



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitorias de Ensino e de Pesquisa e Extensão
Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em Ciências da Reabilitação- PPGCR
Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

MÁRCIO PUGLIA SOUZA

LIBERAÇÃO MIOFASCIAL DO TRACTO ILIOTIBIAL E O
COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS
ESTABILIZADORES PATELARES: UM ESTUDO EXPERIMENTAL

RIO DE JANEIRO

2015

MÁRCIO PUGLIA SOUZA

LIBERAÇÃO MIOFASCIAL DO TRACTO ILIOTIBIAL E O
COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS
ESTABILIZADORES PATELARES: UM ESTUDO EXPERIMENTAL

Dissertação de Mestrado submetida à
apreciação do Programa de Pós-
Graduação Stricto-Sensu em Ciências da
Reabilitação do Centro Universitário
Augusto Motta, como requisito parcial
para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. JULIO GUILHERME SILVA
Co-orientador: Prof^a. Dr^a. LILIAN RAMIRO FELÍCIO

RIO DE JANEIRO

2015

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas UNISUAM

615.82 Souza, Márcio Puglia.
S729L Liberação miofascial do tracto iliotibial e o comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores patelares: um estudo experimental / Márcio Puglia Souza. - Rio de Janeiro, 2015.
71 p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2015.

1. Tracto iliotibial (TIT). 2. Liberação miofascial. 4. Eletromiografia (EMG).
I. Título.

CDD 22.ed.

MÁRCIO PUGLIA SOUZA

LIBERAÇÃO MIOFASCIAL DO TRACTO ILIOTIBIAL E O
COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS
ESTABILIZADORES PATELARES: UM ESTUDO EXPERIMENTAL

Dissertação de Mestrado submetida à apreciação do
Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em Ciências
da Reabilitação - Centro Universitário Augusto Motta,
como requisito parcial para obtenção do título de Mestre

Aprovado em ____ de Novembro de 2015.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Julio Guilherme Silva - Orientador
UNISUAM

Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio – Co-orientadora
UFU

Profa. Dra. Míriam Raquel Meira Mainenti
ESEFEX

Prof. Dr. Leandro Alberto Calazans Nogueira
UNISUAM

RIO DE JANEIRO

2015

\

Dedico esta dissertação a minha esposa e filhas, pela paciência diária, pelo carinho e amor nos momentos de dificuldades, vocês foram e sempre serão meu maior incentivo. A minha mãe, professora dedicada, batalhadora, um grande exemplo para mim. Ao meu pai, por todo esforço empenhado em minha educação e na formação do meu caráter.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para o andamento deste projeto. Desde as voluntárias, até aqueles que com palavras de incentivo, me ajudaram a prosseguir.

A minha amada esposa, Viviane Amaral, pelo companheirismo incondicional, pela paciência com as constantes ausências, pelo amor dedicado a mim, capazes de me fazer seguir em frente. Esse sonho só foi possível graças a você, essa é uma conquista nossa.

Agradeço a Marinha do Brasil, em especial ao Exmo. Sr. Contra-Almirante (FN) Carlos Chagas Vianna Braga, atual Comandante do Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN), ao Exmo. Sr. Contra-Almirante (FN) Luiz Arthur Rodrigues Nunes, ao Sr. Imediato CMG (FN) José Firmeza Simões Reis, ao seu antecessor Sr. CMG (FN) Mauro Dias Villa e ao CT (S) Thiago Jambo Alves Lopes, pela oportunidade, criada através da parceria com este mestrado. Tornando possível conciliar o trabalho com as rotinas rigorosas do desenvolvimento desta dissertação. Muito me orgulho de fazer parte desta instituição.

Aos meus orientadores Prof. Dr. Julio Guilherme Silva e Prof^a Dra. Lilian Ramiro Felício, pelo exemplo, apoio e pela dedicação os quais oferecem aos seus alunos. Seus ensinamentos fornecem base para o crescimento profissional e pessoal. Obrigado por acreditarem neste projeto e por tornarem realidade. Palavras são pouco para expressar minha gratidão.

A coordenação do mestrado em ciências da reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, pela competência e sensibilidade com a qual conduz esta pós-graduação stricto-senso. Ao corpo docente, por todos ensinamentos, capazes de mudarem minha visão sobre esta profissão que tanto amo.

Aos meus companheiros de trabalho, Guilherme Domenech, Paulo Dutra, Hércio Figueiredo, Maurício Soares, Bruno Terra e Priscila Bunn, pelo auxílio e contribuição no desenvolvimento desta dissertação.

RESUMO

Introdução: O encurtamento do tracto iliotibial tem demonstrado uma relação direta com alterações do posicionamento patelar e dores na região ântero-lateral do joelho. Uma das estratégias cinesioterapêuticas mais utilizadas para liberar as restrições de partes moles são as técnicas miofasciais. Por outro lado, são escassos os estudos sobre os efeitos apresentados por esta técnica como também as possíveis repercussões neurofisiológicas sobre os tecidos, em especial no membro inferior. **Objetivo:** Avaliar a influência da liberação miofascial sobre o tracto iliotibial no comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos vasto medial obliquo (VMO), vasto lateral longo (VLL), vasto lateral obliquo (VLO) e glúteo médio (GMed) em indivíduos com encurtamento do tracto iliotibial, durante uma tarefa funcional. **Material e Método:** Nesse estudo clínico foram avaliadas 18 mulheres sem queixas dolorosas com encurtamento do tracto iliotibial. Todas foram submetidas a análise eletromiográfica do VMO, VLL, VLO, GMed, durante a tarefa de subida e descida do degrau, nos momentos pré e pós-liberação miofascial, realizada através da técnica de Miofibrólise Terapêutica. Para controle do ângulo de projeção no plano frontal, do joelho, foram coletados dados da adução do joelho de maneira simultânea e analisados através de videocinematografia 2D. Esta sequência foi repetida 24 horas após a primeira sessão. Para análise dos parâmetros espaço-temporais foi observado: Adução do quadril (valgo do joelho). Os dados analisados da eletromiografia (EMG) foram Root Mean Square (RMS), Ordem de ativação e Duração da tarefa. A comparação pré e pós-liberação miofascial foi realizada através do teste Wilcoxon, com nível de significância de 5%. **Resultados:** Os resultados do teste de Ober apresentaram um ganho para adução do quadril, pós-liberação miofascial, com um aumento significativo de 6° de amplitude de movimento ($p = 0,002$). Apesar da melhora da mobilidade do tracto iliotibial, não foram encontradas diferenças significativas na atividade eletromiográfica e na duração da tarefa do VMO, VLL, VLO e GMed nos valores obtidos nos momentos pré e pós-liberação miofascial. Ao analisar a proporção de ativação, no primeiro dia, durante a subida do degrau, os dados demonstraram que o VMO foi proporcionalmente o primeiro músculo a ser ativado em 42,6% no momento pré e 38,9% no pós-liberação. Durante a descida, podemos observar a presença marcante do GMed como primeiro músculo a ser ativado, sendo observado uma diminuição na proporção de ativação nos sinais estudados do músculo GMéd, do momento pré-liberação miofascial, 44,4%, para o momento pós-liberação miofascial, 31,5% no segundo dia. O ângulo de adução do quadril (valgo dinâmico no joelho) não apresentou diferença entre os momentos pré e pós-liberação miofascial. **Conclusão:** A liberação miofascial do TIT, apesar de apresentar resultados na melhora da mobilidade e amplitude de movimento de adução do quadril, durante o teste de Ober, não foi capaz de alterar o comportamento eletromiográfico dos músculos VMO, VLL, VLO e GMed.

Palavras-Chaves: tracto iliotibial (TIT), liberação miofascial, eletromiografia (EMG)

ABSTRACT

Introduction: The shortening of the iliotibial tract (ITT) has shown a direct relationship with changes of patellar position and pain on the outer side of the knee. One of the cinesiotherapeutic strategies most used to release the constraints of soft tissue is the myofascial technique. On the other hand, there aren't many studies about the effects resulted by this technique and its possible repercussions on the lower limb. **Objective:** To evaluate the influence of myofascial release of the iliotibial tract in the behavior of electromyographic signal of the muscles vastus medialis obliquus (VMO), vastus lateralis longus (VLL), vastus lateralis obliquus (VLO) and gluteus medius (GMed) in subjects with shortening iliotibial tract during a functional task. **Methods:** In this clinical study were included 18 women without pain complaints and who had shortening of the iliotibial tract. All of them were submitted to the electromyographic analysis of the VMO, VLL, VLO, GMed, during the task of step-up and step-down, in the moments of pre- and post-myofascial release, using the Miofibrólise therapy technique. In order to control the projection angle in the frontal plane of the knee, data were collected from knee adduction in a simultaneous way and analyzed using 2D video cinematography. This sequence was repeated 24 hours after the first session. In an effort to analyze the spatial-temporal parameters, the hip adduction and the knee valgus were observed. The data analyzed from EMG were RMS, activation order and duration of the task. The comparison between the pre and post-myofascial release was performed by the Wilcoxon test, and with a 5% significance level. **Results:** The results of Ober's test indicated a gain of amplitude of the hip adduction, post-myofascial release, with a significant increase of 6° ($p = 0.002$). Despite the improvement of mobility and also of the iliotibial tract tension, there were no significant differences in the electromyographic behavior of the VMO, VLL, and VLO GMed in the values obtained during the moments pre- and post-myofascial release. On the first day, during step-up task, the data showed that the VMO was proportionally the first muscle to be activated in 42.6% of the signal in the pre- moment and 38.9% in the post- moment. During the task of step-down, it was possible to notice mainly the GMed muscle as the first to be activated, and lower proportion of the activation in the signals of the GMed muscle, from the moment pre-myofascial release 44,4% to the moment of post myofascial 32,5% on the second day. The angle of the hip adduction did not present any difference between the moments of pre and post myofascial release. **Conclusion:** The ITT myofascial release, despite presenting results in improvement of the mobility and amplitude of movement of the hip adduction, during the Ober's test, it was not able to change the electromyographic behavior of the VMO, VLL, VLO and GMed.

Key-Word: Iliotibial tract (ITT), myofascial release, electromyography (EMG),

LISTA DE FIGURAS

	Pág
Figura 1 - Músculos Vastos e Reto femoral	14
Figura 2 - Fluxograma da pesquisa	25
Figura 3 - Realização do teste de Ober	27
Figura 4A - Instrumento utilizado – Rotador	29
Figura 4B - Aplicação da técnica de rotação sobre o TIT	29
Figura 5A - Instrumento fabricado em UHMW	29
Figura 5B - Técnica de fricção sobre o TIT	29

LISTA DE ANEXOS

	Pág
ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	42
ANEXO 2 - Ficha de Avaliação	45

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

TIT -	Tracto Íliotibial
VMO -	Vasto Medial Oblíquo
VLL -	Vasto Lateral Longo
VLO -	Vasto Lateral Oblíquo
DFP -	Dor Femoro Patelar
GMéd -	Glúteo Médio
FP -	Femoropatelar
LFPM -	Ligamento Femoropatelar Medial
TM -	Terapia Manual
MT -	Miofibrólise Terapêutica
DAJ -	Dor Anterior no Joelho
DLJ -	Dor Lateral no Joelho
EMG -	Eletromiografia
RMS -	Root Mean Square
TCLE -	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
CEP -	Comitê de Ética em Pesquisa
IRMC -	Índice de Rejeição por Modulação Comum
ELAS -	Espinha Ilíaca Ântero-superior

SUMÁRIO

	PÁG.
1. INTRODUÇÃO.....	12
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1 CONSIDERAÇÕES ANATOMO FUNCIONAIS DA ARTICULAÇÃO FEMOROPATELAR E DO TRACTO ILIOTINBIAL.....	13
2.2 LIBERAÇÃO MIOFASCIAL.....	17
2.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	19
2.4 TESTE DE OBER.....	20
3. JUSTIFICATIVA.....	22
4. OBJETIVOS.....	23
4.1 OBJETIVO GERAL.....	23
4.2 OBJETIVO ESPECÍFICO.....	23
5. HIPOTES DO ESTUDO.....	23
6. MATERIAIS E MÉTODOS.....	24
6.1 CASUÍSTICA.....	24
6.1.1 Critérios de elegibilidade.....	24
6.2 DELENIAMENTO DOS ESTUDO.....	24
6.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	25
6.4 ASPECTOS ÉTICOS.....	26
6.5 MATERIAIS.....	26
6.6 INSTRUMENTAÇÃO.....	27
6.6.1 Eletromiografia de superfície.....	27
6.7 PROCEDIMENTOS.....	27
6.7.1. Avaliação cinemático-funcional.....	27
6.7.2. Teste de Ober.....	27
6.7.3. Liberação miofascial o TIT.....	28
6.7.4. Avaliação do tempo de ativação dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd.	30
6.7.5 Avaliação do ângulo de projeção do plano frontal.....	32
7. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	33
8. REFERENCIAS.....	34
9. ARTIGO ORIGINAL.....	49
10. REFERENCIAS.....	69

1.INTRODUÇÃO

O Tracto Iliotibial (TIT) é uma estrutura fibrosa de orientação longitudinal, presente no compartimento lateral da coxa. Em sua anatomia proximal apresenta inserção na crista ilíaca, formada pela fusão das fibras tendíneas dos músculos glúteo máximo e Tensor da Fascia Lata, ao nível do trocanter maior do fêmur. Na região distal insere-se na face externa do condilo lateral da tíbia cujo o epônimo de tubérculo de Gerdy (SHER *et al.*, 2011). Alguns autores relatam uma relação direta, anatômica, do TIT com o retináculo lateral da patela e também, com o músculo Vasto Lateral Obliquo (COHEN *et al.*, 2002; BEVILQUA-GROSSI *et al.*, 2004).

Herrington *et al.* (2006) relataram a influência que o encurtamento desta estrutura pode apresentar sobre o alinhamento patelar. Além disso, o aumento da compressão sobre a articulação femoropatelar, principalmente após os 30° graus de flexão do joelho, no momento em que o TIT antes lateralmente passa a estar posterior a patela, aumentando a força de compressão desta estrutura sobre o fêmur (WU *et al.*, 2004). As alterações cinemáticas, especificamente, do quadril e do joelho no plano frontal e transversal são frequentemente citadas como fatores que contribuem para o aparecimento de dores na região anterior e lateral do joelho, em especial a disfunção femoropatelar e a síndrome por fricção do TIT (NOEHREN *et al.*, 2007; BOLING *et al.*, 2010; VAN DER WORP *et al.*, 2012).

Blomfield e Watson (2000); Hudson e Darthuy (2009); Pappas e Wong-Tom (2012), discutem possíveis relações do TIT com a o alinhamento patelar. Além disso, apontam que um mau alinhamento patelar pode ser provocado pelas alterações morfofuncionais do TIT e que tem uma correlação com as dores anteriores do joelho. Especialmente no prisma da sobrecarga no compartimento antero-lateral do joelho. Nesse aspecto, o estudo de Fukuda *et al.*, (2010) corroboram com essa linha de pensamento e, determinaram que procedimentos como o alongamento e a liberação miofascial do TIT são essenciais para a abordagem do alinhamento patelar.

A liberação Miofascial é um termo abrangente que incluindo técnicas osteopáticas de tecidos moles, integração estrutural, massagens, liberação miofascial auxiliada por instrumentos, liberação de pontos gatilhos, entre outras, tem como objetivo interferir nos padrões de retração instalados nos tecidos fasciais, (SIMMONDS *et al.*, 2012). As técnicas de liberação miofascial são comumente empregadas na prática clínica por terapeutas manuais que visam restabelecer o comprimento de tecido e a dinâmica dos fluidos corporais.

As técnicas que visam liberar restrições miofasciais no TIT e estruturas musculares relacionadas, são frequentemente utilizadas em indivíduos com o encurtamento do tracto. Estas técnicas têm como objetivo, reequilibrar as tensões entre os tecidos fasciais e melhorar a mobilidade do tecido, minimizando desta forma suas repercussões sobre o joelho e o quadril. Por outro lado, Lavine et al. (2010) apontavam uma escassez de estudos sobre a eficácia das técnicas de liberação miofascial, o que perdura até o prezado momento.

Wong *et al.*, (2009) relata que o desequilíbrio entre os estabilizadores dinâmicos laterais e mediais da patela, principalmente a relação de ativação dos músculos vasto medial obliquo (VMO) e vasto lateral longo (VLL) e vasto lateral obliquo (VLO), podem levar a um mau alinhamento ou desalinhamento patelar. Boling *et al.*, 2006, apontaram em seu estudo que indivíduos com disfunção femoropatelar (DFP) ativaram em média o VMO, 36 ms depois do início da atividade do músculo VL, durante subida de degrau, já no grupo saudável a ativação do VMO aconteceu em média 56 ms antes do VL. Parece haver um consenso em relação ao atraso da ativação do VMO em indivíduos com DFP, Cowan *et al.*, (2001), observaram um atraso na ativação do VMO em relação ao VL, que na fase concêntrica do movimento foi de 15,80 ms e 19,39 ms para a fase excêntrica.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da liberação miofascial no Tracto Iliotibial (TIT) na atividade elétrica dos músculos VMO, VLO, VLL, glúteo médio (GMéd) e o alinhamento do membro inferior testado, no plano frontal, em indivíduos com encurtamento do TIT.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONSIDERAÇÕES ANÁTOMO-FUNCIONAIS FEMOROPATELARES (FP) E TRACTO ILIOTIBIAL (TIT)

Embora a articulação femoropatelar faça parte do complexo articular do joelho, ela é funcionalmente distinta da articulação femorotibial. A articulação femoropatelar é formada pelo maior osso sesamóide do corpo humano, a patela, que se articula com a face anterior da região distal do fêmur. A sua presença aumenta o braço de alavanca do músculo quadríceps, ampliando a força exercida pelo músculo na extensão do joelho e centralizando as forças divergentes oriundas da ação muscular, transmitindo a tensão para o fêmur através do tendão

patelar. (HUNGUERFORD e BARRY, 1979; RHEE e HADDAD, 2008; WALIGORA *et al.*, 2009).

Por meio da sua articulação com a tróclea femoral, a articulação femoropatelar forma uma unidade de alta complexidade (RHEE *et al.*, 2012), por realizar movimentos em todos os planos. A cartilagem articular da patela é a mais espessa do corpo humano, medindo cerca de 4 a 6 mm em adultos jovens saudáveis, justificada pelas tensões mecânicas significativas aplicadas sobre esse complexo (FABER *et al.*, 2001). Anatomicamente, o côndilo femoral lateral tem uma maior dimensão ântero-posterior do que o côndilo medial, atuando para impedir o desvio lateral da patela. A patela tem uma faceta medial convexa e uma faceta lateral côncava, que é geralmente mais longo do que o aspecto medial (FUNCETE *et al.*, 2003; TECKLENBURG *et al.*, 2006).

A estabilidade da articulação femoropatelar é multifatorial e está dependente de uma boa relação entre os estabilizadores estáticos e dinâmicos, para manutenção do alinhamento patelar (RHEE *et al.*, 2012). Os músculos, Vasto Lateral (VL) e Vasto Medial (VM) são divididos em duas porções, o Vasto Lateral Longo (VLL) e Vasto Lateral Obliquo (VLO) e Vasto Medial Longo (VML) e Vasto Medial Obliquo (VMO), respectivamente (Figura 1). Ambos apresentam características funcionais distintas relacionadas com a estabilidade da articulação femoropatelar, que foram observadas no estudo da Bevilaqua-Grossi *et al.* (2004).

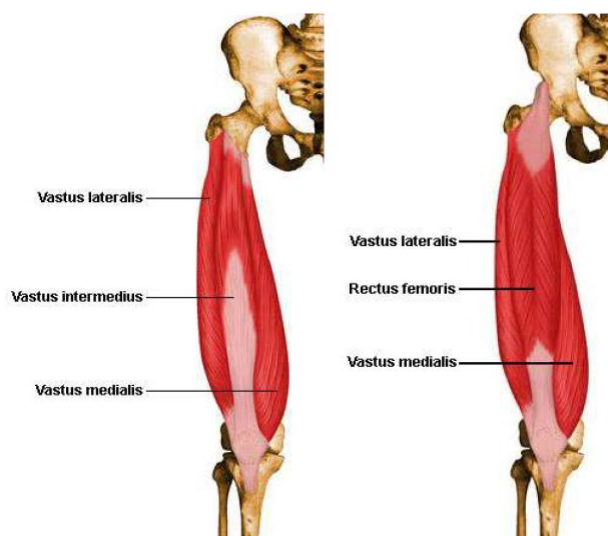


Fig. 1 – Músculos Vastos e Reto femoral.

Grande parte da estabilidade dinâmica desta articulação está relacionada a íntima relação dos músculos VMO, VLO e VLL (SPAIRANI *et al.*, 2012). Segundo Farahmand *et al.*, (2008), tanto os músculos VMO e VL apresentam direcionamento de seus feixes distais se

afastando do eixo anatômico paralelo do fêmur. O VMO obliquamente alinhado fornece uma vantagem mecânica para promover uma força de estabilização medial da patela. Este mecanismo aumenta a eficiência do VL durante a extensão do joelho. A relação sinérgica é importante na manutenção do alinhamento da patela no interior do tróclea (SENAVONGSE e AMIS, 2005). Um desequilíbrio neuromuscular entre os VMO e VL pode levar a uma perda do alinhamento patelar e um aumento da sobrecarga sobre a articulação femoropatelar (SPAIRANI *et al.*, 2012).

O maior responsável pela estabilidade estática do compartimento medial é o ligamento femoropatelar medial (LFPM), responsável por restringir o movimento lateral da patela, estando o VMO inserido nesta estrutura (MOUTNEY *et al.*, 2005). Já no compartimento lateral o ligamento epicondilopatelar, muitas vezes referido como o ligamento femoropatelar lateral, não está ligado ao fêmur, exceto indiretamente na região proximal e distal anexo ao Trato iliotibial (TIT). Assim, a tensão da TIT (estabilizador dinâmico) irá influenciar a força de estabilidade lateral inferido pelas estruturas retinaculares laterais. As estruturas retinaculares medial e lateral são, por conseguinte, mais eficazes dentro da amplitude de 20° de flexão e na extensão total, durante o qual a articulação femoropatelar está mais vulnerável, devido à falta de resistência oferecida pelos demais estabilizadores estáticos e dinâmicos (RHEE *et al.*, 2012)

O Trato iliotibial (TIT), é um espessamento na região lateral da coxa. Em sua origem ela se divide em camadas superficiais e profundas, abrangendo o tensor da fáscia lata, que tem sua inserção na crista ilíaca e também recebe grande parte da fáscia do músculo glúteo máximo (STANDRING *et al.*, 2004). Segue em direção a linha áspera do fêmur e da linha supracondilar lateral, como septo intermuscular lateral e, abaixo, funde-se com o retináculo lateral da patela e se insere no côndilo tibial lateral, no tubérculo de gerdy e na fáscia da perna (COHEN *et al.*, 2002). Alguns autores relatam ainda que as fibras distais do VLO apresentam relação direta insercional sobre o TIT e o retináculo lateral (FULKERSON *et al.*, 1980; RUFFIN *et al.*, 1995; BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004). O TIT, juntamente com as fibras do tensor da fáscia lata e do glúteo máximo, tem importância na postura e equilíbrio monopodálico. Essa importante estrutura dinâmica, foi descrita por Maquet (1984), como “deltoide pélvico”.

Fulkerson e Hungerford (1990) descreveram dois componentes principais do retináculo lateral, o superficial oblíquo e o transverso profundo. Ambos estendem-se desde o trato iliotibial até a patela. Eles afirmam que o retináculo transverso profundo é a estrutura de

suporte principal para patela lateral. WU *et al.* (2004) supõem que o encurtamento do TIT possa gerar um mau alinhamento patelar, pela tensão exercida desta estrutura sobre o retináculo lateral que acarreta um desvio lateral da patela. Wilson e Yoder (1995) apresentaram em seu estudo uma associação do encurtamento do TIT com a presença de dor femoropatelar em bailarinas, sugerindo que o aumento da tensão nesta estrutura leve a um mau alinhamento da articulação femoropatelar. Em 2006, Herrington *et al.*, observaram a correlação entre o posicionamento patelar e o encurtamento do TIT, ao final o mesmo encontrou relação moderada entre ambos ($r = 0,34$, $p = 0,012$), nos indivíduos que apresentavam deslocamento lateral da patela, isto sugere que possa existir uma relação entre essas duas variáveis.

O TIT cruza a face lateral das articulações do quadril e joelho e movimentos excessivos no plano frontal do membro inferior podem afetar a tensão deste tecido. Durante a adução do quadril, momento valgo de joelho, seria esperado um aumento da tensão do TIT, por afastar a origem da inserção. Por outro lado, um aumento do momento varo do joelho, aumentaria a solicitação, ou encurtamento, desta estrutura (POWERS, 2010).

Durante a flexão do joelho a ação muscular do quadríceps comprime a patela contra os côndilos do fêmur e a tróclea. Esta força de compressão femoropatelar aumenta conforme a magnitude da contração muscular do quadríceps e ao grau de flexão do joelho (FAIRCLOUGH *et al.*, 2006). Após 30° de flexão, a patela se encaixa com a tróclea e o TIT antes lateralmente a patela, passa para posterior e exerce uma força neste sentido. Portanto se há um encurtamento do TIT, a força de reação da articulação femoropatelar é ainda maior. Alguns autores têm sugerido a alteração do posicionamento patelar pelo encurtamento do TIT, em alguns casos correlacionados com sujeitos com DFP (WILSON e YODER, 1995; WU *et al.*, 2004; HERRINGTON *et al.*, 2006).

Outros fatores também vêm sendo discutido na literatura científica, como a influência do posicionamento do joelho e suas repercussões do ponto de vista biomecânico. Por exemplo na etiologia da DFP, o aumento da rotação interna do quadril, gerada pela fraqueza do Glúteo Médio (GMéd), durante atividades em cadeia cinética fechada (CCF), na perda da frenagem da rotação interna e abdução do quadril (CROWELL *et al.*, 2012) apresenta influência direta sobre o joelho, pois gera uma maior força de compressão na articulação femoropatelar (FP). Homan *et al.*, (2013) observaram que o GMéd e os músculos rotadores laterais apresentam influência direta sobre o movimento de valgo do joelho. Indivíduos que apresentam fraqueza ou atraso na ativação do GMéd. predispõem a uma ativação compensatória do TFL, aumento

do valgo dinâmico do joelho, gerando maior carga compressiva da patela sobre o sulco troclear (LEE *et al.*, 2013).

2.2 LIBERAÇÃO MIOFASCIAL DO TIT

A liberação miofascial é um dos recursos fisioterapêuticos, da terapia manual, que se destacam nos tempos atuais, cujo termo *fáscia*, do latim, significa uma banda ou bandagem (FINDLEY e SCHEIP, 2009). Este termo é utilizado na Anatomia para designar diferentes estruturas fibrosas de proteção, por exemplo fáscia peri e intra-faringeana, fáscia endocárdica e tecidos conjuntivos de nutrição (fáscia superficial e profunda). Essas estruturas representam assim um conjunto membranoso extenso sobre a qual o menor tensionamento, ativo ou passivo, repercute sobre todos os demais tecidos adjacentes, fortalecendo um princípio de integração e globalidade no corpo humano (REGO *et al.*, 2012). Esta definição inclui todos os tecidos conjuntivos fibrosos, incluindo as aponeuroses, tendões, ligamentos, cápsulas articulares, retináculos, órgãos e túnicas de vasos, o epineuro, as meninges, o periósteo e todas as fibras endomisiais e intermuscular da miofáscia (FINDLEY e SCHEIP, 2009).

Abordar o tecido conjuntivo gera uma resposta diretamente sobre a elasticidade do tecido e ao mesmo tempo a função estática (tônica) da fisiologia da locomoção. Técnicas de liberação miofascial pretendem restabelecer seu comprimento ideal e objetivam um tratamento global, pois o menor tensionamento ativo ou passivo repercute sobre todo o conjunto (CAMPELO, 2008)

As técnicas miofasciais são realizadas através de uma pressão exercida sobre o tecido acompanhada ou não por um deslizamento, provocam uma resposta vasomotora que aumentam o fluxo sanguíneo local, melhora a drenagem linfática e, por conseguinte eliminar os produtos metabólicos tóxicos, realinha os tecidos fasciais, através da quebra das pontes de adesão focal, restabelecendo uma amplitude funcional normal (CAMPELO, 2008).

O tecido fascial forma um complexo que faz parte de um sistema ainda mais complexo, o corpo humano. Merece atenção por se tratar de um tecido que ganha enfoque dentro das diversas áreas da medicina, da biomecânica e para diferentes tipos de terapias. Terapeutas manuais estão entre os primeiros a darem atenção ao tecido fascial, graças as percepções dos médicos Andrew Still (1902) e Ida Rolf (1989), hoje existem diversas técnicas que abordam estes tecidos (DAY *et al.*, 2012).

Não há relatos na literatura sobre o que ocorre com a força, tempo e resposta de aplicação junto ao tecido miofascial. Ercole *et al.* (2010) relataram que o tempo médio da aplicação da técnica para que ocorresse a redução da dor em 50% foi 3,24 minutos, e em indivíduos com sintomas presentes anteriormente aos últimos três meses foi de 2,58 minutos.

De acordo com a técnica de liberação miofascial, uma pressão constante aplicada em uma barreira de tecido restrita fará com que este tecido se submeta a variação do comprimento histológico, entre 90 e 120 segundos, o tecido torna-se mais flexível e maleável e uma percepção da liberação deste tecido poderá ser observado (STECCO *et al.*, 2009). Outros autores afirmam que a restauração da mobilidade e do comprimento do tecido miofascial poderiam aliviar pressões sobre estruturas sensíveis a dor, como os nervos (SUCHER, 1993) e vasos sanguíneos (QUERE *et al.*, 2009), bem como restaurar alinhamento e mobilidade nas articulações (DAY *et al.*, 2012).

Os efeitos das técnicas de Terapia Manual (TM) são limitados e boa parte se baseiam nos efeitos biomecânicos e/ou neurofisiológicos. Uma limitação da literatura atual é a incapacidade de reconhecer o potencial dos efeitos combinados destes mecanismos. Bialosky *et al.* (2009), propõem um modelo onde as respostas mecânicas iniciam uma série de potenciais efeitos neurofisiológicos que produzem os resultados clínicos associados com as técnicas de TM no tratamento da dor musculoesquelética.

Fredericson (2000) relata que se deve levar em consideração durante a avaliação física em indivíduos com dor no quadril e/ou no joelho, a análise palpatória do TIT, na busca por pontos de tensão, os quais podem estar relacionados com dores na região lateral do joelho, através do aumento da tensão fascial, tratadas com técnicas de liberação miofascial. Técnicas da terapia manual para liberar restrições miofasciais no TIT e estruturas musculares relacionadas são frequentemente utilizadas em indivíduos com o encurtamento do TIT. Por outro lado escassos estudos apresentam a eficácia dessas técnicas (Lavine *et al.*, 2010).

Para liberação miofascial podem ser utilizados instrumentos que irão auxiliar no processo de mobilização dos tecidos miofasciais. Estes instrumentos têm como objetivo alcançar regiões mais profundas, de forma mais precisa não alcançáveis manualmente (Barra *et al.*, 2013). Dentre as técnicas que utilizam instrumentos para liberação dos tecidos miofasciais está Miofibrólise Terapêutica (MT), que visa facilitar e potencializar os resultados terapêuticos. A MT é um conjunto de intervenções via estímulo instrumento-manual, complementar e não invasivo que buscam eliminar retrações e aderências fibróticas instaladas nos tecidos moles contráteis e não contráteis. É uma técnica fisioterapêutica baseada na

importância do movimento e função miofascial (BULZING *et al.*, 2008). Os principais efeitos esperados com a MT são baseados nos achados de Cabreira *et al.* (2012), que relataram melhora na capacidade elástica e plástica dos tecidos moles, proporcionando melhora nas limitações teciduais e consequente na da dinâmica articular.

Para abordar a estrutura miofascial, a MT utiliza seis técnicas de aplicação, via estímulo instrumento-manual, abordam as camadas superficiais e profundas dos tecidos moles contráteis e não-contráteis. Estas técnicas são aplicadas na prática clínica, empregadas previamente na literatura, são elas: rotação, descolamento, fricção (FARASYN, 2010, NAGRALE *et al.*, 2009), tração perpendicular (AIGUADÉ *et al.*, 2008), compressão (BRON *et al.*, 2007) e deslizamento Profundo (MAJCHRZYNCKI *et al.*, 2014). Para a realização das técnicas de MT, faz-se necessário instrumentos específicos, fabricados de plástico (*Ultra High Molecular Weight - UHMW*), um polietileno de alto peso molecular e aço inox. A técnica de MT foi criada com intuito de atingir o tecido de forma mais eficaz e profundo, e conservar a estrutura física do terapeuta, visto a alta incidência de lesões entre profissionais que trabalham com terapia manual, como mostrou McMahon, (2006), em seu estudo.

Uma revisão sistemática realizada por McKenney *et al.* 2013, mostrou que a literatura científica a respeito da eficácia da liberação miofascial como uma abordagem para as disfunções ortopédicas vem crescendo ao longo dos anos, porém ainda há um baixo número de artigos científicos publicados, principalmente estudos experimentais, que tendem a ter uma melhor qualidade metodológica, além de um maior peso, o que ajudaria a apoiar novas evidências científicas sobre este tema. O resultado dos estudos sobre o efeito das técnicas de liberação miofasciais para as disfunções ortopédicas não apresentam um consenso, variando de eficaz a pouco ou nenhum efeito. Essa ampla gama de resultados revela a necessidade de pesquisas futuras.

2.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A Eletromiografia de Superfície (EMGs) destina-se ao estudo dos fenômenos bioelétricos que ocorrem nas fibras musculares esqueléticas durante o repouso, o esforço e a contração máxima, (HERMES *et al.*, 2000). Caracteriza-se por ser um método não invasivo e de fácil execução para captação da atividade elétrica dos músculos alvos. O registro eletromiográfico permite observar o comportamento eletrofisiológico de diversos músculos em diferentes condições fisiológicas (NASCIMENTO *et al.*, 2012).

O sinal de EMG é adquirido por eletrodos de superfície, conectados a um hardware que está acoplado a um computador. O sinal EMG captado no corpo humano é um sinal analógico que então deve ser convertido para sinal digital, para poder ser registrado pelo computador. (MARCHETTI e DUARTE, 2006). Este sinal reflete a soma dos potenciais de ação das unidades motoras individuais ativas que se apresentam na vizinhança do eletrodo, quando uma contração muscular é gerada (YEUNG e EVANS, 1998), podendo ser quantificado, através da raiz quadrática da média (Root Mean Square – RMS), reflete o número de unidades motoras ativas e seus potenciais de ação. Está entre as formas mais utilizadas entre os pesquisadores que utilizam EMG de superfície para analisar a amplitude do sinal eletromiográfico (BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

Além da amplitude do sinal, os dados eletromiográficos também podem sofrer análises no domínio do tempo e da frequência (SODERBERG e KNUSTON, 2000). Segundo Mannion e Dolan, 1994, é possível também analisar o processo de fadiga através do estudo da EMG, sendo realizado através da análise espectral do sinal eletromiográfico. A frequência mediana (FM) é a frequência característica do sinal eletromiográfico que melhor demonstra as alterações na velocidade de condução das fibras músculo esqueléticas (MERLETT *et al.* 1984)

A captação do sinal é feita através de eletrodos, que podem ser aplicados de forma superficial ou intramusculares. Os eletrodos de superfície podem ser utilizados em grandes músculos superficiais, tendo como principal limitação a possibilidade de contaminação do registro por atividade elétrica de outros grupos musculares, também conhecida Crosstalk. A principal vantagem da EMGs é a facilidade de aplicação e aquisição dos sinais, além de se tratar de uma técnica não invasiva, onde não são gerados desconfortos ao paciente (SODERBERG e COOK, 1984).

O posicionamento dos eletrodos levou em consideração as normas descritas pela entidade SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*), a qual padroniza o posicionamento dos sensores além do formato, tamanho, configuração, distância entre as superfícies de detecção e etc.

2.4 TESTE DE OBER

O teste de Ober, primariamente descrito por Frank Ober (1936), foi proposto com o objetivo de medir o comprimento do Tracto Iliotibial (TIT), descrito para ser realizado com o indivíduo em decúbito lateral, com a perna inferior fletida no quadril e joelho, o suficiente

para retificar a lordose lombar, e o joelho da perna superior deve ser fletido a 90°. Após ter sido realizado o posicionamento adequado, o examinador deve segurar com uma das mãos o tornozelo da perna superior e com a outra estabilizar o quadril e, em seguida, abduzir e estender esta perna até a coxa se encontrar alinhada com o tronco. Então, é permitido que a coxa caia em direção à superfície nesse plano e o teste deve ser interpretado a partir da quantidade de adução do quadril.

O Teste de Ober é amplamente utilizado para avaliar indiretamente o encurtamento do tracto iliotibial em pacientes com condições dolorosas dos membros inferiores. A validade do teste de Ober é questionada por não existir nenhum método que padronize a posição do quadril durante a realização do teste, a escala usada para descrever os resultados é nominal e parece ter sido determinada arbitrariamente, e, finalmente, a confiabilidade do julgamento feito através do teste de Ober não tem sido relatada (SULLIVAN e MELCHIONE, 1993).

Apesar da dificuldade em validar o teste, estudos mostram altos índices de confiabilidade intra-examinadores apresentados em estudos realizados anteriormente. Reese e Bandy (2003), ao realizarem um estudo com 61 indivíduos, com auxílio apenas de um inclinômetro para obter as medidas, apresentaram um coeficiente de correlação intraclasse (CCI)=0,90 para o teste de Ober e CCI=0,91 para o teste de Ober modificado. Em um outro estudo Faria *et al.*, (2005), com uma amostra parecida ao do estudo de Reese e Bandy (2003), porém além do auxílio do inclinômetro foram utilizados dois goniômetros e um nível pélvico, encontraram um CCI=0,98 para o teste de Ober e CCI=0,98 para o teste de Ober Modificado.

Um estudo apresentado por Hudson e Darthuy, 2009, utilizou o teste de Ober como medida indireta do encurtamento do TIT. Apresentaram em seus resultados valores médios para adução, no grupo controle de 21,4 (+/- 4,9) e 20,3 (+/- 3,8) graus nas pernas esquerdas e direitas respectivamente, e no grupo com DFP, 17,3 (+/- 6,1) e 14,9 (+/- 4,2) graus na perna não dolorosa e dolorosa respectivamente. De acordo com o estudo, os indivíduos que apresentaram uma adução entre 10,7° e 19,1° foram considerados positivo para o teste de Ober, norteando este estudo para classificação dos indivíduos que apresentam o encurtamento do TIT.

3. JUSTIFICATIVA

O TIT apresenta relação direta sobre o quadril e joelho devido ao seu posicionamento anatômico, e suas características insercionias. Existem discussões substanciais acerca de uma possível influência direta do encurtamento do TIT sobre o posicionamento/alinhamento patelar, levando a mesma a uma lateralização (Fukuda et al 2004; inserir mais dois artigos atuais). Dessa forma, alterações no TIT podem estar relacionadas com o aparecimento de quadro algico no joelho, tanto no compartimento anterior, denominada dor anterior do joelho –DAJ, como também a dor lateral do joelho – DLJ.

Os indivíduos com algias no joelho, tanto DAJ como DLJ, apresentam com certa frequência alterações na atividade eletromiográfica dos músculos vastos e, estas estão diretamente relacionadas com a estabilidade dinâmica da articulação femoropatelar. Este fato pode ser exacerbado durante atividades funcionais de grande demanda motora, como por exemplo, nas atividades com contração isotônica excêntricas (SPAIRANI *et al.*, 2012, BOLING *et al.*, 2006)).

Técnicas de liberação miofasciais vêm sendo empregadas na prática clínica com intuito de diminuir a tensão gerada pelo tracto iliotibial sobre o compartimento lateral. Em alguns casos, a referida intervenção promove uma melhora da mobilidade do tecido e consequentemente diminui a tensão sobre o compartimento lateral do joelho, levando a uma melhora no alinhamento patelar.

Baseado nessas premissas, alguns estudos demonstram um ganho de amplitude de movimento após a utilização de técnicas de liberação miofascial, mas há uma escassez de evidências científicas sobre o efeito desta técnica no comportamento eletromiográfico, especialmente nas disfunções que envolvem a articulação do joelho. Dessa forma, este trabalho tem o intuito de contribuir para elaboração de melhores estratégias no tratamento relacionadas com alterações que envolvam a retração da TIT e o comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores do joelho, VMO, VLL, VLO e do quadril, GMéd.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência da liberação miofascial do tracto Iliotibial na atividade elétrica dos músculos Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral Obliquo (VLO), Vasto Lateral Longo (VLL) e Glúteo Médio (GMed) em indivíduos com encurtamento do trato iliotibial, durante atividade funcional de subida e descida de degrau.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Analisar a alteração do sinal eletromiográfico nos momentos pré e pós-liberação miofascial do TIT, referente a ordem de ativação dos VMO, VLL, VLO e GMéd, em indivíduos assintomáticos com encurtamento do TIT, durante uma tarefa funcional.

Analisar o RMS (Root Mean Square), parâmetro eletromiográfico de amplitude do sinal, dos músculos VMO, VLL, VLO, GMed nos momentos pré e pós-liberação miofascial do TIT, em indivíduos assintomáticos, com encurtamento do TIT, durante uma tarefa funcional.

Analisar a duração da atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd na tarefa funcional, antes e após a liberação miofascial em indivíduos assintomáticos, com encurtamento do TIT.

Quantificar a amplitude de movimento de adução do quadril, através do teste de Ober, antes e após a realização da técnica de liberação miofascial.

Analisar a influência da técnica de liberação miofascial sobre o ângulo de projeção no plano frontal do joelho, em indivíduos assintomáticos com encurtamento do TIT, durante a subida do degrau.

5. HIPÓTESE DO ESTUDO

Até o momento não temos na literatura científica resultados da influência da liberação miofascial do TIT na atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, assim como relação da liberação miofascial com o comportamento do membro inferior

durante uma tarefa funcional. Entretanto, espera-se que ocorra uma melhora da mobilidade do TIT, refletido em um maior grau de adução do quadril durante o teste de Ober, assim como um aumento da atividade eletromiográfica dos músculos VLL e VLO após a liberação miofascial, em indivíduos que apresentam encurtamento do TIT, visto a total relação anatômica existente, entre a estrutura do TIT, o musculo vasto lateral e a patela, assim como a influência exercida desta estrutura na biomecânica da articulação femoropatelar.

6.MATERIAIS E MÉTODOS:

6.1 CASUISTICA

Neste estudo, a amostra foi constituída por conveniência e composta por 18 indivíduos fisicamente ativos do gênero feminino, com idade entre 18 a 40 anos. Os indivíduos foram recrutados através de palestras sobre o tema, divulgação verbal e correio eletrônico.

6.1.1 Critérios de Elegibilidade:

Fizeram parte deste estudo mulheres saudáveis, fisicamente ativas que apresentaram encurtamento da Tracto Iliotibial (TIT) com resultados para adução do quadril durante o teste entre 11 e 19 graus (Hudson e Darthuy, 2009), constatado por meio do Teste de Ober, como descrito no estudo de Reese e Bandy (2003). Foram excluídos os sujeitos que apresentaram dor no joelho ou quadril, encurtamento de membro inferior maior que 2cm, lesões em membros inferiores e/ou que já tenham passado por procedimento cirúrgico na coluna lombar e membros inferiores. Além dos indivíduos incapazes, por algum motivo, de realizar o teste de subida e descida do degrau.

Todos os voluntários passaram por uma avaliação cinemática funcional (Anexo I), realizada por um fisioterapeuta experiente com 11 anos prática clínica.

6.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Este é um estudo de segmento pré e pós intervenção, controlado de 2 dias.

6.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Todos os indivíduos foram submetidos a uma avaliação Eletromiográfica (EMG) dos músculos estabilizadores da patela, Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral Longo (VLL), Vasto Lateral Obliquo (VLO) e do quadril, Glúteo Médio (GMéd), durante uma atividade funcional de subida e descida de degrau. Para esta atividade os indivíduos foram solicitados a subir e descer o degrau, deslocando-se para frente. O degrau foi posicionado na frente do indivíduo, após, movimento final de descida do degrau o indivíduo, virava-se e realizava uma nova passagem pelo degrau, até completar três subidas e descidas. O degrau utilizado permitia 4 alturas diferentes. A altura do degrau foi ajustada para cada indivíduo, levando-se em consideração a angulação do joelho, especificamente no momento do toque do calcâneo sobre o step, onde o mesmo estava a aproximadamente 60° de flexão, sempre padronizado antes do início da atividade, evitando angulações diferentes no momento da análise, visto a heterogeneidade da amostra. Essa padronização se justifica, já que a relação de ativação VMO/VL aumentou em até 25% na proporção que o ângulo de flexão aumentou, de 0°- 60°, apresentado por Tang *et al.*, 2001. Desta forma, foi utilizado um degrau regulável para prover a angulação do joelho.

Após o ajuste do degrau, foi realizado o teste de Ober, enquanto outro fisioterapeuta ficou responsável por mensurar o grau de adução do quadril, verificado através de um inclinômetro digital. Em sequência foi coletada a atividade eletromiográfica inicial dos músculos estudados e logo após, um fisioterapeuta com 8 anos de experiência com o método de Miofibrólise Terapêutica (MT) realizou a liberação miofascial do TIT. Imediatamente após a aplicação da técnica de MT, todos os indivíduos foram reavaliados quanto a atividade eletromiográfica durante os testes de subida e descida do degrau. O teste de Ober foi repetido após a intervenção, com intuito de mensurar a amplitude de movimento de adução do quadril. Os indivíduos retornaram 24 horas após o primeiro dia, para que pudesse ser observado o comportamento da amplitude de movimento do quadril, assim como o efeito da técnica sobre a atividade eletromiográfica. Neste dia foram repetidas as coletas de EMG e o teste de Ober antes e após a aplicação da técnica de liberação miofascial (Figura 2).

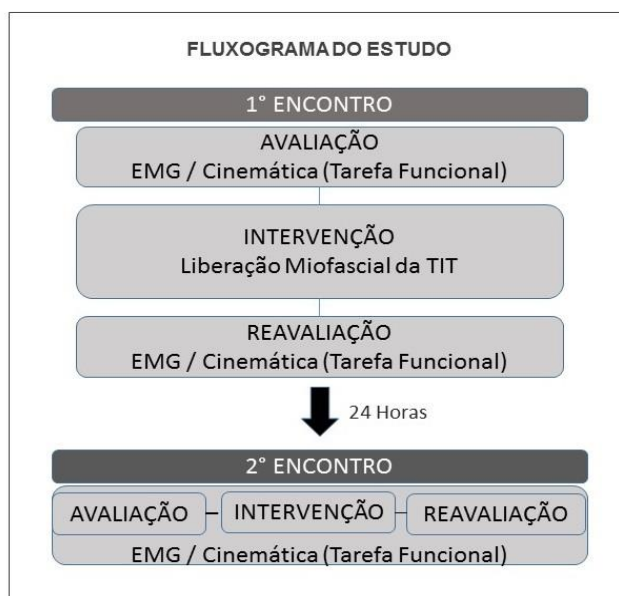


Fig. 2 - Fluxograma do estudo.

Durante os dois encontros, as execuções da atividade funcional, subida e descida do degrau foram capturadas, através de uma câmera bidimensional, para posterior análise do comportamento do movimento do joelho no plano frontal.

6.4 ASPÉCTOS ÉTICOS

Todos os participantes foram informados previamente sobre os procedimentos realizados durante todas as fases da pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) segundo as normas do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) em Seres Humanos de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (Anexo I). Esse estudo foi aprovado pelo CEP/UNISUAM sob o número: 35203714.0.0000.5235.

6.5 MATERIAIS

Eletromiógrafo 810c com 8 canais da marca *EMGSystem*[®] (São José dos Campos, São Paulo)

Eletrodos autoadesivos da marca 3M

Programa SuiteMyo versão 1.0.0.3

Instrumentos que compõe a técnica de Miofibrólise Percutânea: Rotador e Espaçador

Inclinômetro – TiltMeter – Aplicativo digital

Goniômetro – marca: Carci

Step com 4 regulagens de altura da marca Kiko's

Câmera bidimensionais, da marca Sony, modelo DSC-HX 300

Software Kinovea 8.1.1

Microcomputador *Dell Vostro14*

6.6 INSTRUMENTAÇÃO

6.6.1 Eletromiografia de superfície

Foi utilizado EMG da marca *EMGSystem*[®] 832C, com 8 canais para eletromiografia ou canais de apoio. Para análise dos dados foi utilizado o programa SuiteMyo versão 1.0.0.3.

Foram utilizados 4 pares de eletrodos de superfície da marca 3M, com ganho dos eletrodos de 20 vezes. O Índice de Rejeição por Modulação Comum (IRMC) de 130db e a frequência de amostragem de 2000 Hz por canal. O eletrodo de referência circular foi posicionado nos sujeitos na glabella, região do osso frontal.

6.7 PROCEDIMENTOS

6.7.1 Avaliação Cinemático-Funcional

A avaliação cinemático-funcional foi realizada por um fisioterapeuta experiente, apto para esta função, com objetivo de identificar os indivíduos que compõe o grupo estudado. Para isto, diversos fatores foram levados em consideração durante a avaliação cinemático-funcional como apresentado no Anexo I.

6.7.2 Teste de Ober

Para garantir a precisão das medidas obtidas através do teste de Ober, e controlar a estabilização da pelve, foi seguida a proposta realizada por Reeze e Brandy (2003), os quais preconizavam o seguinte posicionamento: paciente em decúbito lateral, com o tronco alinhado, o membro inferior a ser testado para cima. A perna inferior fletida no quadril e joelho, o suficiente para retificar a lordose lombar, e o joelho da perna superior fletido a 90°, de modo que o alinhamento da coluna estivesse garantido (Figura 3A). Para auxiliar no

posicionamento, o terapeuta utilizou uma das mãos para estabilizar o quadril. Um goniômetro foi utilizado para mensurar a angulação da articulação do joelho ipsilateral, à 90° de flexão.



Figura 3: Realização do teste de Ober. A: Posição para o teste. B: Teste positivo

O inclinômetro digital também foi utilizado e posicionado na parte distal / lateral, da coxa do indivíduo, logo acima do epicôndilo lateral do fêmur, previamente delimitada pelo avaliador. Para coleta desta medida foi necessário o auxílio de um segundo examinador, para colocação do inclinômetro e visualização do ângulo de adução. Os dados foram coletados por três vezes, e utilizada a média dessas coletas. Durante a execução da manobra, uma das mãos do fisioterapeuta estabilizou o quadril do paciente, enquanto a outra mão, realizava a abdução e extensão do quadril, até manter o alinhamento com a coluna. Ao final do posicionamento a mão do terapeuta deslocou-se para região distal de tíbia e fíbula, tornozelo, e deixou que a perna do paciente pendulasse em direção ao solo (REESE e BRANDY, 2003), sendo mensurado o movimento máximo de adução do quadril, figura 3B.

6.7.3 Liberação Miofascial do TIT:

Para a liberação miofascial do TIT foram utilizadas 2 técnicas, não invasivas, empregadas pelo método de Miofibrólise Terapêutica (MT), são elas: Rotação superficial e Fricção.

Para aplicação da técnica de liberação miofascial o indivíduo foi posicionado em decúbito lateral, com o membro inferior avaliado para cima. Já o membro inferior contralateral foi posicional de tal forma que o quadril e o joelho estivessem a 60° de flexão, para que a coluna lombar permanecesse alinhada com o restante do tronco. O terapeuta esteve a frente do paciente, para durante a aplicação da técnica de liberação miofascial.

Após o posicionamento do sujeito, um fisioterapeuta com oito anos de experiência com o método de MT, iniciou a liberação do Tracto Iliotibial (TIT), pela técnica de rotação superficial, realizada com o instrumento denominado: “rotador” (Figura 4A), composto de aço inox e plástico (poliolefina de alto peso molecular). Para tal abordagem, respeitou-se o direcionamento das fibras do TIT. A aplicação foi realizada sobre a pele do paciente, no sentido crânio-caudal, em duas fases, de acordo com os princípios descritos pelo método. Na primeira fase, o terapeuta aplicou uma pressão leve associado a uma velocidade rápida, durante 45 segundos, e em seguida, o terapeuta aumentou a pressão e diminuiu a velocidade de aplicação, durante mais 45 segundos, totalizando 90 segundos. A técnica não pode ser dolorosa, portanto, durante toda aplicação foi levado em consideração o limiar de dor de cada indivíduo (Figura 4B).

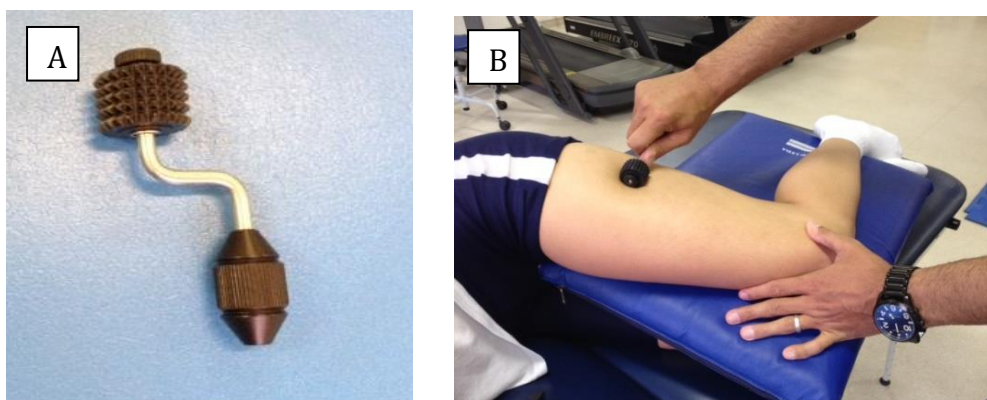


Figura 4: (A) Instrumento utilizado- Rotador. (B) Aplicação da técnica de rotação sobre o TIT.

Imediatamente após o término da técnica de rotação, foi realizado a técnica de Fricção. Para aplicação desta técnica, o terapeuta utilizou um instrumento denominado: Garfo Insercional (Figura 5A). A técnica de fricção é realizada com o instrumento fixado sobre a pele do paciente à 45°. O terapeuta realiza movimentos no sentido crânio-caudal e caudal-cranial, em uma velocidade constante, mobilizando o tecido do paciente.

Para aplicação da Fricção, o TIT foi dividido em duas porções: porção anterior e porção posterior. Cada porção foi fracionado em diversos pontos. A distância entre os pontos foi de 3cm, cada um deles friccionados por 10 segundos, sendo a técnica aplicada de distal para proximal do TIT (Figura 5B).

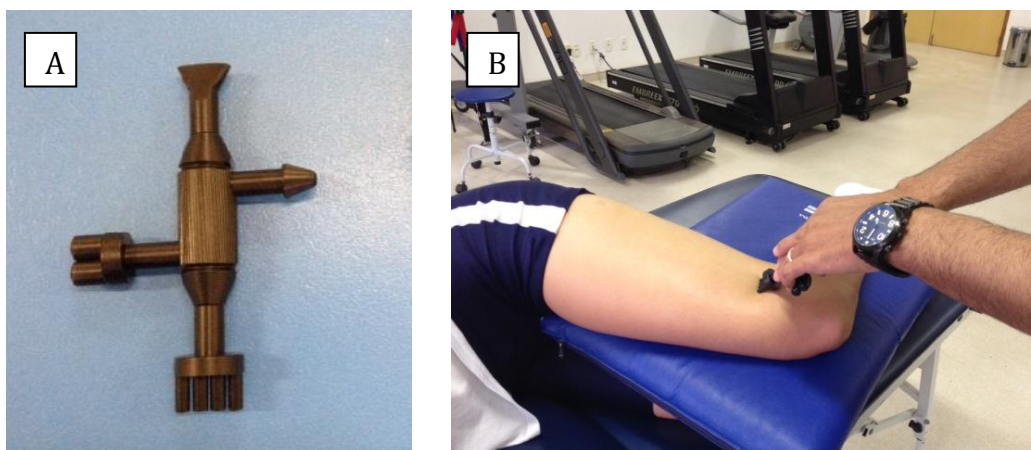


Figura 5: (A). Instrumento fabricado em plástico, Garfo insercional. (B) Técnica de fricção sobre o TIT

6.7.4 Avaliação do tempo de ativação dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd:

O sinal eletromiográfico de superfície (EMGs) foi coletado durante simulação de uma atividade funcional de subida e descida de degrau. A altura do degrau variou entre indivíduos para que no momento inicial da subida o joelho estivesse em um ângulo de 60° de flexão. Os eletrodos foram posicionados nos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, fixados à pele com fita adesiva. Para colocação dos eletrodos foi traçada uma linha da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela, que serviu de referência na medida dos ângulos de inclinação para cada porção dos Vastos (BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004)

No músculo VMO, o eletrodo foi posicionado à 4 cm acima da borda supero-medial da patela, e orientado com uma inclinação de 55° em relação ao centro da patela e da espinha ilíaca ântero-superior (BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004). Para o músculo VLL o eletrodo foi posicionado a 15 cm do bordo súpero-lateral da patela com uma inclinação de $13,6^\circ$ (HERMES *et al.*, 2000). Já o VLO o eletrodo foi posicionado a uma inclinação de $50,4^\circ$ do centro da patela, sobre o ventre muscular (BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004). Em relação ao músculo GMéd., o eletrodo foi posicionado no ponto médio do trajeto entre a Crista ilíaca e o trocanter maior do fêmur, sobre o ventre muscular (HERMES *et al.*, 2000). O eletrodo de referência foi posicionado no osso frontal.

Visando minimizar a influência da impedância pele/eletrodo, alguns cuidados foram tomados previamente ao posicionamento dos eletrodos, limpeza da pele com álcool 70% GL, tricotomização dos pelos e leve abrasão da pele para remoção de células mortas (HERMES *et al.*, 2000)

Para análise do comportamento EMG foram levados em consideração os parâmetros de RMS, Ordem de ativação e Duração da tarefa dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, pré e pós-liberação miofascial, durante a tarefa funcional, no primeiro e segundo dia.

A raiz quadrada da média dos quadrados (RMS, root mean square), calculada para representar a amplitude de ativação muscular, foi feita de forma manual pelo programa SuiteMyo 1.0.0.3 (FERREIRA, 2008), e os dados provenientes do programa exportados para uma tabela do excel, posteriormente analisados.

O tempo de ativação muscular entre os sujeitos foi analisado, a partir do momento em que o músculo iniciou sua atividade elétrica, detectado de forma automática pelo *software* SuiteMyo 1.0.0.3, pois trata-se de tempo de ativação de 4 músculos avaliados simultaneamente. A detecção automática do tempo inicial de ativação constitui-se em localizar o ponto do sinal mioelétrico de cada músculo, que corresponde a três vezes ou mais o desvio padrão para um mínimo de 25 ms de linha de base (KURIKI *et al.*, 2011; COWAN *et al.*, 2001). Foi determinado desta forma a Ordem de Ativação dos músculos Vastos e GMéd. na subida e na descida do degrau. Os mesmos indivíduos apresentaram padrões de ativação muscular de forma variada, durante a mesma tarefa, a cada subida ou descida. Desta forma, foram considerados para a análise todas as atividades das voluntárias (54 atividades funcionais). Identificados a ordem de ativação nos momentos pré e pós-liberação miofascial, foi realizada análise de frequência dos dados e determinada a ordem de ativação para cada momento.

A duração da tarefa, em segundos, foi observada durante a subida do degrau e configurou-se pela subtração do tempo final pelo tempo de início da atividade mioelétrica dos músculos analisados, detectado inicialmente de forma automática, realizado através do programa SuiteMyo 1.0.0.3, e tabelado no excel. A atividade funcional de subida foi realizada aproximadamente, no momento em que o contato inicial no degrau aconteceu e, o término delimitado pelo momento em que o indivíduo parava em cima do degrau. A duração da atividade elétrica da tarefa foi comparada nos momentos pré e pós-liberação miofascial.

Durante a coleta os indivíduos realizaram 3 repetições de subidas e descidas no degrau. O indivíduo foi orientado a subir o degrau com o membro a ser avaliado, e a descida iniciada com o membro não-avaliado. Critérios estes baseados no estudo de McClinton *et al.*, 2007.

6.7.5 Avaliação do ângulo de projeção no plano frontal:

Os participantes foram orientados a realizar a subida do degrau, iniciando o movimento com o membro inferior estudado com a EMG. Após subirem o degrau os sujeitos iniciaram a descida com o membro não estudado (LACK *et al.*, 2014). Foram realizadas três repetições completas da subida e descida do degrau, a segunda passagem pelo degrau não foi levada em consideração, pois não pode ser analisada, pelo fato de o indivíduo estar de costas para câmera. Uma repetição da execução do teste foi feita antes do registro para acomodação do sujeito ao ambiente de avaliação. A altura do degrau foi controlada, 60° de flexão do joelho, ao tocar o degrau, mensuração realizada através de um goniômetro. Os dados coletados referem-se ao membro que sofreu a aplicação da técnica de liberação miofascial. A cinemática do joelho durante a subida/descida do degrau foi avaliada por meio de filmagens com uma câmera bidimensional, da marca Sony, modelo DSC-HX300, no modo de captura de 60 quadros por segundo. Três marcadores autoadesivos foram colocados nos seguintes pontos anatômicos: (1) no ponto médio entre o maléolo medial e lateral; (2) no ponto médio entre o epicôndilo medial e lateral do fêmur; e (3) 30 cm acima do ponto médio entre os epicôndilos, em relação a linha até a espinha ilíaca ântero-superior (WILSON & DAVIS, 2008). A câmera digital foi posicionada a uma distância de 2m do step e na altura do joelho do membro a ser avaliado.

Os marcadores foram posicionados pelo mesmo examinador para minimizar o erro associado com movimento da pele e colocação. Em seguida, foi realizado a análise dos vídeos, através de um software Kinovea 8.1.5 (DAMSTED *et al.*, 2015; BAUDE *et al.*, 2015), para análise do posicionamento do joelho no plano frontal, levando em consideração o momento em que o pé está sobre o degrau e o indivíduo realiza a transferência do peso corporal para o membro inferior.

A análise levou em consideração o grau de adução do joelho no plano frontal, mensurado em ângulos, através dos marcadores previamente utilizados. Foi realizada a média de duas medidas do ângulo de adução do joelho.

7. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizado um teste de normalidade para verificação da distribuição dos dados referentes às variáveis de interesse deste estudo, por meio do teste Kolmogorov Smirnov que apontou para uma não distribuição normal dos mesmos. A partir daí foi utilizado o teste de Wilcoxon, realizado para medidas não paramétricas. Foram analisados através deste teste, os dados provenientes da atividade eletromiográfica, RMS, duração da tarefa, teste de Ober e os valores do ângulo de projeção no plano frontal nos momentos pré e pós-liberação, no primeiro e segundo dia. Os dados referentes a caracterização da amostra, foram analisados por meio de estatística descritiva, com extração dos dados de medidas de tendência central, mediana e a apresentação do valor máximo e mínimo, da mesma forma como os dados anteriores, como forma de padronização. O nível de significância definido para todos os testes foi de 5%. O programa utilizado para análise estatística foi SPSS 21.0 para *Windows* (IBM Inc., EUA).

8. REFERÊNCIAS

APARICIO EQ, QUIRANTE LB, BLANCO CR, SENDIN FA. Immediate effects of the suboccipital muscle inhibition technique in subjects with short hamstring syndrome. **J Manipulative Physiol Ther.** v.32, n.4, p.262-269, May 2009.

ARROYO-MORALES M, OLEA N, HIDALGO-LOZANO A, RUIZ-RODRIGUES C, DÍAZ-RODRIGUEZ L. Psychophysiological effects of massage-myofascial release after exercise: a randomized sham-control study. **J Altern Complement Med.** v.14, n.10, p.1223-9, Dec. 2008.

AIGUADÉ R, CAMPS PP, CARNACEA FR. Techniques de crocheteage instrumental myofasciale. **Kinesither Rev,** v.75, p.17-21, 2008.

AQUINO VS, FALCON SFM, NEVES LMT, RODRIGUES RC, SENDIN FA. Tradução e adaptação cultural para a língua portuguesa do questionário Scoring of patellofemoral disorders: estudo preliminar. **Acta Ortop Bras.** v.19, n.5, p.273-9, 2011.

BASMANJAN JV, De LUCA CJ. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5th edn. **Williams & Wilkins**, Baltimore, 1995.

BAUDE M, HUTIN E, GRACIES JM. A Bidimensional System of Facial Movement Analysis Conception and Reliability in Adults. **Biomed Res Int.** v.8, p.129-134. 2015.

BEVILAQUA-GROSSI D, MONTEIRO-PEDRO V, SOUSA GC, SILVA Z, BÉRZIN F. Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the Vastus Lateralis Muscle. **Braz. J. Morphol.Sci.,** v.21, 47-52, 2004.

BIALOSKY JE, BISHOP MD, PRICE DD, GEORGE SZ. The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain: a comprehensive model. **Man Ther.** v.14, n.5, p.531-8, Nov 2009.

BIZZINI M, CHILDS JD, PIVA SR, DELITTO A. Systematic review of the quality of randomized controlled trials for patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther,** v.33, p.4-20, 2003.

BLOOMFIELD P, WATSON A: A new clinical test: The iliotibial band/ lateral retinaculum (ITB/LR) test description and reliability study. **New Zealand Journal of Sports Medicine.** v.28, p.4-8, 2000.

BOLING MC, PADUA DA, MARSHALL SW, GUSKIEWICZ K, PYNE S, BEUTLER A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. **Scand J Med Sci Sports.** v.20, n.5, p.725-30, 2010.

BRON C, WENSING M, FRANSSEN JLM, OOSTENDORP RAB. Treatment of myofascial trigger points in common shoulder disorders by physical therapy: A randomized controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders.** v.5, n.8, p.107, 2007.

BULZING RAV, MACHADO FA, DOMENECH GA. Análise isocinética da força produzida pelo quadríceps na extensão do joelho antes e após aplicação da técnica de Miofibrólise Percutânea em militares da ativa do Exército Brasileiro. **Revista de Educação Física**. v.3, p.143,dez 2008.

CABREIRA LSM, INÁCIO GSSG, SAMPAIO FG, DOMENECH GA, RIBEIRO SMS. Efeito da Miofibrólise Percutânea na morfotipologia de indivíduos de pés normal a cavo. **Perspectiva online: biol. & saúde**. v.5, p.01-11, 2012.

CAMPELO GO. A Manipulação do Tecido Conjuntivo no Tratamento da Dor Lombar Crônica de Origem Miofascial. **Rev Ter Man**. v.6, p.307-313, 2008.

CAVAZZUTI L, MERLO A, ORLANDI F, CAMPANINI I. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. **Gait Posture**. V.32, n.3, p.:290-5, Jul. 2010.

CHESTER R, SMITH TO SWEETING D, DIXON J, WOOD S, SONG F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. **BMC Musculoskelet Disord**. v.9, p.64, May 2008.

CROWELL MS, WOFFORD NH. Lumbopelvic manipulation in patients with patellofemoral pain syndrome. **J Man Manip Ther**. v.20, n.3, p.113-20, aug. 2012.

COHEN M, VIEIRA EA, SILVA RT, VIEIRA ELC, BERLFEIN PAS. Estudo anatômico do trato iliotibial: revisão crítica de sua importância na estabilidade do joelho. **Rev Bras Ortop**. v.37, n.8, ago. 2002.

COWAN SM, BENNELL KL, HODGES PW, CROSSLEY KM, MCCONNEL J. Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**. v.82, feb. 2001

DAMSTED C, NIELSEN RO, LARSEN LH. Reability of vídeo-based quantification of the knee and hip angle at foot strike during running. **Int J Sports Phys Ther**.; v.10, p.147–154, Apr. 2015.

DAY JAT, COPETTI L, GIORGIO R. From clinical Experience to a model for the human fascial system. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. v.16, n.3, p.372-380, feb 2012.

DAY AD, STECCO C, STECCO A. Application of fascial manipulation e technique in chronic shoulder pain – Anatomical basis and clinical implications. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. v.13, p.128-135, 2009.

DEHAVEN KE, LINTNER DM. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. **Am J Sports Med**. v.14 n.3, p.218-224, 1986.

ERCOLE B, STECCO B, ANN DJ. How much time is required to modify a fascial fibrosis? **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. v.14, p.318-325, 2010.

FABER SC, ECKSTEIN F, LUKRASZ S. Gender differences in knee joint cartilage thickness, volume and articular surface areas: assessment with quantitative three-dimensional MR imaging. **Skeletal Radiol.** v.30, p.144–50, 2001.

FAIRCLOUGH J, HAYASHI K, TOUMI H, LYONS K, BYDDER G, PHILLIPS N, Best TM, BENJAMIN M. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. **J. Anat.** v.208, p.309–316, 2006.

FARAHMAND F, SENAVONGSE W, AMISS AA. Quantitative study of the quadriceps muscle and trochlea groove geometry related to instability of the patello femoral joint. **J Orthop Res.** v.16, p.136–143, 1998.

FARIA CDCM, LIMA FFP; SALMELA LFT. Teste de Ober e Ober modificado: um estudo comparativo e de confiabilidade. **Fisioterapia em Movimento.** v.18, n.3, p. 31-38, jul/set, 2005

FARASYN A. Release of Myofascial Pain with Deep Cross-Friction Named “Roptrotherapy”. **International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork.** v.17, n.3, p.36-37, 2010.

FERRARIO VF, SFORZA C, COLOMBO A, CIUSA V. Uma investigação eletromiográfica da simetria dos músculos mastigatórios em normo-oclusão. **J Rehabil Oral.** v.27, n.1, p.33-40, jan. 2000.

FERREIRA AS, GUIMARÃES FS, SILVA JG. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudos da função neuromuscular. **Rev. Bras. Cienc. Esporte.** v. 31, n. 2, p. 11-30, janeiro 2010.

FINDLEY T, SCHLEIP R. Introduction of the Proceedings of Second International Fascia Research Congress. **Int J Ther Massage Bodywork.** v.2, n.2, p.1-6, 2009.

FREDERICSON M, YOON K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. **Am J Phys Med Rehabil.** v.85, p.234-43, 2006.

FUCENTE SF, VON ROLL A, KOCH PP, EPARI DR, FUCHS B, SCHOTTLE PB. The patella morphology in trochlear dysplasia—a comparative MRI study. **Knee.** v.13, p.145–150, 2006.

FUKUDA TY, ROSSETTO FM, MAGALHÃES E, BRYK FF, LUCARELI PRG, CARVALHO NAC. Short-term effects of hip abductors and Lateral Rotators Strengthening in Females With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Clinical Trial. **J Orthop Sports Phys Ther.** v.40, n.1, p.736-42, nov. 2010.

FULKERSON JP, GOSSLING HR. Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. **Clin Orthop.**; v.153, p.183–188, 1980.

FULKERSON JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. **Am J Sports Med.** v.30, n.3, p.447-56, 2002.

FULKERSON LP, HUNGERFORD DS. Disorders of the Patellofemoral joint. **Baltimore, MD: Williams & Wilkins**, 1990

GOMAA EF, ZAKY LA. Effect of iliotibial band myofascial release on flexibility and patellar alignment in patients with knee osteoarthritis. **Journal of advanced Research**. v.3, n.4, p.399-410, April 2015.

HERMES HJ, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, RAU G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. v.10, n.5, p.361-74, Oct. 2000.

ERRINGTON LC. The inter-tester reliability of a clinical measurement used to determine the medial-lateral orientation of the patella. **Man Ther**. v.7, n.3, p.163–167, 2002.

HERRINGTON LC, RIVETT N, MUNRO S. The relationship between patella position and length of the iliotibial band as assessed using Ober's test. **Human Ther**. v.11, n.3, p.182-186, 2006.

HOGREL JY. Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. **J Electromyogr Kinesiol**. v.13, n.5, p.417-23, Oct. 2003.

HOMAN KJ, NORCROSS MF, GOERGER BM, PRENTICE WE, BLACKBURN JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. **J Electromyogr Kinesiol**.v.23, n.2, p.411-5, Apr. 2013.

HUDSON Z, DARTHUY E. Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: a case-control study. **Man Ther**.v.14, n.2, p.147-51, Apr. 2009.

HUNGERFORD DS, BARRY M. Biomechanics of the patellofemoral joint. **Clin Orthop Relat Res**. v.144, p.9-15, Oct. 1979.

JAE-RHEE S, PAVLOU G, OAKLEY J, BARLOW D, HADDAD FARRES. Modern management of patellar instability. **Int Orthop**. v.36, n.12, p.2447-56, dec 2012.

KANG SY, CHOUNG SD, PARK JH, JEON HS, KWON OY. The relationship between length of the iliotibial band and patellar position in Asians. **Knee**. v.21, n.16, p.1135-8, Dec 2014.

LACK S, BARTON C, MALLIARAS P, TWYCROSS-LEWIS R, WOLEDGE R, MORRISSEY D. The effect anti-pronation foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in healthy individuals: a laboratory study. **Clin Biomech**. Bristol, Avon, v.29, n.2, p.177-182, Feb 2014.

LAVINE R. Iliotibial band friction syndrome. **Curr Rev Musculoskelet Med**.; v.3, n.1-4, p.18-22, Oct. 2010.

LANGEVIN HM, FOX JR, KOPTIUCH C, GREENAN-NAUMANN AC, BOUFFARD NA, KONOFAGOU EE, LEE WN, TRIANO JJ, HENRY SM. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. **BMC Musculoskelet Disord**. v.19, n.12, p.203, Sep 2011.

LEE JH, CYNN HS, CHOI SA, YOON TL, JEONG HJ. Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric side-lying hip abduction. **J Sports Rehabil**. v.22, n.4, p.301-307, Aug 2013.

MAJCHRZYCKI M, KOCUR P, KOTWICKI T. Deep Tissue Massage and Nonsteroidal Anti-Inflammatory Drugs for Low Back Pain: A Prospective Randomized Trial. **The Scientific World Journal**. v.23, feb 2014.

MANNION AF, DOLAN P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v.19, p.1223-1229, 1994.

MAQUET P.G.L. "Mechanics of the knee" in Biomechanics of the knee. **Berlin-Heidelberg-New York, Springer-Verlag**. p.22, 1984

MARCHETTI PH, DUARTE M. Instrumentação em Eletromiografia. **Laboratório de Biofísica, USP**. 2006 – disponível em: <http://lob.iv.fapesp.br>

MASCAL CL, LANDEL R, POWERS C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.33, p.647-660, 2003.

MATTEINI P, DEI L, CARRETI E, VOLPI N, GOTI A, PINI R. Structural behavior of highly concentrated Hyaluronan. **Biomacromolecules**. v.10, p.1516-1522, 2009.

MCCLINTON S, DONATELL G, WEIR J, HEIDERSCHEIT B. Influence of Step Height on Quadriceps Onset Timing and Activation During Stair Ascent in Individuals With Patellofemoral Pain Syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.37, n.5, p.239-244, May 2007.

MCKENNEY K, ELDER AS, ELDER C, HUTCHINS A. Myofascial release as a treatment for orthopaedic conditions: a systematic review. **Journal of Athletic Training**. v.48, n.4, p.522-527, Aug 2013.

MCMAHON M, STILLER K, TROTT P. The prevalence of thumb problems in Australian physiotherapists is high: an observational study. **Aust J Physiother**. v.52, n.4, p.287-92, 2006.

MELCHIONE WE, SULLIVAN MS. Reliability of measurements obtained by use of an instrument designed to indirectly measure iliotibial band length. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.18, n.3, p.511-515, Sep. 1993.

MERLETTI R, SABBAHI AM, DeLUCA CJ. Median frequency of the myoelectric signal – Effects of muscle ischemia and cooling. **Eur J Appl Physiol**, v.52, p.258-265, 1984.

MOUTNEY J, SENAVONGSE W, AMIS AA, THOMAS NP. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. **J Bone J Surg Br.** v.87, p.36–40, 2005.

NAGRALE AV, Herd CR, RAMTEKE G. Cyriax Physiotherapy Versus Phonophoresis with Supervised Exercise in Subjects with Lateral Epicondylalgia: A Randomized Clinical Trial. **J Man Manip Ther.** v.17, n.3, p.171–178, 2009.

NASCIMENTO GKBO, CUNHA DA, LIMA LM, MORAES, KJR, PERNAMBUCO LA, REGIS RMFL, SILVA HJ. Surface electromyography of the masseter muscle during chewing: a systematic review. **Rev. CEFAC.** v.14, n.4, p.725-731, Jul 2012.

NOEHREN B, DAVIS I, HAMILL J. ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. **Clin Biomech (Bristol, Avon).** n.22, v.9, p.951-6, Nov 2007.

OBER FR. The role of iliotibial band and fascia lata as a factor in the causation of low-back disabilities and sciatica. **The Journal of Bone and Joint Surgery.** v.18, n.1, p.105-110, 1936.

PAPPAS E, WONG-TOM WM. Prospective Predictors of patellofemoral pain syndrome: a systematic review with meta-analysis. **Sports Health.** v.4, n.2, p.115-20, March 2012.

PARK S, KONG YS, JANG GU, PARK JW. Differences in onset timing between the vastus medialis and lateralis during concentric knee contraction in individuals with genu varum or valgum. **J Phys Ther Sci.** V.27, n.4, p.1207-10, 2015.

PIPER S, SHEARN HM, CÔTE P, WONG YUH, VARATHARAIAH, SOUTHERST D, RANDHAWA KA, SUTTON DA, STUPAR M, NORDIN MC, MIOR AS, VAN DER VELDE GM, TAYLOR-VAISEY AL. The effectiveness of soft-tissue therapy for the management of musculoskeletal disorders and injuries of the upper and lower extremities: A systematic review by the Ontario Protocol for traffic injury management (OPTIMA) collaboration. **Man. Ther.** v.15, 2015.

POWERS CM. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. **Phys Ther.** v.80, p.956-64, 2000.

POWERS CM, WARD SR, FREDERICSON M, GUILLET M, SHELLOCK FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. **J Orthop Sports Phys Ther.** v.33, p.677-685, 2003.

POWERS CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther.** v.40, n.2, p.42-51, 2010.

QUERÉ N, NOE E, LIEUTAUD A, D'ALESSIO P. Fasciatherapy combined with pulsology touch induces changes in blood turbulence potentially beneficial for vascular endothelium. **Journal of Bodywork and Movement Therapies.** v.13, p.239 e 245, 2009.

REESE BN, BANDY WD. Use of an Inclinator to Measure Flexibility of the Iliotibial Band Using the Ober Test and the Modified Ober Test: Differences in Magnitude and Reliability of Measurements. **J Orthop Sports Phys Ther.** v.33, n.6, June 2003.

REGO EM, MARTIN MM, FILHO AVD, FÁVERO FM, OLIVEIRAS ASB, FONTES SV. Efeitos da Liberação Miofascial Sobre a Flexibilidade de um Paciente com Distrofia Miotônica de Steinert. **Rev Neurocienc.**v.20, n.3, p.404-409, 2012.

RHEE SJ, HADDAD FS. Patellofemoral joint in total knee replacement. **Curr Orthop.** v.22, n.2, p.132–138, 2008.

RHEE SJ, PAVLOU J, OAKLEY J, BARLOW D, HADDAD F. Modern management of patellar instability. . **Int Orthop.** v.36, n.12, p.2447-2456, dez 2012.

RIBEIRO JUNIOR SMS, RODRIGUES FS. Análise eletromiográfica da musculatura paravertebrais pós técnica de miofascial: ensaio clínico randomizado. **Persp. Online: biol. & saúde.** v.4, n.01-08, 2012 – seer.perspectivaonline.com.br

ROBINSON RL, NEE RJ. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther.** v.37, p.232-238, 2007.

RONALD LAVINE. Iliotibial band friction syndrome. **Curr Rev Musculoskelet Med.** v.3, p.18–22, 2010.

RUFFIN MT, KININGHAM RB. Anterior knee pain: the challenge of patellofemoral syndrome. **Am. Fam. Physician.** n.47, p.185-194, 1993.

SAAVEDRA FS, CORDEIRO MT, ALVES JV, FERNANDES HM, REIS VM, MONTÁLVERME DGB. The influence of positional release therapy on the myofascial tension of the upper trapezius muscle. **Ver Bras Cineantropom.** v.16, n.2, p.191-199, 2014.

SCHEIPLE R. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. **Journal of Bodywork and Movement Therapies.** v.7, n.2, p.104-116, 2003.

SERRÃO FV, CABRAL CMN, BERZIN F, CANDOLO C, MONTEIRO-PEDRO V. Effect of tibia rotation on the eletromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. **Phys Ther Sports.**v.6, p.15-23, 2005.

SENAVONGSE W, AMIS AA. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. **J Bone J Surg.** v.87, p.577–582, 2005.

SHER I, UMANS H, DOWNIE SA, TOBIN K, ARORA R, OLSON TR. Proximal iliotibial band syndrome: what is it and where is it? **Skeletal Radiol.** v.40, n.12, p.1553-6, 2011.

SIMMONDS N, MILLER P, GEMMELL H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. **J Bodyw Mov The.** v.16, n.1, p.83-93, Jan. 2012.

SODERBERG GL, COOK TM. An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. **Phys Ther**, v.63, p.1434, 1983.

SPAIRANI L, BARBERO M, CESCO C, COMBI F, GEMELLI T, GIOVANETTI G, MAGNANI B, D'ANTONA G. An Electromyographic of the vastii muscles during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises. **The International journal of Sports Physical Therapy**. v.7, n.6, p.617, 2012.

STECCO C, PAVAN PG, PORZIONATO A, MACCHI V, LANCEROTTO L, CARNIEL EL, NATALI AN, DE CARO R. Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling. **Surg. Radiol. Anat.** v.31, n.7, p.523-529, 2009.

STECCO C, STEM R, PORZIONATO A, MACCHI V, MASIERO S, STECCO A, DE CARO R. Hyaluronan within in the etiology of myofascial pain. **Surg Radiol Anat.** v.33, n.33, p.891-896, 2011.

SUCHER BM. Myofascial release of carpal tunnel syndrome. **Journal of the American Osteopathic Association**. v.92, n.4, p.100-106, 1993.

TANG SF, CHEN CK, HSU R, CHOU SW, HONG WH, LEW HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. **Arch Phys Med Rehabil**.v.82, p.1441-1445, 2001.

TECKLENBURG K, DEJOUR D, HOSER C, FINK C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**.v.14, p.235-40, 2006.

TYLER TF, NICHOLAS SJ, MULLANEY MJ, MCHUG MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. **Am J Sports Med**.v.34, p.630-636, 2006.

VAN DER WERP MP, VAN DER HORST N, DE WIJER A, BACKX FJ, NIJHUIS-VAN DER SANDEN MW. Iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. **Sports Med**. v.42, n.11, p.969-92, nov. 2012.

WALIGORA AC, JOHANSON NA, HIRSCH BE. Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. **Clin Orthop Relat Res**.v.467, n.12, p.3297-306, dec 2009.

WILSON JD, DAVIS IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**.v.38, n.10, p.606-15, 2008.

WINSLOW J, YODER E. Patellofemoral pain in female ballet dancers: correlation with iliotibial band tightness and tibial external rotation. **Orthop Sports Phys Ther**. v.22, p.18-21, 1995.

WONG YM. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? **Phys Ther Sport**. v.10, n.2, p.71-74, maio 2009.

WU CC, SHIH CH. The influence of iliotibial tract on patellar tracking. **Othopedics**.; v.27, p.199-203, 2004.

YEUNG SS, EVANS O. Relationships of vibromyographic and electromyographic signals during isometric voluntary contraction. **Physiotherapy**, v.84, n.11, p.541-546, 1998.

ANEXO I- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIMENTO

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: Liberação miofascial do Tracto Iliotibial e o tempo de ativação dos músculos estabilizadores patelares e pélvicos: Um estudo experimental.

Responsáveis: Prof. Dr. Julio Guilherme Silva, Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio, Mestrando Márcio Puglia Souza

Esclarecimento Geral

Este estudo irá analisar a massagem do tracto iliotibial, localizado na parte lateral da sua coxa, e sua influência sobre o músculo da coxa. A massagem que tem nome de liberação miofascial será realizada com auxílio de instrumentos feito de plástico ou com as mãos. A atividade do seu músculo será avaliada por um equipamento chamado eletromiógrafo de superfície.

Queremos saber se massagear a sua coxa melhora a atividade dos músculos ali presentes. Antes de ser feita avaliação com eletromiógrafo, a região de sua coxa será limpa com algodão umedecido por álcool e caso seja necessário a remoção dos pelos, para que você não sinta nenhum incomodo com o esparadrapo. Participarão deste estudo fisioterapeutas que estão envolvidos nos exames utilizados nesta pesquisa.

Objetivo do Estudo:

O nosso objetivo com este trabalho será ver se os músculos da coxa melhoram após a realização da liberação miofascial (massagem) da parte lateral da coxa.

Explicação do Procedimento:

Você será submetido a uma avaliação realizada por um fisioterapeuta, em que serão observadas as suas possíveis queixas/ou não em relação ao joelho e a postura do membro inferior. Após a avaliação, iremos realizar a coleta da eletromiografia dos músculos de sua coxa, durante subida e descida de um degrau. O teste de subida e descida do degrau será filmado para que seja avaliado como seu joelho faz essa atividade.

Logo após essa coleta, será realizada a liberação miofascial, “massagem”, na parte lateral da coxa, que poderá ser realizada com auxílio de instrumentos. Para essa liberação miofascial pode ser necessário a utilização de creme hidratante ou óleo vegetal, para que você não sinta nenhum desconforto no momento da massagem.

Imediatamente após iremos refazer um teste que visa observar o encurtamento da musculatura da região lateral da coxa. E em seguida será novamente realizado uma coleta da atividade dos músculos através da eletromiografia de superfície durante o mesmo exercício de subida e descida de um degrau por três repetições. Você será solicitado a comparecer a mais um dia, 24 horas após o encontro, para uma nova avaliação e repetição dos procedimentos, totalizando dois encontros. Em todos os encontros o teste de subida de degrau será filmado.

O teste de atividade dos músculos da coxa necessitará que seja colocado em sua coxa, eletrodos, que parecem peças de dominó, auto-adesivos e depois de colocado essas peças plásticas, você irá realizar o exercício de subida e descida do degrau. Durante a realização do exercício você será filando para posterior análise do comportamento de suas pernas durante a atividade.

Durante as avaliações você deverá vestir uma roupa confortável que deixe exposta a região da coxa, poderá ser um short e um camiseta. Este exame não deverá causar qualquer tipo de dor.

Mas por envolver a liberação miofascial da parte lateral da coxa, e essa região ser uma área sensível, você poderá sentir algum desconforto na região lateral do joelho durante a aplicação da técnica, O que é comum neste tipo de massagem. Caso isso aconteça, nós iremos orientá-la para diminuir sua dor, ou até mesmo a interrupção da coleta, caso você solicite.

Estou ciente que não serei submetido a nenhum tipo de tratamento sem meu consentimento, e posso me desligar desta pesquisa a qualquer momento, me comprometendo somente a comunicar pelo menos um dos responsáveis por este estudo.

Eu, _____ RG nº: _____, residente à _____, nº _____, bairro _____ Cidade: _____ - _____, declaro que tenho _____ anos de idade e que concordo em participar, voluntariamente, na pesquisa conduzida pelos alunos responsáveis e por seu(sua) respectivo(a) orientador(a).

Estou ciente que como benefício, terei ganhado com a técnica quanto ao encurtamento do lado lateral da coxa, e que, além disso, os resultados obtidos pelos responsáveis auxiliarão no maior conhecimento a respeito da dor no joelho, encurtamento da estrutura lateral da coxa, assim como na sua avaliação e tratamento fisioterapêutico. Fui informado que este experimento não trará nenhum tipo de dor ou risco a minha saúde, assim como não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou pagamento que eu possa me beneficiar. Entretanto, caso haja custo relacionado a transporte e alimentação, serei reembolsado pela equipe de pesquisa.

A minha participação neste estudo é voluntária. É meu direito interromper minha participação a qualquer momento, sem que isso leve a qualquer prejuízo à minha pessoa. Também entendo que o pesquisador tem o direito de excluir meus dados no caso de abandono do experimento, coleta incompleta ou conduta inadequada durante o período de coleta. As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas que não sejam da área, sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, ou seja, os pesquisadores irão divulgar os resultados em revistas e congressos da área, desde que fiquem resguardados a minha total privacidade e meu anonimato.

Para questões relacionadas a este estudo, contate: *Prof. Dr. Julio Guilherme Silva, Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio* ou *mestrando Márcio Puglia* - Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – Centro Universitário Augusto Motta- UNISUAM- Rio de Janeiro (Praça das Nações nr. 34, Bonsucesso). Fone: (21) 38685063

e-mail: marciopuglia@globo.com ou

e-mail CEP: comitedeetica@unisuum.edu.br

Os responsáveis pelo estudo me explicaram todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Nome por extenso

Assinatura do Voluntário

Nome do responsável pela coleta

Assinatura do responsável pela coleta

Rio de Janeiro, _____ de _____ de 20____.

ANEXO II - Ficha de Avaliação.

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____

Código: _____

Voluntário Número: _____

Nome do Paciente _____

Data de Nascimento: ____/____/____

Idade: _____ anos

Fumante: () sim () não

Lado Dominante: _____ Dor: () unilateral – () D () E () bilateral

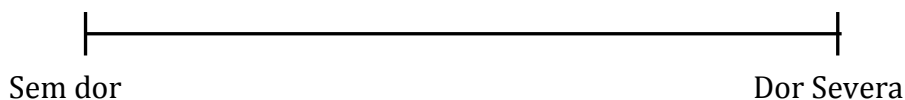
Início da dor: _____

Anamnese:

Presença de dor no último mês

() sim () não () difusa () Localizada

➤ VAS (no último mês):



- Dor no joelho em atividades funcionais:

- | | |
|---------------------------------------|--|
| () Ao permanecer muito tempo sentada | () subir escadas ou descer escadas |
| () Agachar por tempo prolongado | () Correr |
| () ajoelhar-se | () contração isométrica de quadríceps |
| () praticar esportes | |

- História de Lesão ou Trauma: () Sim () Não

Local: _____

- Faz uso de Medicamentos: () Sim () Não

Qual(is): _____

- Realiza atividade Física: () Sim () Não

Modalidade: _____ Frequência: _____ dias/semana

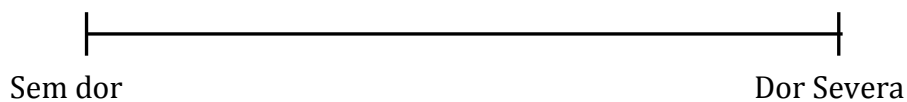
- Realizou tratamento Fisioterapêutico: () Sim () Não

Local: _____

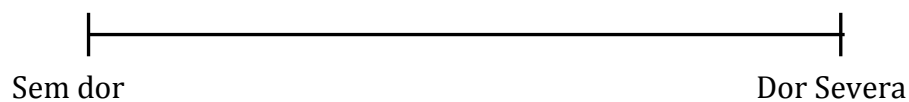
- Testes Funcionais:**Agachamento unilateral 90°**

Membro com Dor/Dominante: _____

Antes

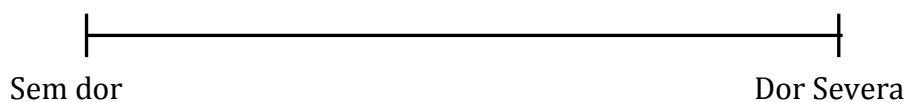


Depois

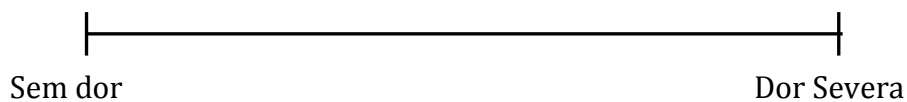


Step de 20 cm

Antes



Depois



Exame físico:

Avaliação Antropométrica:

Peso: _____Kg Altura: _____cm

Avaliação Postural –

Medida de Comprimento Real de Membro Inferior :

➤ MI Direito: _____ cm

➤ MI Esquerdo: _____ cm

Amplitude de Movimento

	Flexão	Extensão
Joelho Direito		
Joelho Esquerdo		
Quadril Direito		
Quadril Esquerdo		

Retração Muscular:

	Membro Inferior Direito	Membro Inferior Esquerdo
<i>Ísquiotibiais</i>		
<i>Teste de Thomas</i>	Uniart. () S () N Biart. () S () N	Uniart. () S () N Biart. () S () N
<i>Teste de Ober</i>	() S () N	() S () N
<i>Gastrocnêmios(Cadeia posterior)</i>		

Medidas do Ângulo Q (deitada):

- MI Direito: _____ graus
- MI Esquerdo: _____ graus

Mobilidade Femoropatelar

Posicionamento do retropé

Direita: _____ graus

Esquerda: _____ graus

Navicular Drop Test**Direita:** s/ descarga de peso _____

c/ descarga de peso _____

Diferença _____

Esquerda : s/ descarga de peso _____

c/ descarga de peso _____

Diferença _____

Teste de Trendelenburg

Direito_____

Esquerdo_____

Mobilidade da articulação Sacroilíaca

Direito_____

Esquerdo_____

Teste Manual de Força

	MI Direito	MI Esquerdo
Quadríceps		
Ísquiotibiais		
Flexores de Quadril		
Glúteo Médio		
Glúteo Máximo		

Força muscular (célula de carga- Kgf)

Braço de alavanca (quadril)_____

Braço de alavanca (joelho)_____

	MI Direito	MI Esquerdo
Abdutores de Quadril		
Extensores de Quadril		
Flexores de Quadril		
Rotadores Laterais do quadril		
Rotadores mediais do quadril		
Extensores de Joelho		
Flexores de Joelho		

O efeito em 24 horas da liberação miofascial do tracto iliotibial e o comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores patelares: Um estudo experimental

The effect in 24 hours Myofascial release of the iliotibial tract and electromyographic behavior of the patellar stabilizer muscles: An experimental study

Título curto: Liberação Miofascial e Eletromiografia dos vastos

Short Title: Myofascial release and the Vastus electromyography

Márcio Puglia Souza^{1, 2}, Viviane Pereira de Souza Amaral², Julio Guilherme Silva³, Lilian Ramiro Felicio⁴

¹ Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM)

² Fisioterapeuta do Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes – CEFAN – Marinha do Brasil, RJ

³ Professor do Programa de Mestrado e Doutorado em Ciências da Reabilitação – Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM); Prof. Adjunto do Depto. de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Coordenador do Grupo de Pesquisa em Terapias Manuais (GETEM-UFRJ)

⁴ Faculdade de Educação Física e Fisioterapia-Universidade Federal de Uberlândia, MG.

Endereço para contato:

Profa. Dra. Lilian Ramiro Felicio
Rua Benjamin Constant, 1286, Bairro Aparecida
CEP:38400-678, Uberlândia, MG, Brasil
Email: lilianrf@uol.com.br

RESUMO

Introdução: O encurtamento do tracto iliotibial tem demonstrado uma relação direta com alterações do posicionamento patelar e dores na região ântero-lateral do joelho. Uma das estratégias cinesioterapêuticas mais utilizadas para liberar as restrições de partes moles são as técnicas de miofasciais. Por outro lado, são escassos os estudos sobre os efeitos apresentados por esta técnica como também as possíveis repercussões neurofisiológicas sobre os tecidos, em especial no membro inferior. **Objetivo:** Avaliar a influência da liberação miofascial sobre o tracto iliotibial no comportamento do sinal eletromiográfico dos músculos vasto medial obliquo (VMO), vasto lateral longo (VLL), vasto lateral obliquo (VLO) e glúteo médio (GMed) em indivíduos com encurtamento do tracto iliotibial, durante uma tarefa funcional. **Material e Método:** Nesse estudo clínico foram avaliadas 18 mulheres sem queixas dolorosas com encurtamento do tracto iliotibial. Todas foram submetidas a análise eletromiográfica do VMO, VLL, VLO, GMed, durante a tarefa de subida e descida do degrau, nos momentos pré e pós-liberação miofascial, realizada através da técnica de Miofibrólise Terapêutica. Para controle do ângulo de projeção no plano frontal, do joelho, foram coletados dados da adução do joelho de maneira simultânea e analisados através de videocinematografia 2D. Esta sequência foi repetida 24 horas após a primeira sessão. Para análise dos parâmetros espaço-temporais foi observado: Adução do quadril (valgo do joelho). Os dados analisados da eletromiografia (EMG) foram Root Mean Square (RMS), Ordem de ativação e Duração da tarefa. A comparação pré e pós-liberação miofascial foi realizada através do teste Wilcoxon, com nível de significância de 5%. **Resultados:** Os resultados do teste de Ober apresentaram um ganho para adução do quadril, pós-liberação miofascial, com um aumento significativo de 6° de amplitude de movimento ($p = 0,002$). Apesar da melhora da mobilidade do tracto iliotibial, não foram encontradas diferenças significativas na atividade eletromiográfica e na duração da tarefa do VMO, VLL, VLO e GMed nos valores obtidos nos momentos pré e pós-liberação miofascial. Ao analisar a proporção de ativação, no primeiro dia, durante a subida do degrau, os dados demonstraram que o VMO foi proporcionalmente o primeiro músculo a ser ativado em 42,6% no momento pré e 38,9% no pós-liberação. Durante a descida, podemos observar a presença marcante do GMed como primeiro músculo a ser ativado, sendo observado uma diminuição na proporção de ativação nos sinais estudados do músculo GMéd, do momento pré-liberação miofascial, 44,4%, para o momento pós-liberação miofascial, 31,5% no segundo dia. O ângulo de adução do quadril (valgo dinâmico no joelho) não apresentou diferença entre os momentos pré e pós-liberação miofascial. **Conclusão:** A liberação miofascial do TIT, apesar de apresentar resultados na melhora da mobilidade e amplitude de movimento de adução do quadril, durante o teste de Ober, não foi capaz de alterar o comportamento eletromiográfico dos músculos VMO, VLL, VLO e GMed em mulheres saudáveis.

Palavras-Chaves: Tracto iliotibial (TIT), Liberação miofascial, Eletromiografia (EMG)

INTRODUÇÃO

O Tracto Ílio Tibial (TIT) é uma estrutura fibrosa de orientação longitudinal, presente no compartimento lateral da coxa e constitui-se como um espessamento da fáscia lata. Em sua anatomia proximal apresenta inserção na crista ilíaca, na região distal insere-se no tubérculo de gerdy (SHER *et al.*, 2011). Alguns autores observam uma relação direta, anatômica, do TIT com o retináculo lateral da patela e também com o músculo Vasto Lateral Obliquo (VLO) (COHEN *et al.*, 2002; BEVILQUA-GROSSI *et al.*, 2004).

O encurtamento desta estrutura pode apresentar influência sobre o alinhamento patelar (HERRINGTON *et al.*, 2005), além de aumentar a compressão sobre a articulação femoropatelar, principalmente após os 30° graus de flexão do joelho, onde o TIT agora posterior a patela, aumenta a força de compressão desta estrutura sobre o fêmur (WU *et al.*, 2004). Alguns autores, Blomfield e Watson (2000); Hudson e Darthuy (2009); Pappas e Wong-Tom (2012), discutem a influência do TIT sobre a articulação femoropatelar e sua relação com a lateralização da patela, podendo favorecer o aparecimento da dor anterior no joelho, devido a uma sobrecarga sobre esta articulação.

Wong *et al.* (2009) relataram que o desequilíbrio entre os componentes do quadríceps, estabilizadores dinâmicos laterais e mediais, principalmente a relação de ativação dos músculos Vasto Medial Obliquo (VMO), Vasto Lateral Longo (VLL) e Vasto Lateral Obliquo (VLO), podem levar a um desalinhamento patelar. Apesar de não haver uma forte evidência, parece haver um atraso na atividade eletromiografica do VMO em relação ao VL em indivíduos com disfunção femoropatelar (CHESTER *et al.*, 2008). Boling *et al.* (2006), apontaram em seu estudo que indivíduos com disfunção femoropatelar (DFP) ativaram em média o VMO, 36ms depois do VL, durante subida de degrau, enquanto no grupo saudável a ativação do VMO aconteceu em média 56ms antes do VL. Cowan *et al.* (2001) também observaram um atraso na ativação do VMO em relação ao VL, que na fase concêntrica do movimento foi de 15,8ms e 19,39ms para a fase excêntrica.

Alterações cinemáticas, especificamente do quadril e do joelho, no plano frontal e transversal são frequentemente citados como fatores que contribuem para o aparecimento de dores na região anterior e lateral do joelho, em especial a disfunção femoropatelar e a síndrome por fricção do TIT (NOEHREN *et al.*, 2007; BOLING *et al.*, 2010; VAN DER WERP *et al.*, 2012).

A perda do alinhamento patelar pode gerar uma sobrecarga da articulação femoropatelar (WONG *et al.*, 2009), quando associado a um aumento da compressão da patela contra os côndilos do fêmur e a tróclea, durante a flexão do joelho sob a ação muscular do quadríceps. Esta força de compressão femoropatelar aumenta conforme a magnitude da contração muscular do quadríceps e ao grau de flexão do joelho (FAIRCLOUGH *et al.*, 2006). Portanto se há um encurtamento do TIT, a força de reação da articulação femoropatelar é ainda maior. Alguns autores têm sugerido a alteração do posicionamento patelar pelo encurtamento do TIT, em alguns casos correlacionados com sujeitos com DFP (WILSON e YODER, 1995; WU *et al.*, 2004; HERRINGTON *et al.*, 2006).

Fukuda *et al.* (2010), relataram que o alongamento e liberação do TIT, entre outras intervenções clínicas direcionadas para alterações na articulação femoropatelar, apresentam bons resultados nestes pacientes. A liberação Miofascial é um termo abrangente que incluem, técnicas osteopáticas de tecidos moles, integração estrutural, massagens, liberação miofascial auxiliada por instrumentos, liberação de pontos gatilhos, entre outras, tem como objetivo interferir nos padrões de retração instalados nos tecidos fasciais (SIMMONDS *et al.*, 2012). As técnicas de liberação miofascial são comumente empregadas na prática clínica por terapeutas manuais que visam restabelecer o comprimento de tecido e a dinâmica dos fluidos corporais (DAY *et al.*, 2009).

Técnicas que visam liberar restrições miofascias no TIT e estruturas musculares relacionadas são frequentemente utilizadas em indivíduos com o encurtamento desse tecido. Estas técnicas têm como objetivo, reequilibrar as tensões entre os tecidos fasciais e melhorar a mobilidade do tecido, minimizando desta forma suas repercussões sobre o joelho e o quadril. Essa reequilibração seria capaz de gerar algum efeito sobre a atividade eletromiográfica dos músculos vastos? Lavine *et al.* (2010) relatam que há uma escassez de discussões acerca da eficácia das técnicas de liberação miofascial.

Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência da liberação miofascial no Tracto Iliotibial (TIT) na atividade elétrica dos músculos VMO, VLO, VLL, GMéd e o alinhamento do membro inferior testado, no plano frontal, em indivíduos com encurtamento do TIT.

MATERIAIS E MÉTODOS:

AMOSTRA:

Foram analisadas 18 mulheres, com idade entre 21 e 35 anos, sem histórico de dor. Todas as voluntárias são fisicamente ativas, e realizam atividade física recreacional ao menos 3x por semana, por pelo menos uma hora diária. Como critério de inclusão para este estudo, as mulheres deveriam apresentar, no momento da avaliação cinemática-funcional, encurtamento da TIT, com até 19° de adução de quadril (Hudson e Darthuy, 2009), detectado previamente por meio do teste de Ober, de acordo com a proposta de Reese e Brandy (2003). Foram excluídas as mulheres que apresentaram história clínica de cirurgias, dor ou lesão osteomioarticular nos membros inferiores ou coluna, encurtamento de membro inferior maior que 2cm. Além dos indivíduos incapazes, em realizar o teste de subida e descida do degrau. Todas passaram por uma avaliação cinemática funcional, realizada por um fisioterapeuta com 11 anos de prática clínica.

Os indivíduos foram previamente selecionados por conveniência, por meio de divulgação verbal e eletrônica. Todos os participantes foram informados previamente sobre os procedimentos realizados e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) segundo as normas do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) (CAAE: 35203714.0.0000.5235) de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

PROCEDIMENTOS:

O estudo foi realizado em dois encontros, sendo necessário que os voluntários realizassem uma tarefa funcional de subir e descer um degrau. O degrau foi posicionado a frente do indivíduo e solicitado três subidas e três descida. A altura do degrau foi ajustada levando-se em consideração a angulação do joelho, no momento do toque do calcâneo sobre o degrau o joelho apresentava-se a 60° de flexão, padronizado antes do início da atividade para cada indivíduo. Desta forma, foi utilizado um degrau regulável para atingir a angulação do joelho.

Após o ajuste do degrau, foi realizado o teste de Ober (REESE e BRANDY, 2003), com objetivo de avaliar o encurtamento do TIT e mensurar o grau de adução do quadril

durante o teste. Em sequência foram posicionados os eletrodos para coleta de EMG nos músculos VMO, VLL, VLO e Gméd e solicitado o início a atividade de subida e descida do degrau. Após esse primeiro momento, os sujeitos da pesquisa foram encaminhados para a maca, onde foram colocados em DL e submetidos à liberação miofascial do TIT com a Técnica de Miofibrólise Terapêutica (MT). Imediatamente após a aplicação da técnica de MT, todos os indivíduos foram reavaliados quanto à atividade eletromiográfica, novamente na tarefa funcional. O teste de Ober foi repetido após a intervenção, com intuito de mensurar a máxima amplitude de movimento de adução do quadril.

Os indivíduos retornaram 24 horas após o primeiro dia, para que pudesse ser observado o comportamento da amplitude de movimento do quadril, assim como o efeito da técnica sobre a atividade eletromiográfica. Neste dia foram repetidas as coletas de EMG e o teste de Ober antes e após a aplicação da técnica de liberação miofascial (Figura 1).

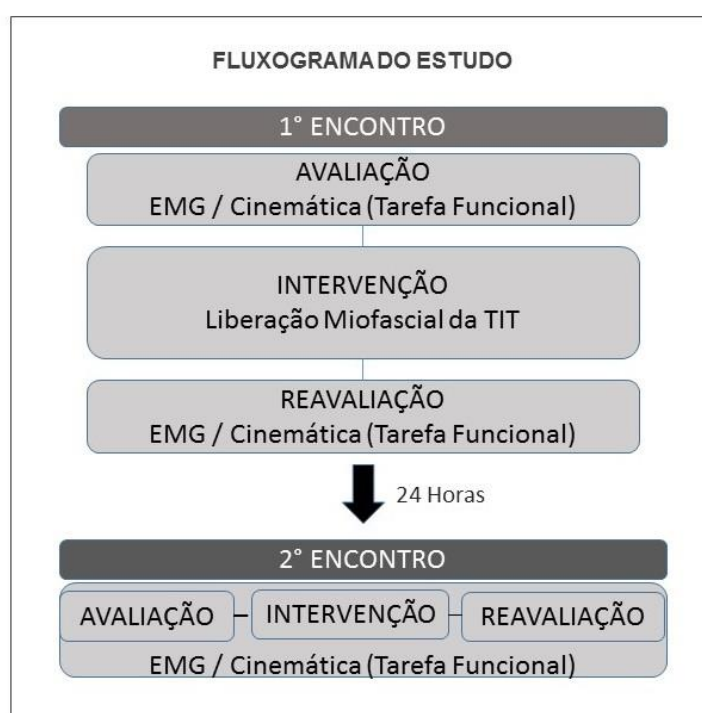


Fig. 1: Fluxograma do estudo

Durante os dois encontros, nas execuções da atividade funcional, as imagens da subida e descida do degrau foram gravadas, através de uma câmera bidimensional (câmera digital Sony DSC XR400), para posterior análise do comportamento do movimento do joelho no plano frontal.

Teste de Ober

Para garantir a precisão das medidas obtidas através do teste de Ober, e controlar a estabilização da pelve, foi seguida a proposta realizada por Reeze e Brandy (2003). O paciente foi posicionado em decúbito lateral, com o tronco alinhado, o membro inferior a ser testado para cima. A perna inferior fletida no quadril e joelho, o suficiente para retificar a lordose lombar, e o joelho da perna superior fletido a 90°, de modo que o alinhamento da coluna estivesse garantido. Para auxiliar no posicionamento, o terapeuta utilizou uma das mãos para estabilizar o quadril. Um goniômetro foi utilizado para mensurar a angulação da articulação do joelho ipsilateral, mantendo-a 90° de flexão (Figura 2A).

Durante a execução da manobra, uma das mãos do fisioterapeuta estabilizou o quadril do paciente, enquanto a outra mão, realizava a abdução e extensão do quadril, até manter o alinhamento com a coluna. Ao final do posicionamento a mão do terapeuta deslocou-se para região distal de tíbia e fíbula, tornozelo, permitindo com que a perna do paciente pendulasse em direção a maca (REESE e BRANDY, 2003), sendo mensurado o movimento de adução do quadril (Figura 2B).



Fig. 2: Realização do teste de Ober. (A): Posição para o teste. (B): Teste positivo

A mensuração do grau de adução durante o teste foi utilizada um aplicativo de celular, Tilt Meter 1.1.2, posicionado na parte distal / lateral, da coxa do indivíduo, logo acima do epicôndilo lateral do fêmur, previamente delimitada pelo avaliador (REESE e BANDY, 2003; FARIA et al, 2005). Para coleta desta medida foi necessário o auxílio de um segundo examinador, para colocação do inclinômetro e visualização do angulo de adução. Os dados foram coletados por três vezes, e utilizada a média dessas medidas.

Liberação miofascial do TIT:

Para a liberação miofascial do TIT foram utilizadas 2 técnicas, não invasivas, empregadas pelo método de Miofibrólise Percutânea (MP), são elas: Rotação superficial e Fricção. O indivíduo foi posicionado em decúbito lateral com o membro inferior avaliado para cima com o quadril e o joelho posicionados a 60° de flexão, a coluna lombar permaneceu alinhada com o restante do tronco. O terapeuta posicionou-se a frente do paciente, para aplicação das técnicas. A liberação miofascial do Tracto Iliotibial (TIT) foi iniciada pela técnica de rotação superficial, realizada com o instrumento denominado: “rotador” (Figura 3A), composto de aço inox e plástico, poliolefina de alto peso molecular. Para abordagem, respeitou-se o direcionamento das fibras do TIT. A aplicação foi realizada sobre a pele do paciente, no sentido crânio-caudal/caudal-cranial, por 90 segundos. Durante esse tempo, o terapeuta aplicou uma pressão leve associado a uma velocidade rápida, durante 45 segundos, e em seguida aumentou a pressão sobre a pele e diminuiu a velocidade de aplicação, durante mais 45 segundos (Figura 3B). A técnica não foi dolorosa, portanto, durante toda aplicação foi levado em consideração o limiar de dor de cada indivíduo.

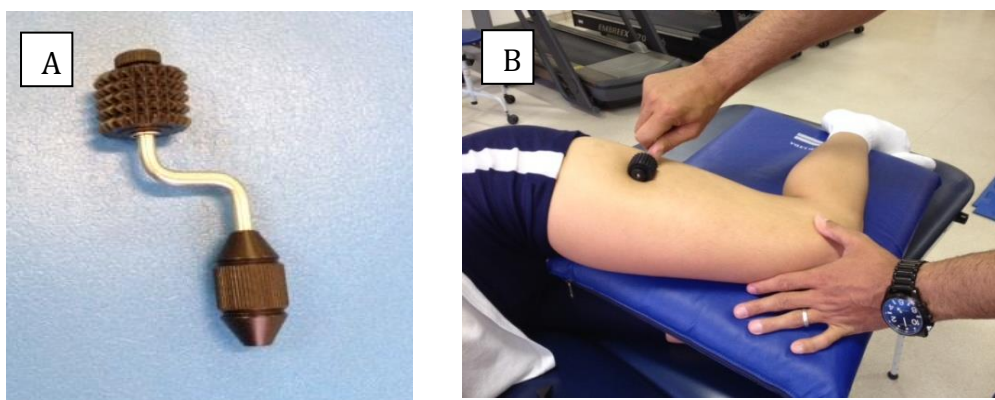


Fig. 3 - (A) Instrumento utilizado- Rotador; (B) Aplicação da técnica de rotação sobre o TIT.

Imediatamente após o término da técnica de rotação, foi realizado a técnica de Fricção. Para aplicação desta técnica, o terapeuta utilizou um instrumento denominado: Garfo Insercional (Figura 4A). A técnica de fricção foi realizada com o instrumento fixado sobre a pele do paciente à 45°. O terapeuta realizou movimentos no sentido crânio-caudal/caudal-cranial, em uma velocidade constante, mobilizando o tecido do paciente. Para aplicação da Fricção, o TIT foi dividido em duas porções: porção anterior e porção posterior. Cada porção foi fracionado em diversos pontos. A distância entre os pontos foi de 3cm, marcados

previamente com auxílio de uma fita métrica, sendo cada um deles friccionados por 10 segundos (Figura 4B).

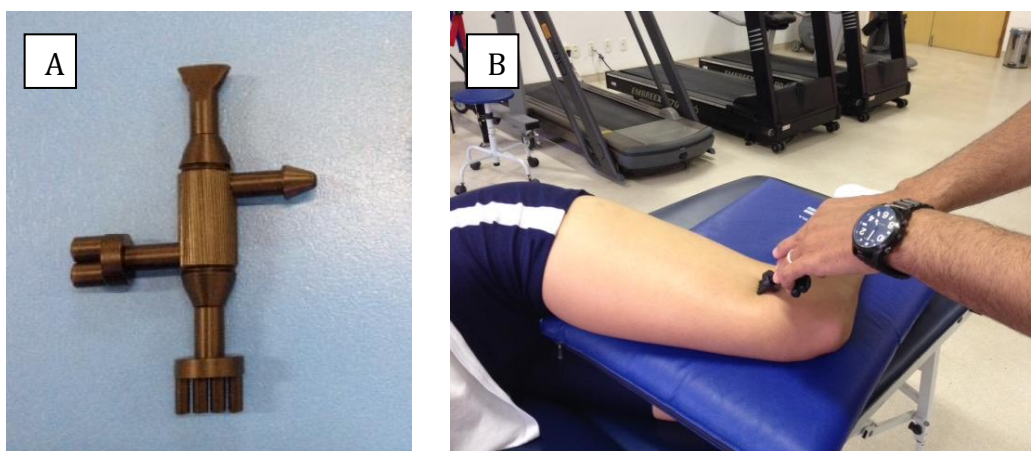


Fig. 4 - (A) Instrumento composto por uma empunhadura, com Garfo insercional. (B) Técnica de fricção sobre o TIT

Análise eletromiográfica (EMG) dos músculos VMO, VLO, VLL e GMéd:

Para coleta do sinal foi utilizado EMG da marca *EMGSystem*[®] 832C, com 8 canais para eletromiografia ou canais de apoio. Os sinais eletromiográficos foram condicionados por meio de amplificadores de instrumentação programáveis via *software* e filtros analógicos passa-faixa de 20-1000Hz. Para análise dos dados foi utilizado o programa SuiteMyo versão 1.0.0.3 (FERREIRA, 2010).

Foram utilizados 4 pares de eletrodos de superfície da marca 3M, com ganho dos eletrodos de 20 vezes. O Índice de Rejeição por Modulação Comum (IRMC) de 130db e a frequência de amostragem de 2000 Hz por canal. O eletrodo de referência circular foi posicionado nos sujeitos na glabella, região do osso frontal. Todos os cuidados para minimizar a influência da impedância pele/eletrodo foram realizados de acordo com a sociedade internacional de eletromiografia (HERMES *et al.*, 2000). Durante a coleta os indivíduos realizaram 3 repetições de subidas e descidas no degrau. O indivíduo foi orientado a subir o degrau com o membro a ser avaliado, e a descida iniciada com o membro não-avaliado (MCCLINTON *et al.*, 2007).

O sinal eletromiográfico de superfície (EMG) foi coletado, durante simulação de uma atividade funcional, subida e descida de degrau. A altura do degrau foi alterada para que as voluntárias apresentassem 60° de flexão do joelho, no início da subida. Os eletrodos foram

posicionados nos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, fixados à pele com fita adesiva. Para colocação dos eletrodos foi traçada uma linha da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) ao centro da patela, que serviu de referência na medida dos ângulos de inclinação para cada porção dos Vastos (BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004).

No músculo VMO, o eletrodo foi posicionado à 4 cm acima da borda súpero-medial da patela, e orientado com uma inclinação de 55° em relação ao centro da patela e da espinha ilíaca ântero-superior (BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004). Para o músculo VLL o eletrodo foi posicionado a 15 cm do bordo súpero-lateral da patela com uma inclinação de 13,6° (HERMES *et al.*, 2000). Já o VLO o eletrodo foi posicionado a uma inclinação de 50,4° do centro da patela, sobre o ventre muscular (BEVILAQUA-GROSSI *et al.*, 2004). Em relação ao músculo GMéd., o eletrodo foi posicionado no ponto médio do trajeto entre a Crista ilíaca e o trocanter maior do fêmur, sobre o ventre muscular (HERMES *et al.*, 2000). O eletrodo de referência foi posicionado no osso frontal.

Para análise do comportamento EMG foram levados em consideração os parâmetros de RMS, Ordem de ativação e Duração da tarefa dos músculos VMO, VLL, VLO e Gméd, pré e pós-liberação miofascial, durante a tarefa funcional, no primeiro e segundo dia.

A raiz quadrada da média dos quadrados (RMS, root mean square), calculada para representar a amplitude de ativação muscular, foi feita de forma manual pelo programa SuiteMyo 1.0.0.3 (FERREIRA, 2010), e os dados provenientes do programa exportados para uma tabela do excel, posteriormente analisados.

O tempo de ativação muscular entre os sujeitos foi analisado, a partir do momento em que o músculo iniciou sua atividade elétrica, detectado de forma automática pelo *software* SuiteMyo 1.0.0.3, sendo comparado com os demais músculos. Foi determinado desta forma a Ordem de Ativação dos músculos vastos e Gméd. tanto na subida, quanto na descida do degrau. Os mesmos indivíduos apresentaram padrões de ativação muscular de forma variada, durante a mesma tarefa, a cada subida ou descida. Desta forma, foram considerados para a análise todas as atividades das voluntárias (54 atividades funcionais). Identificada a ordem de ativação nos momentos pré e pós-liberação miofascial, foi realizada análise a frequência e determinada a ordem de ativação para cada momento.

A duração da tarefa, em segundos, foi observada durante a subida do degrau e configurou-se pela subtração do tempo final pelo tempo de início da atividade mioelétrica dos músculos analisados, detectado inicialmente de forma automática, realizado através do programa SuiteMyo 1.0.0.3., e tabelado no excel. A atividade funcional de subida foi

realizada aproximadamente, no momento em que o contato inicial no degrau aconteceu e, o término delimitado pelo momento em que o indivíduo parava em cima do step. O tempo de ativação muscular foi comparado nos momentos pre e pós-liberação miofascial.

Avaliação do ângulo de projeção no plano frontal (APPF):

A cinemática do joelho durante a subida/descida do degrau foi avaliada por meio da videometria, no modo de captura de 60 quadros por segundo. Três marcadores autoadesivos foram colocados nos seguintes pontos anatômicos: (1) no ponto médio entre o maléolo medial e lateral; (2) no ponto médio entre o epicôndilo medial e lateral do fêmur; e (3) 30 cm acima do ponto médio entre os epicôndilos, em relação a linha até a espinha ilíaca ântero-superior (WILSON & DAVIS 2008). Os marcadores foram posicionados pelo mesmo examinador. A câmera digital foi posicionada a uma distância de 2m do degrau, a uma altura que correspondia à articulação do joelho de cada indivíduo avaliado (Figura 5).

A captura das imagens foi realizada durante a atividade funcional já proposta para o estudo EMG, subida e descida do degrau. Os participantes foram orientados a realizar três passagens completas sob o degrau. Para a análise do ângulo de projeção no plano frontal foi levado em consideração o momento da subida do degrau (LACK *et al.*, 2014). A medida de adução do membro inferior foi mensurada utilizando o *software* Kinovea 8.1.5 (DAMSTED *et al.*, 2015; BAUDE *et al.*, 2015). Todos os voluntários passaram por testes de familiarização.

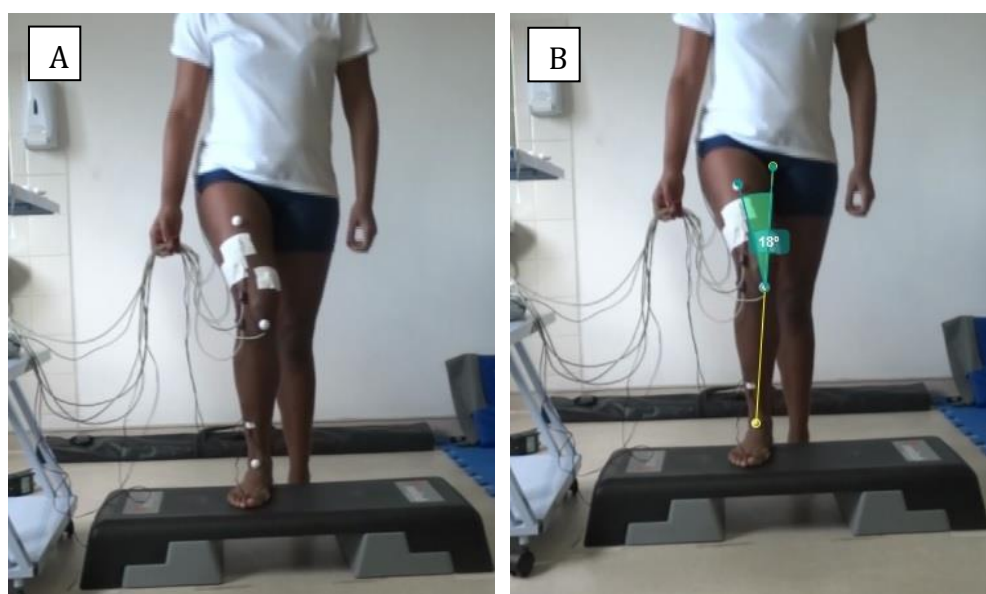


Fig. 5 – (A) Posição dos marcadores, subida do degrau. (B) Medida do Valgo na subida

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizado um teste de normalidade para verificação da distribuição dos dados referentes às variáveis de interesse deste estudo, por meio do teste Kolmogorov Smirnov que apontou para uma não distribuição normal dos mesmos. A partir daí foi utilizado o teste de Wilcoxon, realizado para medidas não paramétricas. Foram analisados através deste teste, os dados provenientes da atividade eletromiográfica, RMS, duração da tarefa, teste de Ober e os valores do ângulo de projeção no plano frontal nos momentos pré e pós-liberação, no primeiro e segundo dia. Os dados referentes a caracterização da amostra, foram analisados por meio de estatística descritiva, com extração dos dados de medidas de tendência central, mediana e a apresentação do valor máximo e mínimo, da mesma forma como os dados anteriores, como forma de padronização. O nível de significância definido para todos os testes foi de 5%. O programa utilizado para análise estatística foi SPSS 21.0 para Windows (IBM Inc., EUA).

RESULTADOS

CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA:

Participaram deste estudo 18 voluntárias com idade entre 21 e 35 anos, com mediana para o IMC de 23,4 Kg/cm². Os resultados da caracterização da amostra são apresentados na tabela abaixo (Tabela 1).

Tabela 1. Dados da caracterização da amostra; Idade, Peso, Altura e IMC.

	Mediana	Valor Mínimo e máximo
Idade (anos)	31	21 – 35
Peso (kg)	60	50 – 90
Altura (cm)	160	1,50 – 1,70
IMC (kg/cm ²)	23,4	19,5 – 33,1

TESTE DE OBER:

Para os dados do teste de Ober, os indivíduos apresentaram uma mediana de 13,7° de adução do quadril no momento da avaliação, no 1º dia. Após a liberação miofascial do TIT, os resultados apontaram para um aumento significativo da adução do quadril, 17,6° ($p=0,004$), momento pós-liberação miofascial, que refletiu no aumento da mobilidade e amplitude de movimento durante o teste de Ober. No 2º dia, os sujeitos apresentaram uma média de 16,3° de adução mostrando que o efeito da liberação miofascial se manteve por pelo menos 24 horas ($p=0,004$) quando comparada com os resultados obtidos após a liberação miofascial no primeiro dia. Novamente foi realizada a liberação miofascial, 20,2° (Gráfico 1) e mais uma vez uma diferença significativa entre as medidas, $p=0,007$ (Gráfico 1).

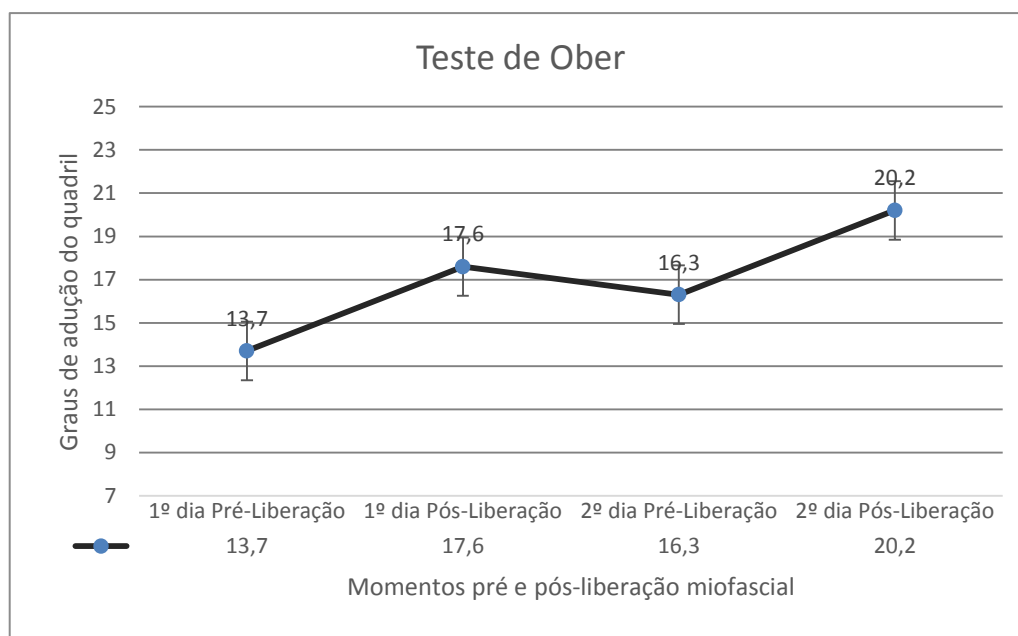


Gráfico 1. Comportamento dos dados do teste de ober, pela mediana.

TEMPO DE ATIVAÇÃO:

Analisando o tempo de ativação, durante a subida, no 1º dia pré-liberação, o VMO foi proporcionalmente o primeiro músculo a ser ativado, com 42,6% dos sinais estudados. Esse padrão de ativação do VMO, durante a subida repetiu-se tanto para o momento pós-liberação

(38,9%) como para os momentos pré e pós-liberação miofascial no 2º dia, 42,6% e 48,1%, respectivamente (tabela 2).

Tabela 2. Ordem de ativação muscular de 54 sinais estudados durante a subida do degrau. Representada em percentuais (%).

Ordem Ativação	1º dia Pré-liberação		1º dia pós-liberação		2º dia pré-liberação		2º dia pós-liberação	
	Músculo	Proporção	Músculo	Proporção	Músculo	Proporção	Músculo	Proporção
Primeiro	VMO	42,6%	VMO	38,9%	VMO	42,6%	VMO	48,1%
Segundo	VLO	29,6%	VLO	27,8%	VLL	31,5%	VLL	29,6%
Terceiro	VLL	24,1%	VLL	24,1%	VLO	24,1%	VLO	16,7%
Quarto	GMéd	3,7%	GMéd	9,3%	GMéd	1,9%	GMéd	5,6%

Ao analisar a proporção de ativação durante descida da escada, podemos observar a presença marcante do GMéd, em 37% dos sinais analisados, no momento pré-liberação miofascial no primeiro dia. Mesmo após a liberação miofascial, o músculo GMéd manteve-se em maior parte dos sinais estudados, como o primeiro músculo a ser ativado, presente em 38,9% dos sinais, não alterando o comportamento de ativação. No segundo dia do estudo, a ordem de ativação dos músculos estudados, não se alterou (tabela 3), porém foi observado uma diminuição na proporção de ativação nos sinais estudados do músculo GMéd, do momento pré-liberação miofascial, 44,4%, para o momento pós-liberação miofascial, 31,5%.

Tabela 3. Ordem de ativação muscular de 54 sinais estudados durante a descida do degrau, representada em percentuais (%).

Ordem Ativação	1º dia pré-liberação		1º dia pós-liberação		2º dia pré-liberação		2º dia pós-liberação	
	Músculo	Proporção	Músculo	Proporção	Músculo	Proporção	Músculo	Proporção
Primeiro	GMéd	37%	GMéd	38,9%	GMéd	44,4%	GMéd	31,5%
Segundo	VMO	18,5%	VMO	22,2%	VMO	13%	VMO	24,1%
Terceiro	VLO	14,8%	VLO	13%	VLL	11,1%	VLO	18,5%
Quarto	VLL	13%	VLL	11,1%	VLO	11,1%	VLL	5,6%

AMPLITUDE DE ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA:

Foi realizada a comparação da atividade elétrica, RMS, dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, nos momentos pré e pós-liberação miofascial durante a subida do degrau. Para esta análise, não foram verificadas diferenças estatísticas nas atividades elétrica dos músculos VMO, VLO e GMéd, mesmo após a aplicação da técnica de liberação miofascial do TIT

(Tabela 4). Somente o músculo VLL, apresentou alteração significativa, com um aumento do sinal eletromiográfico, quando comparados os valores pré e pós-liberação miofascial, $p=0,05$, do primeiro dia. Esse comportamento não se repetiu para este músculo, no segundo dia.

Tabela 4. Valor de RMS, Mediana (mínimo e máximo) da atividade elétrica dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, pré e pós-liberação miofascial durante a subida do degrau.

Músculos	1º dia			2º dia		
	Pré-liberação	Pós-liberação	p-valor	Pré-liberação	Pós-liberação	p-valor
VMO	97 (32, 368)	107,5 (31, 180)	0,556	96 (38, 170)	109 (31, 209)	0,983
VLL	39,5 (17, 57)	44,5 (17, 61)	0,05*	39,5 (16, 72)	38,5 (14, 66)	0,272
VLO	60 (11, 169)	61,5 (10, 127)	0,735	56 (12, 126)	56 (11, 139)	0,327
GMéd	16,5 (1, 62)	17,5 (11, 62)	0,18	17 (9, 46)	18,5 (8, 43)	0,377

*Intervalo de Confiança de 95% / n=18 participantes

O valor de RMS durante a descida do degrau, referente ao músculo VMO apresentou uma diminuição na atividade eletromiográfica ($p=0,029$) no segundo dia do estudo, pós-liberação miofascial. Porém este foi um comportamento isolado, como mostra a tabela 5, as demais estruturas musculares analisadas não apresentaram diferença significativa quando comparadas nos momentos pré e pós-liberação miofascial.

Tabela 5. Valor do RMS, Mediana (mínimo e máximo) da atividade elétrica dos músculos VMO, VLL, VLO e GMéd, pré e pós-liberação miofascial durante a descida

Músculos	1º dia			2º dia		
	Pré-liberação	Pós-liberação	p-valor	Pré-liberação	Pós-liberação	p-valor
VMO	84,5 (21, 238)	82 (19, 183)	0,794	102,5 (13, 177)	96,5 (10, 166)	0,029*
VLL	26 (12, 68)	27,5 (12, 66)	0,286	27 (12, 72)	27 (10, 57)	0,449
VLO	43,5 (6, 133)	41 (6, 73)	0,414	33,5 (6, 74)	33,5 (6, 77)	0,909
GMéd	8 (5, 43)	7,5 (6, 48)	0,304	9 (5, 46)	8 (5, 40)	0,185

*Intervalo de Confiança de 95% / n=18 participantes

DURAÇÃO DA TAREFA

Após análise dos dados não foram encontradas diferenças significativas entre os momentos pré e pós-liberação miofascial. Os dados são apresentados na tabela abaixo (tabela 6), representados pela mediana em segundos, valor mínimo e máximo obtidos, intervalo de confiança e p -valor.

Tabela 6. Resultados da duração da tarefa, Mediana (mínimo e máximo) em segundos (s), dos músculos vastos e Gméd, pré e pós-liberação miofascial.

Músculo	1º dia			2º dia		
	Pré-liberação	Pós-liberação	p-valor	Pré-liberação	Pós-liberação	p-valor
VMO	0,92 (0,71-2,26)	0,93 (0,75-1,38)	0,413	0,89 (0,70-1,19)	0,87 (0,69-1,32)	0,337
VLL	1,07 (0,76-2,61)	1,11 (0,80-2,02)	0,781	0,97 (0,72-1,68)	1 (0,84-1,65)	0,529
VLO	1,04 (0,78-2,26)	1,04 (0,78-1,76)	0,803	0,97 (0,71-1,47)	1,06 (0,75-1,39)	0,186
GMéd	1,01 (0,89-3,38)	0,99 (0,73-1,47)	0,183	0,94 (0,36-2,46)	0,96 (0,61-1,65)	0,426

*Intervalo de Confiança de 95% / n=18 participantes / DP = Desvio Padrão

ÂNGULO DE PROJEÇÃO NO PLANO FRONTAL:

No primeiro dia, os sujeitos apresentaram 8° de adução do joelho (valgo dinâmico) no momento pré-liberação miofascial e 8,5° logo após a aplicação da técnica de liberação miofascial, não sendo observadas diferenças significativa entre os momentos pré e pós-liberação miofascial. Esse padrão se manteve para o segundo dia da coleta, como apresentado na tabela 7.

Tabela 7. Ângulo de projeção no plano frontal do joelho (Valgo Dinâmico) em graus (°), pré e pós-liberação miofascial, no primeiro e segundo dia, durante a subida do degrau.

	Mediana	Mínimo	Máximo	P-valor
1º dia - Pré-liberação Miofascial	8	3	15	0,825
1º dia - Pós-liberação Miofascial	8,5	2	14	
2º dia - Pré-liberação miofascial	9	2	23	0,943
2º dia - Pós-liberação miofascial	9	2	19	

DISCUSSÃO:

O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento eletromiográfico dos músculos estabilizadores patelares e pélvicos, antes e após aplicação da liberação miofascial, através da técnica de Miofibrólise Terapêutica. Os dados referentes ao teste de Ober apresentaram aumento da amplitude de movimento em adução do quadril, quando comparado nos momentos pré e pós-liberação miofascial, no primeiro e segundo dia. Foi observada diferença na atividade elétrica, RMS, do VLL, pós-liberação miofascial, no primeiro dia, durante a

subida e do VMO, no segundo dia, durante a descida do degrau. As análises realizadas com os dados de EMG, Tempo de ativação e Duração da Tarefa, não apresentaram diferenças estatísticas nos momentos pré e pós-liberação miofascial em nenhum dos dias do estudo. O comportamento do ângulo de projeção no plano frontal, valgo dinâmico, se manteve em valores próximos, não sofrendo influência da liberação miofascial.

De acordo Kang *et al.*, (2014) há uma influência do TIT sobre o posicionamento patelar, os dados apontaram que os pacientes com encurtamento do TIT, determinado através do teste de Ober, apresentaram maior translação lateral da patela em relação aos pacientes sem encurtamento, acentuado aos 20° de adução do quadril. Além disso, Kang *et al.*, (2014) apresentaram uma forte correlação negativa ($r = -0,717$) da distância côndilo – borda lateral da patela e o encurtamento do TIT nestes indivíduos, ou seja, quanto maior o encurtamento do TIT mais lateralizada a patela.

O efeito das técnicas de liberação miofascial sobre o aumento da mobilidade do TIT vem sendo discutido na literatura. Gomma e Zaky, (2015), dividiram os indivíduos com encurtamento do TIT em dois grupos, controle e grupo liberação miofascial. O grupo liberação miofascial, apresentou melhora da mobilidade do TIT, com ganho significativo para adução do quadril ($p=0,000$), da mesma forma que os dados apresentados por este estudo, além disso, o grupo liberação miofascial apresentou melhora no posicionamento patelar, no momento pós-liberação miofascial. O que nos leva a acreditar que a técnica de liberação miofascial do TIT em indivíduos com encurtamento do mesmo, possa influenciar o posicionamento patelar.

O ganho de mobilidade gerado pela técnica de liberação miofascial pode ser observado do ponto de vista terapêutico, com resultados no ganho de amplitude movimento, como apresentado no estudo de Aparício *et al.*, (2009), melhora da mobilidade entre as fáscias superficiais e profundas, como no estudo de Langevin *et al.*, (2011), alívio da dor e função nas desordens dos membros inferiores e superiores, discutido por Piper *et al.*, 2015. Porém, a literatura apresenta poucas respostas sobre como esses efeitos são gerados do ponto de vista neurofisiológicos. Mateinne *et al.*, (2009) relata que a influência pode estar relacionada a presença do ácido hialurônico no tecido, que por sua característica, pode se tornar mais denso. Da mesma forma Stecco *et al.*, 2011, contribui a este entendimento quando relata que a presença do ácido hialurônico facilita o deslizamento fascial nas camadas mais profundas, e que se alterado pode comprometer o comportamento da fascia e adjacências. Para Scheiple *et al.*, 2003 as respostas observadas pós-liberação miofascial, são geradas através do sistema

nervoso central (SNC) e do sistema nervoso autônomo (SNA), pelos mecanorreceptores presentes no tecido e não somente devido ao estresse mecânico sobre o tecido,

Saaveda et al., (2014) estudou a atividade EMG do músculo trapézio em indivíduos com “*triggers points*”, e não observou diferença na atividade EMG deste músculo nos momentos pré e pós-liberação miofascial, resultado que corrobora para os achados deste estudo. Já o estudo apresentado por Ribeiro Jr e Rodrigues, (2012), observou aumento da atividade eletromiografia, RMS, dos músculos paravertebrais pós-liberação miofascial ($p=0,033$), durante um teste isométrico em extensão de tronco. Resultados diferentes foram apresentados por Arroyo-Morales et al., (2008), que relataram uma redução significativa da atividade eletromiográfica do músculo VMO ($p=0,02$) em indivíduos do sexo masculino submetidos a terapia miofascial após programa de exercício físico intenso, quando comparados aos resultados do grupo controle ($p=0,32$), que utilizaram apenas magnetoterapia e ultrassom (US) como “Sham”.

Existem poucos artigos que abordam o tema, e ao mesmo tempo, entre estes parece não haver um consenso nos resultados apresentados, deixando claro que novos estudos clínicos devem ser realizados para elucidar o comportamento eletromiográfico após a aplicação da técnica de liberação miofascial.

Apesar de termos observado resultado significativo na atividade eletromiográfica do VLL pós-liberação miofascial no primeiro dia durante a subida do degrau e do VMO pós-liberação no segundo dia, durante a descida do degrau, o mesmo, não aconteceu para os demais músculos, nos diferentes momentos, o que dificulta que tais resultados possam ser extrapolado para prática clínica, pois tratam-se de comportamentos EMG isolados, em momentos distintos e antagônicos, aumento da atividade elétrica do VLL e diminuição do VMO, que podem ter relação com a variabilidade dos dados. Este estudo não observou diferença após análise dos dados, referentes ao comportamento eletromiográfico, nos momentos pré e pós-liberação miofascial, efeito agudo.

Em relação ao padrão de ativação dos músculos Vastos, para tarefas funcionais parece não haver um consenso na literatura científica. Uma revisão sistemática realizada por Chester et al., (2008) observaram uma tendência para o atraso do VMO em relação ao VL nos indivíduos com DFP, padrão este que se demonstrou sem significância entre os indivíduos sem dor. Porém, o próprio autor faz considerações a respeito da heterogeneidade dentro de amostras individuais, comentando que nem todos os pacientes apresentaram um atraso do VMO em relação ao VL. Este comportamento, também foi observado neste estudo, onde,

apesar de não levar em consideração a relação do tempo de ativação entre os músculos vastos, foi capaz de ordenar a ativação destes músculos, não sendo observado, um padrão único de recrutamento entre os músculos VMO e VL, fato constatado após análise dos dados, já que os indivíduos durante a mesma tarefa em repetições diferentes, apresentaram padrões de recrutamentos diferentes, entre o VMO e o VL. Este comportamento parece estar mais relacionado ao controle motor para execução da tarefa.

Um recente estudo realizado por Park et al., (2015) relataram a influência sobre o tempo de ativação do músculo VMO em relação ao VL, nos diferentes alinhamentos do joelho, indivíduos com geno varo e geno valgo, determinados de forma estática. Indivíduos com geno varo do joelho apresentaram um retardo da atividade elétrica do músculo VL em relação ao VMO, já os indivíduos com geno valgo, apresentaram um atraso do VL em relação ao VMO. O valgo dinâmico, adução do quadril, foi uma variável controlada em nosso estudo e não foi observada influência da técnica de liberação miofascial sobre a adução do joelho no plano horizontal, nos momentos pré e pós liberação, tanto no primeiro ($p=0,62$) como no segundo dia ($p=0,83$).

Como fatores limitantes deste trabalho, está o fato da avaliação ter sido realizada apenas em mulheres, sem histórico prévio de dor ou alterações na articulação do joelho e quadril e com uma amostra reduzida. Apontamos a necessidade de incluirmos indivíduos que apresentem alteração na relação do tempo de ativação dos vastos, como apontado em alguns estudos com indivíduos com dor femoropatelar, ou até mesmo um grupo controle. O monitoramento do posicionamento patelar deve ser realizado, observando assim a influência da liberação do TIT sobre a patela. Outro fator é que a liberação miofascial não foi realizada diretamente sobre as estruturas musculares estudadas com a EMG, o que poderia ter gerado influência nos resultados deste estudo. Dois dias de aplicação da técnica de liberação de forma indireta, pode não ser suficiente para garantir o efeito sobre a atividade EMG, sendo necessários estudos longitudinais para acompanhamento dos resultados.

CONCLUSÃO

Após a análise dos dados, pode-se concluir que a liberação miofascial promoveu um aumento da amplitude de movimento de adução do quadril. Sobre a atividade eletromiográfica, apesar do aumento do sinal elétrica do VLL no primeiro dia de intervenção e da diminuição da atividade elétrica do VMO no segundo dia, após aplicação da técnica de liberação miofascial, houve um comportamento heterogêneo da ordem de ativação. Observou-se um padrão de proporção de maior ativação do VMO, durante a subida e do Gméd, durante a descida, apesar das modificações na ordem intrasujeitos.

Mesmo com o ganho do arco de movimento e da mobilidade, faz-se necessário maiores investigações sobre a técnica de liberação miofascial. Principalmente em grupos com um N amostral mais substancial e desenho de estudos mais controlados, na tentativa de elucidar o efeito da liberação miofascial sobre a estrutura muscular, duração do efeito e os mecanismos que norteiam as alterações fisiológicas promovidas pela referida proposta terapêutica,

REFERÊNCIAS:

APARICIO EQ, QUIRANTE LB, BLANCO CR, SENDIN FA. Immediate effects of the suboccipital muscle inhibition technique in subjects with short hamstring syndrome. **J Manipulative Physiol Ther.** v.32, n.4, p.262-269, May 2009.

BAUDE M, HUTIN E, GRACIES JM. A Bidimensional System of Facial Movement Analysis Conception and Reliability in Adults. **Biomed Res Int.** v.8, p.129-134. 2015.

BEVILAQUA-GROSSI D, MONTEIRO-PEDRO V, SOUSA GC, SILVA Z, BÉZZIN F. Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the Vastus Lateralis Muscle. **Braz. J. Morphol.Sci.**, v.21, 47-52, 2004.

BLOOMFIELD P, WATSON A: A new clinical test: The iliotibial band/ lateral retinaculum (ITB/LR) test description and reliability study. **New Zealand Journal of Sports Medicine.** v.28, p.4-8, 2000.

BOLING MC, PADUA DA, MARSHALL SW, GUSKIEWICZ K, PYNE S, BEUTLER A. Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. **Scand J Med Sci Sports.** v.20, n.5, p.725-30, 2010.

CHESTER R, SMITH TO SWEETING D, DIXON J, WOOD S, SONG F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. **BMC Musculoskelet Disord.** v.9, p.64, May 2008.

COHEN M, VIEIRA EA, SILVA RT, VIEIRA ELC, BERLFEIN PAS. Estudo anatômico do trato iliotibial: revisão crítica de sua importância na estabilidade do joelho. **Rev Bras Ortop.** v.37, n.8, ago. 2002.

COWAN SM, BENNELL KL, HODGES PW, CROSSLEY KM, MCCONNELL J. Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. **Arch Phys Med Rehabil.** v.82, feb. 2001

DAMSTED C, NIELSEN RO, LARSEN LH. Reliability of video-based quantification of the knee and hip angle at foot strike during running. **Int J Sports Phys Ther.**; v.10, p.147–154, Apr. 2015.

DAY AD, STECCO C, STECCO A. Application of fascial manipulation e technique in chronic shoulder pain – Anatomical basis and clinical implications. **Journal of Bodywork and Movement Therapies.** v.13, p.128-135, 2009.

FAIRCLOUGH J, HAYASHI K, TOUMI H, LYONS K, BYDDER G, PHILLIPS N, Best TM, BENJAMIN M. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. **J. Anat.** v.208, p.309–316, 2006.

FARIA CDCM, LIMA FFP; SALMELA LFT. Teste de Ober e Ober modificado: um estudo comparativo e de confiabilidade. **Fisioterapia em Movimento**. v.18, n.3, p. 31-38, jul/set, 2005

FERREIRA DAS, GUIMARÃES FS, SILVA JG. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudos da função neuromuscular. **Rev. Bras. Cienc. Esporte**. v. 31, n. 2, p. 11-30, janeiro 2010.

FUKUDA TY, ROSSETTO FM, MAGALHÃES E, BRYK FF, LUCARELI PRG, CARVALHO NAC. Short-term effects of hip abductors and Lateral Rotators Strengthening in Females With Patellofemoral Pain Syndrome: A Randomized Controlled Clinical Trial. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.40, n.1, p.736-42, nov. 2010.

GOMAA EF, ZAKY LA. Effect of iliotibial band myofascial release on flexibility and patellar alignment in patients with knee osteoarthritis. **Journal of advanced Research**. v.3, n.4, p.399-410, April 2015.

HERMES HJ, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, RAU G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**. v.10, n.5, p.361-74, Oct. 2000.

HERRINGTON LC. The inter-tester reliability of a clinical measurement used to determine the medial-lateral orientation of the patella. **Man Ther**. v.7, n.3, p.163–167, 2002.

HERRINGTON LC, RIVETT N, MUNRO S. The relationship between patella position and length of the iliotibial band as assessed using Ober's test. **Homem Ther**. v.11, n.3, p.182-186, 2006.

HUDSON Z, DARTHUY E. Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: a case-control study. **Man Ther**.v.14, n.2, p.147-51, Apr. 2009.

KANG SY, CHOUNG SD, PARK JH, JEON HS, KWON OY. The relationship between length of the iliotibial band and patellar position in Asians. **Knee**. v.21, n.16, p.1135-8, Dec 2014.

LACK S, BARTON C, MALLIARAS P, TWYLCROSS-LEWIS R, WOLEDGE R, MORRISSEY D. The effect anti-pronation foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in healthy individuals: a laboratory study. **Clin Biomech**. Bristol, Avon, v.29, n.2, p.177-182, Feb 2014.

LANGEVIN HM, FOX JR, KOPTIUCH C, GREENAN-NAUMANN AC, BOUFFARD NA, KONOFAGOU EE, LEE WN, TRIANO JJ, HENRY SM. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. **BMC Musculoskelet Disord**. v.19, n.12, p.203, Sep 2011.

LAVINE R. Iliotibial band friction syndrome. **Curr Rev Musculoskelet Med**.; v.3, n.1-4, p.18-22, Oct. 2010.

MATTEINI P, DEI L, CARRETI E, VOLPI N, GOTI A, PINI R. Structural behavior of highly concentrated Hyaluronan. *Biomacromolecules*. v.10, p.1516-1522, 2009.

MCCLINTON S, DONATELL G, WEIR J, HEIDERSCHEIT B. Influence of Step Height on Quadriceps Onset Timing and Activation During Stair Ascent in Individuals With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. v.37, n.5, p.239-244, May 2007.

NOEHREN B, DAVIS I, HAMILL J. ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. n.22, v.9, p.951-6, Nov 2007.

PAPPAS E, WONG-TOM WM. Prospective Predictors of patellofemoral pain syndrome: a systematic review with meta-analysis. *Sports Health*. v.4, n.2, p.115-20, March 2012.

PARK S, KONG YS, JANG GU, PARK JW. Differences in onset timing between the vastus medialis and lateralis during concentric knee contraction in individuals with genu varum or valgum. *J Phys Ther Sci*. V.27, n.4, p.1207-10, 2015.

PIPER S, SHEARN HM, CÔTE P, WONG YUH, VARATHARAIAN, SOUTHERST D, RANDHAWA KA, SUTTON DA, STUPAR M, NORDIN MC, MIOR AS, VAN DER VELDE GM, TAYLOR-VAISEY AL. The effectiveness of soft-tissue therapy for the management of musculoskeletal disorders and injuries of the upper and lower extremities: A systematic review by the Ontario Protocol for traffic injury management (OPTIMA) collaboration. *Man. Ther*. v.15, 2015.

POWERS CM. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther*. v.80, p.956-64, 2000.

POWERS CM, WARD SR, FREDERICSON M, GUILLET M, SHELLOCK FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther*. v.33, p.677-685, 2003.

POWERS CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. v.40, n.2, p.42-51, 2010.

REESE BN, BANDY WD. Use of an Inclinator to Measure Flexibility of the Iliotibial Band Using the Ober Test and the Modified Ober Test: Differences in Magnitude and Reliability of Measurements. *J Orthop Sports Phys Ther*. v.33, n.6, June 2003.

RIBEIRO JUNIOR SMS, RODRIGUES FS. Análise eletromiográfica da musculatura paravertebral pós técnica de miofascial: ensaio clínico randomizado. *Persp. Online: biol. & saúde*. v.4, n.01-08, 2012.

SAAVEDRA FS, CORDEIRO MT, ALVES JV, FERNANDES HM, REIS VM, MONTÁLVERME DGB. The influence of positional release therapy on the myofascial tension of the upper trapezius muscle. *Ver Bras Cineantropom*. v.16, n.2, p.191-199, 2014.

SCHEIPLE R. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation Part 2. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v.7, n.2, p.104-116, 2003.

SIMMONDS N, MILLER P, GEMMELL H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. **J Bodyw Mov The**. v.16, n.1, p.83-93, Jan. 2012.

SPAIRANI L, BARBERO M, CESCO C, COMBI F, GEMELLI T, GIOVANETTI G, MAGNANI B, D'ANTONA G. An Electromyographic of the vastii muscles during open and closed kinetic chain submaximal isometric exercises. **The International journal of Sports Physical Therapy**. v.7, n.6, p.617, 2012.

STECCO C, PAVAN PG, PORZIONATO A, MACCHI V, LANCEROTTO L, CARNIEL EL, NATALI AN, DE CARO R. Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling. **Surg. Radiol. Anat**. v.31, n.7, p.523-529, 2009.

STECCO C, STEM R, PORZIONATO A, MACCHI V, MASIERO S, STECCO A, DE CARO R. Hyaluronan within in the etiology of myofascial pain. **Surg Radiol Anat**. v.33, n.33, p.891-896, 2011.

VAN DER WERP MP, VAN DER HORST N, DE WIJER A, BACKX FJ, NIJHUIS-VAN DER SANDEN MW. Iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. **Sports Med**. v.42, n.11, p.969-92, nov. 2012.

WILSON JD, DAVIS IS. Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.38, n.10, p.606-15, 2008.

WINSLOW J, YODER E. Patellofemoral pain in female ballet dancers: correlation with iliotibial band tightness and tibial external rotation. **Orthop Sports Phys Ther**. v.22, p.18–21, 1995.

WONG YM. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? **Phys Ther Sport**. v.10, n.2, p.71-74, maio 2009.

WU CC, SHIH CH. The influence of iliotibial tract on patellar tracking. **Othopedics**.; v.27, p.199–203, 2004.