports physical therapy**, v. 12, n. 4, p. 550–559, ago. 2017.

FORMAN, D. A. et al. THERABANDTM® CLX gold reduces knee-width index

and range of motion during overhead, barbell squatting. **Sports Biomechanics**, p. 1–15, 11 dez. 2018.

FUENTES, A. D.; SMITH, C. J.; SHOEPE, T. C. Loading Patterns of Rubber-Based Resistance Bands across Distributors. **Sports (Basel, Switzerland)**, v. 7, n. 1, 16 jan. 2019.

FUKUDA, T. Y. et al. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled clinical trial. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 11, p. 736–742, 2010.

FUKUDA, T. Y. et al. Hip Posterolateral Musculature Strengthening in Sedentary Women With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Clinical Trial With 1-Year Follow-up. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 10, p. 823–830, out. 2012.

GLEIM, G. W.; MCHUGH, M. P. Flexibility and Its Effects on Sports Injury and Performance. **Sports Medicine**, v. 24, n. 5, p. 289–299, nov. 1997.

GOOYERS, C. E. et al. The influence of resistance bands on frontal plane knee mechanics during body-weight squat and vertical jump movements. **Sports Biomechanics**, v. 11, n. 3, p. 391–401, set. 2012.

GROSSE, P.; CASSIDY, M. J.; BROWN, P. **EEG-EMG, MEG-EMG and EMG-EMG frequency analysis: Physiological principles and clinical applications** *Clinical Neurophysiology* *Clin Neurophysiol*, , out. 2002. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12350427/>>. Acesso em: 12 set. 2020

HAN, J. J. et al. **Using electromyography to assess function in humans and animal models of muscular dystrophy** *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* *Phys Med Rehabil Clin N Am*, , nov. 2005. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16214055/>>. Acesso em: 12 set. 2020

HARKEY, M. S.; GRIBBLE, P. A.; PIETROSIMONE, B. G. **Disinhibitory interventions and voluntary quadriceps activation: A systematic review** *Journal of Athletic Training* *National Athletic Trainers' Association Inc.*, , 2014. Disponível em:

</pmc/articles/PMC4079249/?report=abstract>. Acesso em: 11 jul. 2020

HERMAN, D. C. et al. The Effects of Strength Training on the Lower Extremity Biomechanics of Female Recreational Athletes during a Stop-Jump Task. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 4, p. 733–740, 30 abr. 2008.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, out. 2000.

HEWETT, T. E. et al. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492–501, 30 abr. 2005.

HOLLMAN, J. H. et al. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 468–474, abr. 2014.

HULTBORN, H. **Spinal reflexes, mechanisms and concepts: From Eccles to Lundberg and beyond** *Progress in Neurobiology* Prog Neurobiol, , fev. 2006. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16716488/>>. Acesso em: 11 jul. 2020

IMOTO, A. M.; PECCIN, M. S.; TREVISANI, V. F. M. Quadriceps strengthening exercises are effective in improving pain, function and quality of life in patients with osteoarthritis of the knee. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 20, n. 3, p. 174–179, 2012.

JAKOBSEN, M. D. et al. Effectiveness of Hamstring Knee Rehabilitation Exercise Performed in Training Machine vs. Elastic Resistance. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 93, n. 4, p. 320–327, abr. 2014.

KARY, J. M. **Diagnosis and management of quadriceps strains and contusions** *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* Humana Press Inc., , 1 out. 2010. Disponível em: </pmc/articles/PMC2941577/?report=abstract>. Acesso em: 7 nov. 2020

KIANIFAR, R. et al. Automated Assessment of Dynamic Knee Valgus and Risk

of Knee Injury During the Single Leg Squat. **IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine**, v. 5, p. 1–13, 2017.

KIBLER, W. BEN; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The Role of Core Stability in Athletic Function. **Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 189–198, 2006.

LANGE, A. K.; VANWANSEELE, B.; FIATARONE SINGH, M. A. Strength training for treatment of osteoarthritis of the knee: A systematic review. **Arthritis & Rheumatism**, v. 59, n. 10, p. 1488–1494, 15 out. 2008.

LANKHORST, N. E.; BIERMA-ZEINSTRAS, S. M. A.; VAN MIDDELKOOP, M. Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 2, p. 81-A12, fev. 2012.

LEE, J. et al. Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 2, p. 318–324, abr. 2014.

LEETUN, D. T. et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 36, n. 6, p. 926–34, jun. 2004.

LEWIS, C. L. et al. Hip-Muscle Activity in Men and Women During Resisted Side Stepping With Different Band Positions. **Journal of Athletic Training**, v. 53, n. 11, p. 1071–1081, nov. 2018.

LIMA, Y. L. et al. The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. **Physical Therapy in Sport**, v. 29, p. 61–69, jan. 2018.

LLOYD, D. G.; BUCHANAN, T. S. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 10, p. 1257–67, out. 2001.

Looped Band Placed Around Thighs Increases EMG of Gluteal Muscles Without Hindering Performance During Squatting | Request PDF. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/317491110_Looped_Band_Placed_Around>

Thighs_Increases_EMG_of_Gluteal_Muscles_Without_Hindering_Performance_During_Squatting>. Acesso em: 29 maio. 2019.

LOPES, J. S. S. et al. Effects of training with elastic resistance versus conventional resistance on muscular strength: A systematic review and meta-analysis. **SAGE open medicine**, v. 7, p. 2050312119831116, 2019.

LORENZ, D. S. Variable resistance training using elastic bands to enhance lower extremity strengthening. **International journal of sports physical therapy**, v. 9, n. 3, p. 410–4, maio 2014.

LORENZETTI, S. et al. Comparison of the Angles and Corresponding Moments in the Knee and Hip During Restricted and Unrestricted Squats. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 10, p. 2829–2836, out. 2012.

LUBANS, D. R.; SHEAMAN, C.; CALLISTER, R. Exercise adherence and intervention effects of two school-based resistance training programs for adolescents. **Preventive Medicine**, v. 50, n. 1–2, p. 56–62, jan. 2010.

LUCA, C. J. DE. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. 1997.

LYNN, S. K.; NOFFAL, G. J. Lower Extremity Biomechanics During a Regular and Counterbalanced Squat. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 9, p. 2417–2425, set. 2012.

MAKIHARA, Y. et al. Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 14, n. 4, p. 310–317, 6 abr. 2006.

MALLIAROPOULOS, N. et al. **Hamstring exercises for track and field athletes: Injury and exercise biomechanics, and possible implications for exercise selection and primary prevention** **British Journal of Sports Medicine** BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine, , 1 set. 2012. Disponível em: <<https://bjsm.bmj.com/content/46/12/846>>. Acesso em: 12 out. 2020

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia**. [s.l.:

s.n.]. Disponível em: <<http://lob.iv.fapesp.br>>. Acesso em: 29 maio. 2019.

MARTINS, W. R. et al. Elastic resistance training to increase muscle strength in elderly: A systematic review with meta-analysis. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 57, n. 1, p. 8–15, jul. 2013.

MCBETH, J. M. et al. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. **Journal of athletic training**, v. 47, n. 1, p. 15–23, 2012.

MCCLAY, I.; MANAL, K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 13, n. 3, p. 195–203, abr. 1998.

MCKEON, P. O. et al. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 10, p. 1810–1819, 2008.

MCMASTER, D. T.; CRONIN, J.; MCGUIGAN, M. R. Quantification of Rubber and Chain-Based Resistance Modes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 8, p. 2056–2064, ago. 2010.

MENDONÇA, L. D. et al. Association of Hip and Foot Factors With Patellar Tendinopathy (Jumper's Knee) in Athletes. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 48, n. 9, p. 676–684, set. 2018.

MORE, R. C. et al. Hamstrings—an anterior cruciate ligament protagonist. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 2, p. 231–237, 23 mar. 1993.

NAKAGAWA, T. H. et al. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: A randomized controlled pilot study. **Clinical Rehabilitation**, v. 22, n. 12, p. 1051–1060, 2008.

NAKAGAWA, T. H. et al. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single-Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. 491–501, jun. 2012.

NAKAGAWA, T. H.; PETERSEN, R. S. Relationship of hip and ankle range of

motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. **Physical Therapy in Sport**, v. 34, p. 174–179, nov. 2018.

NEUMANN, D. A. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 82–94, fev. 2010.

NYLAND, J. et al. Whole body, long-axis rotational training improves lower extremity neuromuscular control during single leg lateral drop landing and stabilization. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 4, p. 363–370, maio 2011.

PALMER, K.; HEBRON, C.; WILLIAMS, J. M. A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 105, 3 dez. 2015.

PALMIERI-SMITH, R. M. et al. Quadriceps inhibition induced by an experimental knee joint effusion affects knee joint mechanics during a single-legged drop landing. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 8, p. 1269–75, 30 ago. 2007.

PALMIERI-SMITH, R. M.; THOMAS, A. C. A neuromuscular mechanism of posttraumatic osteoarthritis associated with ACL injury. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 37, n. 3, p. 147–153, jul. 2009.

PALMIERI, R. M. et al. Arthrogenic muscle response to a simulated ankle joint effusion. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 1, p. 26–30, fev. 2004.

PATTERSON, R. M. et al. Material Properties of Thera-Band Tubing. **Physical Therapy**, v. 81, n. 8, p. 1437–1445, 1 ago. 2001.

PAULI, C. A. et al. Kinematics and Kinetics of Squats, Drop Jumps and Imitation Jumps of Ski Jumpers. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 30, n. 3, p. 643–652, mar. 2016.

PIETROSIMONE, B. G. et al. Immediate effects of transcutaneous electrical nerve stimulation and focal knee joint cooling on quadriceps activation. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 6, p. 1175–1181, jun. 2009.

PINCIVERO, D. M. et al. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 3, p. 189–196, jun. 2000.

PLSEK, P. E.; GREENHALGH, T. Complexity science: The challenge of complexity in health care. **BMJ (Clinical research ed.)**, v. 323, n. 7313, p. 625–8, 15 set. 2001.

POWERS, C. M. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 33, n. 11, p. 639–646, nov. 2003.

POWERS, C. M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, fev. 2010.

POWERS, C. M. et al. Patellofemoral Joint Stress During Weight-Bearing and Non—Weight-Bearing Quadriceps Exercises. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 44, n. 5, p. 320–327, 30 maio 2014.

QUATMAN, C. E.; QUATMAN-YATES, C. C.; HEWETT, T. E. A ‘Plane’ Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. **Sports Medicine**, v. 40, n. 9, p. 729–746, 1 set. 2010.

QUILTY, B. et al. Physiotherapy, including quadriceps exercises and patellar taping, for knee osteoarthritis with predominant patello-femoral joint involvement: randomized controlled trial. **The Journal of Rheumatology**, v. 30, n. 6, 2003.

RABELO, N. D. DOS A. et al. Adding motor control training to muscle strengthening did not substantially improve the effects on clinical or kinematic outcomes in women with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. **Gait & Posture**, v. 58, p. 280–286, out. 2017.

RABELO, N. D. DOS A.; LUCARELI, P. R. G. Do hip muscle weakness and dynamic knee valgus matter for the clinical evaluation and decision-making process in patients with patellofemoral pain? **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 22, n. 2,

p. 105–109, mar. 2018.

RATH, M. E. et al. Effect of foot type on knee valgus, ground reaction force, and hip muscle activation in female soccer players. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 56, n. 5, p. 546–53, maio 2016.

RATHLEFF, M. S. et al. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. **Br J Sports Med**, v. 48, n. 14, p. 1088–1088, 1 jul. 2014.

REECE, M. B. et al. Barbell back squat: How do resistance bands affect muscle activation and knee kinematics? **BMJ Open Sport and Exercise Medicine**, v. 6, n. 1, p. 610, 4 fev. 2020.

SALATA, M. J.; GIBBS, A. E.; SEKIYA, J. K. **A systematic review of clinical outcomes in patients undergoing meniscectomy** *American Journal of Sports Medicine* Am J Sports Med, , set. 2010. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20587698/>>. Acesso em: 11 jul. 2020

SANTOS, G. M. et al. Artigo original Mechanical evaluation of the resistance of elastic bands. **Rev Bras Fisioter**, n. 6, p. 521–527, [s.d.].

SANTOS, G. M. et al. Avaliação mecânica da resistência de faixas elásticas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 6, p. 521–526, dez. 2009.

SCHOLTES, S. A.; SALSICH, G. B. A DYNAMIC VALGUS INDEX THAT COMBINES HIP AND KNEE ANGLES: ASSESSMENT OF UTILITY IN FEMALES WITH PATELLOFEMORAL PAIN. **International journal of sports physical therapy**, v. 12, n. 3, p. 333–340, jun. 2017.

SELKOWITZ, D. M.; BENECK, G. J.; 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**, v. 43, n. 2, p. 54–64, fev. 2013.

SHARIAT, A. et al. Impact of back squat training intensity on strength and flexibility of hamstring muscle group. **Journal of Back and Musculoskeletal**

Rehabilitation, v. 30, n. 3, p. 641–647, 2017.

SHIH, M. et al. Physical Activity in Men and Women with Arthritis. National Health Interview Survey, 2002. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 30, n. 5, p. 385–393, maio 2006.

SIGWARD, S. M.; OTA, S.; POWERS, C. M. Predictors of Frontal Plane Knee Excursion During a Drop Land in Young Female Soccer Players. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 11, p. 661–667, nov. 2008.

SOUZA, R. B.; POWERS, C. M. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 1, p. 12–19, 2009.

SPRACKLIN, K. F.; BUTTON, D.; HALPERIN, I. Looped Band Placed Around Thighs Increases EMG of Gluteal Muscles Without Hindering Performance During Squatting. **JPHR: Journal of Performance Health Research**, v. 1, n. 1, p. 1802, 17 maio 2017.

STEFFEN, L. B.; SILVANO, G. A. ; MEDEIROS, H. B. O. ; HAUPENTHAL, A. ; FONTANA, H. B. . Quais músculos são importantes no controle do valgo dinâmico durante o agachamento? In: **XVIII Congresso Brasileiro de Biomecânica e II Encontro Latino Americano de Biomecânica, 2019, Manaus. XVIII Congresso Brasileiro de Biomecânica e II Encontro Latino Americano de Biomecânica, 2019.**

TSIGILIS, N.; ZACHOPOULOU, E.; MAVRIDIS, T. **Evaluation of the specificity of selected dynamic balance tests** Perceptual and Motor Skills Percept Mot Skills, , jun. 2001. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11453210/>>. Acesso em: 13 jul. 2020

VAN LEEUWEN, J. L. **Neuromuscular control: Introduction and overview** Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences Royal Society, , 29 maio 1999. Disponível em: <[/pmc/articles/PMC1692592/?report=abstract](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11453210/)>. Acesso em: 11 jul. 2020

ZAZULAK, B. T. et al. Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 7, p. 1123–

1130, 30 jul. 2007.

ZELLER, B. L. et al. Differences in Kinematics and Electromyographic Activity between Men and Women during the Single-Legged Squat . **The American Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 3, p. 449–456, 30 mar. 2003.

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



Universidade Federal de Santa Catarina
Departamento de Educação Física
Centro de Desportos



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: **Análise Biomecânica de Exercícios Funcionais com Incremento de Resistência Elástica**

Você está sendo convidado a participar, como voluntário, da pesquisa nomeada acima, a ser realizada junto ao Laboratório de Biomecânica (Biomec) do Centro de Desportos (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

Nessa coleta especificamente, focaremos na análise dos momentos articulares do quadril e a atividade mioelétrica de membros inferiores durante a realização dos exercícios caminhada lateral, caminhada agachada, agachamento e “ostra”, com incremento de resistência elástica.

A participação no estudo não envolve nenhum gasto para você e todos os materiais necessários serão providenciados pelos pesquisadores. Você tem direito a ressarcimento de eventuais gastos que possa ter em decorrência da pesquisa. Com sua adesão ao estudo, você ficará disponível para a pesquisa que exigirá de você uma visita ao CDS, de duração aproximada de 2 horas e 30 minutos. **Para a coleta de dados, é necessária a seguinte vestimenta: shorts/bermuda e tênis confortável para caminhada.**

Em um primeiro momento da sua visita será realizada a mensuração do seu peso, altura e alguns dados antropométricos. Na sequência, a sua pele será preparada para a colação dos eletrodos de eletromiografia. A preparação da pele envolve a retirada dos pelos e a limpeza do local onde os eletrodos serão colocados. Na sequência serão colocados marcadores reflexivos em pontos anatômicos específicos. Esses são utilizados para a reconstrução do movimento junto ao computador. Uma vez que a preparação tenha sido finalizada os exercícios serão ensinados e demonstrados para você para que possa praticá-los em um período de familiarização. Uma vez familiarizado, dar-se início a coleta de dados referente ao movimento. A ordem dos exercícios será aleatória, definida por

sorteio. Após a coleta, será fornecido, se desejar, um feedback quanto a qualidade do movimento realizado, bem como os dados referentes a antropometria e possíveis assimetrias de descarga de peso durante os exercícios funcionais. Ao final, você será orientado a realizar uma sequência de alongamento dos músculos do quadril.

Solicitamos que você, caso aceite participar da pesquisa, não realize nenhum exercício nas 48 horas que antecederem sua visita e que nos comunique de qualquer desconforto durante a coleta de dados. Para participar deste estudo você deve estar apto para realizar contrações musculares de alta intensidade e deve estar ciente que no prazo de 72 horas após a coleta de dados, é possível o aparecimento de dor muscular tardia decorrente do esforço realizado. Além desse desconforto, é possível que durante a coleta dos dados você ache desagradável executar os exercícios ou ainda disponibilizar suas medidas antropométricas. Nos colocamos a disposição para ajudá-lo a lidar com tais possíveis desconfortos e para sanar qualquer dúvida que esteja ao nosso alcance. Caso você tenha alergia aos componentes do eletrodo (Prata/Cloreto de prata) utilizado para a eletromiografia, por favor informe-nos.

Através da sua participação na pesquisa, você estará colaborando com o desenvolvimento da ciência, dando possibilidade a novas descobertas e avanços nas pesquisas. Além disso, o setup utilizado nesse estudo permite o repasse de informações para você acerca de algumas características biomecânicas do exercício funcional. Após a análise dos dados, você poderá solicitar um relatório individual com os seus resultados bem como com os valores de tendência central e de distribuição da amostra coletada.

As pessoas que o acompanharão serão a Profa Dra Heiliane de Brito Fontana, os alunos de Mestrado Gessica Aline Silvano e Lucas Borges Steffen e outros pesquisadores do Biomec envolvidos na execução da pesquisa. Os indivíduos envolvidos neste estudo seguem o que rege a Resolução CNS 466/12, que assegura, através da lei, informações referentes aos direitos dos participantes das pesquisas científicas envolvendo seres humanos. A sua privacidade será mantida por meio da não-identificação do seu nome.

Salientamos que i), caso algum dano seja evidenciado em decorrência do esforço, bem como outras adversidades possíveis, você possui garantia de indenização e que ii) você poderá retirar-se do estudo a qualquer momento, sem que isso lhe traga qualquer prejuízo. Do contrário, caso seja de sua vontade, solicitamos a sua autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos.

O presente termo será impresso, assinado e fornecido tanto a você quanto ao pesquisador responsável.

Agradecemos desde já a sua colaboração e participação.

Os procedimentos utilizados nesse projeto foram aprovados na CEP em XXXXX sob o projeto: Análise Biomecânica de Exercícios Funcionais com Incremento de Resistência Elástica

Informações para contato do CEP e dados da pesquisadora responsável.

CEPSH- UFSC

Endereço: Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401, Trindade, Florianópolis/SC, CEP 88.040-400, Contato: (48) 3721-6094, cep.propesq@contato.ufsc.br.

Prof. Dra. Heiliane de Brito Fontana

Endereço: Departamento de Ciências Morfológicas - CCB, Campus Reitor João David Ferreira Lima, s/n, Trindade, Florianópolis/SC, CEP 88040-900, Contato: (48) 9916-2598, heiliane.fontana@ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado, de forma clara e objetiva, sobre todos os procedimentos do projeto de pesquisa intitulado "Análise Biomecânica de Exercícios Funcionais com Incremento de Resistência Elástica". Estou ciente que todos os dados a meu respeito serão sigilosos e que posso me retirar do estudo a qualquer momento. Assinando este termo, eu concordo em participar deste estudo.

Nome por extenso _____

Assinatura _____

Florianópolis (SC) ____/____/____

Profª. Dra. Heiliane de Brito Fontana
(Pesquisador Responsável/Orientador)

APÊNDICE B – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____

Sexo: () Idade: _____ anos Data de nascimento: ____/____/____

Altura: _____ cm Peso: _____ kg IMC: _____

Telefone: _____

Araranguá (SC) ____/____/____

ANEXO A – PARECER CEP

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise Biomecânica de Exercícios Funcionais com Incremento de Resistência Elástica

Pesquisador: Helliane de Brito Fontana

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 04113918.2.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.166.541

Apresentação do Projeto:

Projeto de pesquisa de Helliane de Brito Fontana que envolve pelo menos dois estudantes de mestrado Gessica Aline Silvano e Lucas Borges Steffen e potencialmente estudantes de iniciação científica.

Estudo transversal, quasi-experimental de caráter quantitativo e medidas repetidas. Serão avaliadas a cinemática, a cinética e a eletromiografia dos membros inferiores e tronco durante exercícios funcionais. Especificamente, será analisado o efeito de diferentes condições de resistência elástica e descarga de peso na Biomecânica de Exercícios Funcionais. A amostra será por conveniência e constituída de aproximadamente 100 indivíduos adultos, com faixa etária entre 18 e 35 anos de idade, residentes da grande Florianópolis e com experiência de no mínimo 6 meses em treinamento resistido/funcional. O recrutamento dos sujeitos se dará através da publicação de anúncios em murais do Centro de Ciências da Saúde da Universidade do Estado de Santa Catarina e do Centro de Ciências do Desporto e Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Santa Catarina, conforme especificado no projeto. As coletas serão realizadas no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina e envolverão a análise biomecânica dos exercícios. Serão analisados: I) os momentos articulares, II) os ângulos articulares, III) a ativação eletromiográfica e IV) a distribuição de pressão plantar.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 3.186.541

Após a anamnese (idade, sexo e dominância lateral de membros inferiores) e a obtenção das medidas antropométricas (massa e estatura), será iniciada a preparação do sujeito.

Para a análise eletromiográfica, serão utilizados dois sistemas de eletromiografia sem fio integrados (Trigno Delsys).

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a biomecânica dos exercícios caminhada lateral, caminhada agachada, agachamento e ostra, com incremento de resistência elástica.

Objetivo Secundário:

1) Verificar os momentos articulares e os ângulos articulares durante os exercícios de I) caminhada lateral, II) caminhada agachada, III) agachamento e IV) ostra com incremento de resistência elástica. 2) Verificar a atividade eletromiográfica durante os exercícios de agachamento em cadeia cinética fechada com o pé restrito nos três planos (transverso, frontal e sagital) e com pé restrito em dois planos (transverso e sagital). 3) Verificar a atividade eletromiográfica durante os exercícios de I) caminhada lateral, II) caminhada agachada, III) agachamento e IV) ostra com incremento de resistência elástica. 4) Comparar a atividade eletromiográfica, os momentos articulares e os ângulos articulares em diferentes condições de posicionamento da banda elástica de resistência. 5) Comparar a atividade eletromiográfica, os momentos articulares e os ângulos articulares em diferentes condições de descarga de peso (fases do movimento para caminhada lateral e caminhada agachada, e condições de restrição do pé para o agachamento).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Adequada no projeto e no TCLE. Os pesquisadores Informa que:

Riscos:

- Alergia aos componentes do eletrodo (Prata/Cloreto de prata) utilizado para a eletromiografia: A pele será observada e os sujeitos serão questionados quanto a presença de alergias antes da colocação dos eletrodos.

- Presença de dor muscular tardia em até 72 horas após a coleta de dados. Essa será minimizada através da avaliação de pessoas condicionadas ao treinamento resistido e com o apropriado

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS
 Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 3.166.541

aquecimento prévio e alongamento após a sessão.

- Além desse desconforto, é possível que durante a coleta dos dados os participantes achem desagradável executar os exercícios ou ainda disponibilizar suas medidas antropométricas. Os pesquisadores estarão a disposição para sanar qualquer dúvida que esteja ao alcance.

Benefícios:

- Após a coleta, os sujeitos serão instruídos quanto a correta realização dos exercícios e quanto as principais compensações apresentadas. Serão fornecidos aos sujeitos os dados referentes a antropometria e possíveis assimetrias de descarga de peso durante os exercícios funcionais. Após a coleta de dados, uma fisioterapeuta realizará um protocolo de alongamento dos músculos do quadril, ensinando os sujeitos a realiza-los em casa. Os sujeitos serão informados sobre a contribuição científica do projeto para o entendimento da biomecânica dos exercícios funcionais.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem comentários adicionais.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A folha de rosto vem assinada pela pesquisadora responsável e pelo subchefe do Departamento de Ciências Morfológicas da UFSC.

Consta declaração do coordenador do Laboratório de Biomecânica do CDS/UFSC, assegurando que dispõe da infraestrutura e que compromete-se a cumprir os termos da res. 466/12.

O cronograma informa que a coleta de dados ocorrerá entre agosto/2019 e outubro/2019.

O orçamento informa despesas de R\$ 293,02.

O TCLE está bem redigido, é esclarecedor quanto a objetivos, procedimentos e riscos e contempla essencialmente todas as exigências da res. 466/12.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401

Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400

UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS

Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 3.166.541

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1258963.pdf	20/12/2018 13:11:24		Acelto
Outros	REsposta_pendencia.pdf	20/12/2018 13:10:37	Heilane de Brito Fontana	Acelto
Outros	Declaracao_blomec.pdf	20/12/2018 13:05:00	Heilane de Brito Fontana	Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Plataforma_Brasil.pdf	20/12/2018 13:03:29	Heilane de Brito Fontana	Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEatualizado_para_Gessica_e_Lucas.pdf	20/12/2018 12:52:48	Heilane de Brito Fontana	Acelto
Folha de Rosto	Digitalizado_12202018_123353.pdf	20/12/2018 12:51:08	Heilane de Brito Fontana	Acelto

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 24 de Fevereiro de 2019

Assinado por:
Marta Lulza Bazzo
(Coordenador(a))

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade CEP: 88.040-400
UF: SC Município: FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br