



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA
Pró-Reitoria de Pós-Graduação
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação – PPGCR
Mestrado em Ciências da Reabilitação

EFEITO DA MANOBRA MIOFASCIAL EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS NA RIGIDEZ DO
GASTROCNÊMIO LATERAL POR ELASTOGRAFIA: UM ESTUDO QUASI-
EXPERIMENTAL CONTROLADO

VANESSA PAES FERNANDES

Orientador: PROF. DR. JÚLIO GUILHERME SILVA
Co-orientadora: PROF. DRa. LILIAM FERNANDES OLIVEIRA

RIO DE JANEIRO

2017

**EFEITO DA MANOBRA MIOFASCIAL EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS NA RIGIDEZ
DO GASTROCNÊMIO LATERAL POR ELASTOGRAFIA: UM ESTUDO QUASI-
EXPERIMENTAL CONTROLADO**

VANESSA PAES FERNANDES

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. JÚLIO GUILHERME SILVA

Co-orientadora: PROF. DRa. LILIAM FERNANDES OLIVEIRA

RIO DE JANEIRO

2017

**EFEITO DA MANOBRA MIOFASCIAL EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS NA RIGIDEZ
DO GASTROCNÊMIO LATERAL POR ELASTOGRAFIA: UM ESTUDO QUASI-
EXPERIMENTAL CONTROLADO**

VANESSA PAES FERNANDES

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, do Centro Universitário Augusto Motta, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Aprovado em:

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Júlio Guilherme Silva
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Prof.^a Dr.^a Liliam Fernandes Oliveira
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Prof. Dr.^a. Thaís Pionório Omena
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho
Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM

Rio de Janeiro

2017

Resumo

Introdução: No âmbito das terapias manuais, as intervenções, na estrutura fascial têm sido bastante discutidas na literatura, especialmente nas aderências fibrosas dos componentes do sistema musculoesquelético. As restrições fasciais podem acarretar a diminuição da extensibilidade dos tecidos moles e da amplitude de movimento articular. Apesar da ampla utilização de técnicas de manipulação miofascial, há uma escassez na literatura de investigações sobre a mensuração dos efeitos provocados pelas técnicas miofasciais nas mais diversas disfunções. Neste contexto, a elastografia dinâmica pode fornecer informações acerca da tensão do tecido miofascial e suas possíveis restrições

Objetivo: Analisar, por meio da elastografia, as possíveis modificações do módulo de elasticidade (E) do tecido fascial da panturrilha em indivíduos hígidos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior.

Metodologia: Foi realizado um estudo quasi-experimental, em 25 indivíduos. Os participantes foram submetidos a uma manobra miofascial do tríceps sural no membro inferior esquerdo. Medidas do módulo elasticidade e fotogoniometria da articulação do tornozelo foram realizadas pré e pós a intervenção no músculo gastrocnêmio lateral. O membro inferior contralateral à intervenção foi elegível como controle. Os dados receberam tratamento estatístico, com a caracterização da amostra e dados sociodemográficos. A variável de interesse (tensão fascial) foi analisada por meio do teste de Manny-Whitney com interação entre os grupos (experimental e controle) e a condição (pré e pós-manipulação). Para os dados referentes a fotogoniometria foi aplicado o Teste-*t*. O nível de significância foi de 95%.

Resultados: Não houve efeito principal para nenhum segmento fascial entre os momentos pré e pós manobra na perna do grupo experimental analisados pela elastografia.

Conclusão: O presente estudo, baseado em estudos prévios, demonstrou que o ultrassom com a técnica elastografia, modo *SSI* pode ser uma importante ferramenta para detectar as modificações no grau de tensão tecidual, entretanto os nossos resultados não demonstraram significância estatística, pós-liberação miofascial. Tal fato pode ser explicado que neste experimento, os indivíduos eram hígidos e não apresentavam nenhuma restrição osteomioarticular. Portanto a população de interesse neste estudo não evidenciou a presença de rigidez no segmento fascial analisado. Desta forma, sugere-se novas investigações, em especial com indivíduos que apresentem restrições fasciais significativas para elucidar o efeito da manobra e suas modificações no tecido.

Palavras-chave: fáschia, manobra miofascial, tecido fascial, elastografia

Abstract

Summary: In the context of manual therapies, interventions in the fascial structure have been widely discussed in the literature, especially in the fibrous adhesions of the components of the musculoskeletal system. Fascial restrictions may lead to decreased soft tissue extensibility and joint range of motion. Despite the wide use of myofascial manipulation techniques, there is a scarcity in the literature of investigations on the measurement of the effects caused by myofascial techniques in the most diverse dysfunctions. In this context, dynamic elastography can provide information about myofascial tissue tension and its possible restrictions. Objective: To analyze, through elastography, the possible modifications of the modulus of elasticity (E) of the calf fascial tissue in healthy individuals submitted to myofascial maneuver of the posterior chain. Methodology: A quasi-experimental study was performed in 25 individuals. Participants were submitted to a myofascial maneuver of the triceps sural in the lower left limb. E measures and ankle joint photogoniometry were performed before and after the intervention in the lateral gastrocnemius muscle. The contralateral lower limb to the intervention was eligible as a control. Data were submitted to statistical treatment, with sample characterization and sociodemographic data. The variable of interest (fascial tension) was analyzed using the Mann-Whitney test with interaction between the groups (experimental and control) and the condition (pre and post manipulation). For the data regarding the photogoniometry the T test was applied. The level of significance was 95%. Results: There was no main effect for any fascial segment between the pre and post maneuver moments in the leg of the experimental group analyzed by the elastography. Conclusion: The present study, based on previous studies, demonstrated that ultrasound with the elastography technique, SSI mode can be an important tool to detect changes in the degree of tissue tension, however our results did not demonstrate statistical significance, post myofascial release. This fact can be explained that in this experiment the individuals were healthy and presented no osteomioarticular restriction. Therefore, the population of interest in this study did not show the presence of stiffness in the fascial segment analyzed. In this way, new investigations are suggested, especially with individuals who present significant fascial restrictions to elucidate the maneuver effect and its modifications in the tissue.

Key-words: fascia, fascial release, myofascial release, fascial tissue, elastography

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AH- Ácido hialurônico

MM- Manobra miofascial

LSP- Linha superficial posterior

SSI- *Supersonic Shear imaging*

GM- Gastrocnêmio medial

CEFAN- Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes

UFRJ- Universidade Federal do Rio de Janeiro

COPPE- Instituto Alberto Luiz Coimbra de pós-graduação e pesquisa em engenharia

GL-Gastrocnêmio lateral

KPa- Unidade de medida quilo pascal

(E)- Módulo de elasticidade

Q-Box- Demarcação na imagem referente a análise da elastografia (círculo)

Q-Box Trace- Demarcação na imagem referente a análise da elastografia (tracejado)

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Disposição do AH na fáscia profunda

Figura.2: Aparelho de ultrassom com a modalidade elastografia

Figura.3: Modos do SSI: *pushing* e *imaging*

Figura.4: Movimento passivo na articulação tibiotalar

Figura.5: Posicionamento do cabeçote da SSI durante a captação da imagem

Figura.6: Demonstração do Q-Box trace (fáscia superior) e Q-Box (septo intermuscular):

Figura.7: Realização da manobra miofascial

Figura.8: Fluxograma do estudo

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Países de recrutamento

Sumário

Capítulo 1	Pág.
1.1 Introdução.....	1
1.2 Justificativa.....	3
1.3 Problema.....	3
1.4 Objetivos.....	3
1.4.1 Geral.....	3
1.4.2 Específicos.....	3
1.5 Hipóteses.....	3
Capítulo 2	
2.1 Fundamentação teórica.....	4
2.2 Fáscia superficial.....	4
2.3 Fáscia profunda.....	4
2.4 Manobra miofascial.....	6
2.5 Elastografia.....	9
Capítulo 3 Material e Métodos	
3.1 Delineamento do estudo.....	13
3.2 Amostra.....	13
3.2.1 Local de realização do estudo.....	13
3.2.2 Cálculo ou justificativa do tamanho amostral.....	13
3.3 Critérios de elegibilidade.....	13
3.4 Procedimentos/Metodologia proposta.....	14
3.4.1 Sujeitos envolvidos na pesquisa.....	14
3.4.2 Avaliação.....	14
3.4.3 Instrumental.....	14
3.4.4 Descrição da manobra miofascial.....	17
3.4.5 Fluxograma do procedimento do estudo.....	18
3.5 Análise dos dados.....	18
3.5.1 Variáveis de controle.....	18

3.5.2 Variáveis de desfecho primário.....	18
3.5.3 Variáveis de desfecho secundário.....	18
3.6 Aspectos éticos.....	19
3.7 Análise estatística.....	19
Capítulo 4 Resultados.....	20
Referências do artigo	34
Capítulo 5 Considerações Finais.....	37
Referências da Dissertação.....	38
Apêndice 1.....	49
Apêndice 2.....	52
Anexo 1.....	53

Capítulo 1

1.1. Introdução

Dentre as investigações acerca do comportamento das estruturas musculoesqueléticas submetido às intervenções fisioterapêuticas, um componente que tem merecido destaque nas últimas duas décadas é a fáscia (MINASNY, 2009; FINDLEY, 2011; SCHLEIP *et al.*, 2012; SCHLEIP *et al.*, 2013). A fáscia trata-se de um tecido conjuntivo viscoelástico que envolve o esqueleto humano, constituída de uma matriz tridimensional rica em colágeno que oferece uma sustentação para estrutura corporal (KUMKA e BONAR, 2012). Essa estrutura está relacionada a todo tecido conectivo fibroso tais como aponeuroses, ligamentos, tendões, retináculos, cápsulas articulares, túnicas dos vasos e órgãos, epineuro, meninges, periósteo e todas as fibras miofasciais do endomísio e intermusculares que recobrem os músculos (FINDLEY, 2009).

Cabe ressaltar que o tecido conjuntivo representa um sistema integrado que permite uma capacidade dos fibroblastos de sinalização mecano-sensitiva da fáscia com o sistema nervoso (LANGEVIN *et al.*, 2006). Sendo assim, acredita-se que essa bainha seja uma peça contínua que distribui as tensões mecânicas em diversas partes do corpo, o que pode ser caracterizado pelo o conceito de tensegridade (BENJAMIN, 2009). Podemos resumir que quando uma fáscia é submetida a uma carga de tensão constante, ela possibilita uma adaptação e estabilidade das estruturas interligadas aos sistemas celulares teciduais. O equilíbrio entre a tensão e compressão corrobora para estabilizar o corpo humano de acordo com a sua forma e estrutura, integrando a função das células, tecidos, órgãos (INGBER, 2008). Ademais, este equilíbrio é mantido através de trocas bioquímicas intracelulares que são originadas a partir de forças aplicadas por um sistema mecânico molecular, denominado mecanotransdução (SWANSON, 2013).

A ideia da fáscia como estrutura dinâmica e com papel de transmissão de força tem sido amplamente discutida (HUIJING e BAAN, 2003; PURSLOW, 2010; HEISENBERG e BELLAÏCHE, 2013, TURRINA *et al.*, 2013). Experimentos tentam elucidar tanto os achados clínicos (LANGEVIN *et al.*, 2011; RAMSOOK e MALANGA, 2012; GRIEVE, BARNETT, *et al.*, 2013) como os efeitos fisiológicos (EVANKO *et al.*, 2009; MATTEINI *et al.*, 2009; STECCO, STERN, *et al.*, 2011) e os processos de análises imagenológicas do comportamento das modificações das propriedades fasciais dos tecidos musculoesqueléticos (CHEN *et al.*, 2007; GENNISSON *et al.*, 2010; LIEBER e WARD, 2011; KWAH *et al.*, 2013).

No âmbito clínico, um dos instrumentos mais frequentes para analisar o desfecho do arco de movimento pós-intervenção miofascial é a fotogoniometria. Este simples recurso possibilita a comparação das intervenções miofasciais e avaliações de amplitude de movimento em diferentes articulações e grupamentos musculares (DAMSTED *et al.*, 2015; E LIMA *et al.*, 2015; SHARMA *et al.*, 2015).

Referente ao campo da imagenologia, um instrumento que pode ser utilizado nas avaliações das fâscias é o ultrassom de alta definição. Esse método não-invasivo permite visualizar tecidos conectivos de estruturas subcutâneas e perimusculares (LANGEVIN *et al.*, 2009). A imagem adicionada ao recurso *doppler* possibilita a visualização das alterações do fluxo sanguíneo, devido a compressão de vasos, e permite uma análise do tecido, em conjunto com a estrutura e função (SIKDAR *et al.*, 2009; KWAH *et al.*, 2013). A aplicabilidade justifica-se com a investigação clínica a partir da fâscia profunda e a origem da dor miofascial (STECCO *et al.*, 2014). Apesar da ultrassonografia ter demonstrado ser uma técnica sensível para identificar as lesões tendinosas e musculares, o recurso de imagem oferece algumas limitações por não identificar lesões residuais crônicas ou traumáticas e também por não delimitar as alterações teciduais mais específicas (CORTEZ *et al.*, 2015). Como alternativa, a literatura tem ressaltado a utilização da técnica da elastografia, com uma ferramenta confiável que estima o módulo de elasticidade (E) de tecidos biológicos, inclusive das estruturas músculo-tendíneas (KLAUSER *et al.*, 2013; HIRAYAMA *et al.*, 2015).

A elastografia foi inicialmente aplicada com foco na fibrose ou rigidez inerentes ao fígado como, por exemplo, nos casos de cirrose hepática, carcinoma hepático e pacientes com sobrepeso ou obesos com doença hepática crônica (ARDA *et al.*, 2013; YONEDA *et al.*, 2015). Na última década, o método de elastografia se expandiu para investigações das estruturas musculoesqueléticas. Este recurso permite uma avaliação detalhada das mudanças de tensão nos tecidos musculoesqueléticos (BALLYNS *et al.*, 2012). Estudos como Taniguchi (2015), Eriksson Crommert *et al.* (2015) e Hirata *et al.* (2016) avaliaram o E do complexo pósterio-inferior da perna de sujeitos submetidos a diferentes técnicas terapêuticas, tais como, alongamento e massagem e suas respectivas análises referentes a elasticidade do tecido com a elastografia dinâmica, demonstrando a relevância científica do instrumento (ERIKSSON CROMMERT *et al.*, 2015; TANIGUCHI *et al.*, 2015; HIRATA *et al.*, 2016).

1.2. Justificativa

Baseado nessas premissas conceituais, há uma lacuna científica referente aos efeitos de técnicas e manobras miofasciais sobre o grau de tensão nessas estruturas. Além disso, não é explorado o potencial da técnica da elastografia como detecção das referidas modificações.

Desta forma, fez-se necessário a busca de novas vertentes de análise do comportamento miofascial e para permitir uma maior compreensão dos fenômenos envolvidos na prática da manobra miofascial.

1.3. Problema

A manobra miofascial é capaz de alterar o módulo elasticidade do tecido miofascial, medido pela elastografia, em indivíduos hígidos?

Objetivos

1.4.1. Geral

O presente estudo teve o intuito de analisar, por meio da elastografia, as possíveis modificações no tecido fascial do tríceps sural em indivíduos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior do membro inferior.

1.4.2. Específico

Analisar o comportamento da tensão fascial, em relação aos possíveis efeitos da manobra miofascial em dois momentos: antes e após aplicação.

Avaliar a amplitude de movimento passivo do tornozelo em indivíduos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior de membro inferior.

1.5 Hipóteses

H0 – A manobra miofascial não promove modificações no módulo de elasticidade (E), analisada pela elastografia.

H1 - A manobra miofascial promove modificações no módulo de elasticidade (E), analisada pela elastografia.

H0 – A manobra miofascial não será capaz de aumentar a amplitude de movimento da dorsiflexão.

H1 – A manobra miofascial será capaz de aumentar a amplitude de movimento da dorsiflexão.

Capítulo 2

2.1 Fundamentação teórica

Ao considerar que o sistema fascial possui grande relevância para prática clínica, a compreensão das características anatômicas regionais viabiliza aprimorar as abordagens de tratamento acerca desse importante tecido (STECCO, MACCHI, *et al.*, 2011). A análise embriológica do tecido musculoesquelético permite delimitar as camadas fasciais de cada grupamento muscular (DAY *et al.*, 2012). O colágeno propicia estabilidade mecânica e elasticidade para os tecidos conjuntivos e está em grande parte depositado na matriz extracelular, o que determina a diferenciação das células e processos patológicos (GORDON e HAHN, 2010). Assim, os tecidos conectivos diferenciam-se de acordo com o alinhamento direcional das fibras de colágeno e a sua densidade. Devido a essa disposição, a fáscia divide-se em superficial e profunda (MACDONALD *et al.*, 2013; SCHLEIP e MULLER, 2013).

2.2 Fáscia superficial

A superficial corresponde uma camada fibrosa de tecido conectivo que está abaixo da epiderme e da derme (STECCO, 2014). É formada por fibras colágenas entrelaçadas que possuem uma resistência elástica, por isso a fáscia possui a capacidade de se estender e retornar ao seu estado inicial (LUOMALA *et al.*, 2014). Funcionalmente, desempenha um papel na integridade da pele, com estruturas subcutâneas para apoiar, veias superficiais e vasos linfáticos além de participar do sistema de exterocepção, da regulação térmica e metabolismo (STECCO, MACCHI, *et al.*, 2011; STECCO *et al.*, 2015). Está presente em todo o corpo, com arranjos das disposição das fibras e espessuras que variam de acordo com

a região, superfície corporal e o sexo. Sabe-se que a fáscia superficial é mais espessa em mulheres e na região posterior dos membros inferiores (ABU-HIJLEH *et al.*, 2006).

2.3 Fáscia profunda

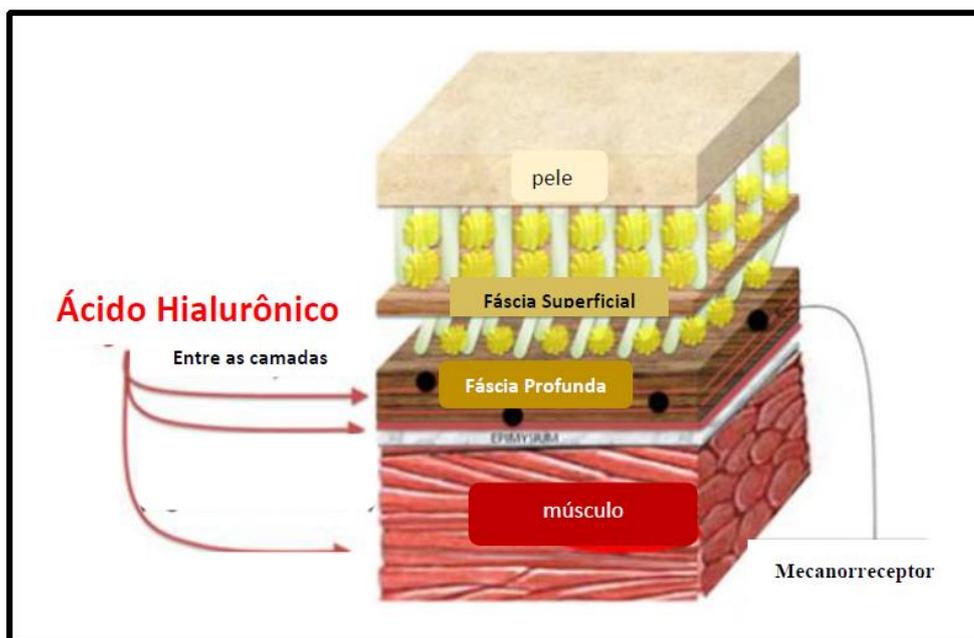
A fáscia profunda pode ser definida como uma bainha fibrosa densa que compreende os tecidos intimamente ligados a estrutura muscular como septos, perimísios e endomísios, além dos tendões, ligamentos, retináculos e capsulas articulares (STECCO *et al.*, 2013). Essas expansões de tecido conjuntivo possuem nomes específicos nas diversas partes do corpo. Nos ossos, esse tecido conjuntivo configura o periósteo; nos vasos e nervos formam uma bainha dos feixes vasculonervosos; nas estruturas tendíneas o tecido conectivo forma o paratendão e nas articulações envolvem as cápsulas articulares, ligamentos capsulares e os extracapsulares (STECCO *et al.*, 2015). Nos músculos, a fáscia é classificada, segundo Stecco (2013 e 2015), em aponeurótica e epimisial, a partir da espessura e das relações com os músculos adjacentes (STECCO *et al.*, 2013; STECCO *et al.*, 2015). A fáscia aponeurótica é constituída de tecido conjuntivo denso irregular, formada de duas ou três camadas de feixes de fibras paralelas de colágeno, alinhadas ao longo do comprimento dos membros (BENETAZZO *et al.*, 2011). Cada camada é separada da adjacente por um fina camada de tecido conjuntivo frouxo que permite o deslizamento entre elas. Também pode ser considerada como independente, e possui uma influência específica sobre a funcionalidade de cada tecido (STECCO *et al.*, 2009).

A fáscia aponeurótica é altamente inervada por mecanorreceptores, com a presença de terminações nervosas livres, corpúsculos de Ruffini e Valter-Pacini. Em experimento realizado com ratos foi verificado que a miofáscia permite a transmissão de forças ao longo das extremidades dos membros assim como o tendão, por isso é capaz de transmitir de 30 a 40% de força para os feixes musculares das fibras sinérgicas adjacentes (HUIJING e JASPERS, 2005; YUCESOY *et al.*, 2007; HUIJING *et al.*, 2007). Além disso, outra característica é a capacidade para adaptar-se as variações de volume dos músculos subjacentes durante a contração muscular (TESARZ *et al.*, 2011). A fáscia epimisial ou epimísio é a camada fibrosa de colágeno conectada com o músculo, composta de fibras de colágeno tipo I e III, além de muitas fibras elásticas (YUCESOY *et al.*, 2007; SCHLEIP *et al.*, 2012).. A fáscia epimisial possui uma forte relação com os fusos musculares correspondentes ao perimísio, epimísio ou o septo fascial. Portanto, tem a capacidade de influenciar nos estímulos sensoriais proprioceptivos e conseqüentemente possui um papel

importante nos mecanismos de manutenção da postura, cinestesia e coordenação motora periférica (VAN DER WAL, 2009; STECCO *et al.*, 2010).

Histologicamente, a fáscia profunda possui uma disposição de 18% de colágeno e menos de 1% de fibras elásticas nos membros, isso significa que devido a diminuição de elasticidade, esta fáscia pode transmitir as tensões oriundas dos músculos que passam sobre diversas articulações e segmentos (MAAS e SANDERCOCK, 2010). Análises evidenciam a presença de células secretoras de ácido hialurônico (AH) nesta camada fascial (figura 1). Assim, viabiliza uma superfície de deslizamento e resistência mecânica à transmissão de força. O AH é um dos principais componentes da matriz extracelular dos vertebrados, o qual está envolvido na manutenção do equilíbrio osmótico. Esta macromolécula reduz o atrito entre os tecidos e possibilita que as fibras de colágeno tenham uma independência relativa de cada ventre muscular a partir de elementos circundantes, e como está entre os músculos, facilita a integridade de funcionamento da fáscia profunda (MCCOMBE *et al.*, 2001; MATTEINI *et al.*, 2009; STECCO, STERN, *et al.*, 2011).

Figura 1: Disposição do AH na fáscia profunda



Fonte: Stecco, Stern *et al.*, 2011

A atividade dos mecanorreceptores fasciais pode estar alterada, a partir de uma viscoelasticidade modificada associada a função do AH do tecido. Isto é, quanto maior o deslizamento, menor viscosidade da camada fascial (LANGEVIN, 2006; SCHLEIP *et al.*, 2006; STECCO *et al.*, 2008; NEUMAN *et al.*, 2011) As restrições fasciais podem ocorrer

em resposta à uma lesão, inatividade ou processo inflamatório, o que permite uma desidratação e perda de elasticidade do tecido (MACDONALD *et al.*, 2013). Este processo possibilita a formação de aderências fibróticas, que são muitas das vezes dolorosas e alteram o comprimento muscular, diminui a extensibilidade dos tecidos e amplitude de movimento articular (MELTZER *et al.*, 2010).

2.4 Manobra miofascial

A manobra miofascial (MM) possui relevância clínica trazendo alguns benefícios descritos na literatura, tais como: manutenção da integridade da fáscia que desempenha um importante papel para o retorno venoso (CAGGIATI, 2000); romper fibroses teciduais ao longo da cadeia muscular (DODD *et al.*, 2006); elucidar a etiologia da dor (BENJAMIN *et al.*, 2008); melhorar a comunicação intertecidual, já que o sistema fascial possui uma continuidade pelo conceito da tensegridade (LINDSAY e ROBERTSON, 2008; KASSOLIK *et al.*, 2009) e produzir citocinas a partir dos fibroblastos com melhora do fluxo sanguíneo propiciando redução de edemas (WILLARD *et al.*, 2011).

As técnicas de manipulação miofascial priorizam melhorar a dor, aumentar a amplitude de movimento, além de propiciar relaxamento muscular. Devido à propriedade tixotrópica da fáscia é possível deixá-la mais flexível com diminuição de aderências através da manobra miofascial e otimizar o funcionamento fisiológico, com aumento da circulação local através do aumento de calor e de atividades químicas das células musculares (LANGEVIN *et al.*, 2006; MANHEIM, 2008). A intervenção miofascial é uma combinação de tração manual e manobras que visam romper as aderências (MELTZER *et al.*, 2010). Realiza-se uma pressão lenta, contínua durante um período de 120 a 300 s sobre a estrutura fascial restrita. É classificada como direta, pressão manual com uma precisão de força a ponto de estirar a fáscia, com as mãos ou com auxílio de instrumento. Ao passo que a técnica indireta refere-se a uma abordagem de menor pressão no tecido associada a um alongamento suave na direção das restrições fasciais (AJIMSHA *et al.*, 2014; AJIMSHA *et al.*, 2015). Segundo Ercole *et al.* (2010), o período suficiente para melhorar as aderências provenientes de fibrose através da manobra miofascial foi de 2.58 minutos associados à um quadro algíco sub-agudo, e 3.29 minutos, em indivíduos com dores crônicas. Porém, esse tempo pode variar quanto a idade do indivíduo, localização e densidade do tecido e a cronicidade dos sintomas (ERCOLE *et al.*, 2010).

Diante de uma injúria ou lesão musculoesquelética, a fáscia torna-se uma fonte de tensão para o resto do corpo, alterando o alinhamento biomecânico estrutural, com

diminuição da força e coordenação motora (STECCO, 2004). Em casos de estresse mecânico ou deformação funcional, os feixes de colágeno se tornam densos e fibrosos e a elastina perde a sua resiliência que desencadeia respostas fisiológicas de mecanotransdução em decorrência da remodelagem tissular da matriz extracelular (GAUTIERI *et al.*, 2011). A retração tecidual altera as características histológicas, fisiológicas, biomecânicas e compromete a extensibilidade muscular repercutindo em dor e déficit funcional (SCHLEIP, 2003; ERCOLE *et al.*, 2010)

Dentre as respostas funcionais promovidas pela MM, a flexibilidade merece destaque. Por exemplo, pode ser uma estratégia cinesioterapêutica para aumentar o arco de movimento de tornozelo na realização de atividades funcionais tais como, corrida, marcha e subir e descer escadas (BRUKNER *et al.*, 2006). Por isso, quando trabalha-se o corpo com enfoque na mobilidade da fáscia, a estrutura fica mais elástica e resistente, podendo prevenir lesões (KJÆR *et al.*, 2009). Diante de uma dorsiflexão comprometida propicia uma alteração biomecânica dos membros inferiores durante a marcha, diminuindo a amplitude de movimento pela falta de elasticidade do tríceps sural (FONG *et al.*, 2011). Sobre esta temática, a MM com ênfase nos músculos gastrocnêmios e sóleo tem sido discutida com uma boa estratégia de tratamento das restrições funcionais referentes ao movimento de dorsiflexão (GRIEVE, BARNETT, *et al.*, 2013; GRIEVE, CRANSTON, *et al.*, 2013; LUOMALA *et al.*, 2014)

Sabe-se que a relação da fáscia profunda com o tecido muscular compõe um complexo miofascial que será de suma importância para modular a transmissão de força através dos músculos (STECCO, 2014). Para isso existem elementos anatômicos de ancoragem, como é o caso do tríceps sural. Este grupamento é formado pelo sóleo, e as duas porções do gastrocnêmio com suas respectivas fâscias aponeuróticas, que estão interligadas, até a junção miotendínea inferior, pelo tendão calcâneo. A continuidade desta cadeia é estabelecida superiormente pela conexão da fáscia profunda da região poplíteia com os músculos ísquios tibiais (LATARJET e LIARD, 2004; STECCO *et al.*, 2009).

Myers (2010) propõe um conceito estrutural de organização do esqueleto fibroso em que as fâscias se inter-relacionam com a funcionalidade do sistema musculoesquelético. As miofâscias, a unidade músculo-fascial possuem forças de tração regulares e fortes assim como as fibras musculares. Sendo assim, os trilhos de fâscias se relacionam com inserções músculo-tendinosas estando em conexão com outros grupos musculares em cadeia. Outro ponto é que a tensão fascial possui interação com tecidos profundos e estruturas adjacentes que é projetada em linhas longitudinais ao longo de toda cadeia muscular (EARLS e

MYERS, 2010). Este conceito tem sido utilizado como justificativa da estratégia de tratamento para cadeia posterior e assim endossar a teoria da tensegridade na linha superficial posterior (LSP), que compreende os seguintes músculos dos membros inferiores: ísquios tibiais (semimembranoso, semitendinoso e bíceps femural), tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo) e grupamento inseridos na fáscia plantar (MYERS, 2012; BLANCHARD, 2014). Em um estudo piloto randomizado controlado, verificou-se a flexibilidade da LSP após realização do auto liberação da fáscia plantar com auxílio de uma bolinha de tênis. Evidenciou-se a melhora imediata da flexibilidade dos ísquios tibiais e coluna lombar através da referida intervenção (GRIEVE *et al.*, 2015). Park e Hwang (2015) realizaram um estudo piloto que sugeriu a melhora do equilíbrio utilizando a MM como estratégia de tratamento de pacientes com hemiplegia espástica. A abordagem também foi na LSP com o uso da bolinha de tênis sendo que neste caso foi de forma passiva (PARK e HWANG, 2015)

2.5 Elastografia

A elastografia é uma técnica que permite a estimativa do módulo de elasticidade (E) ou de *Young* do tecido de interesse (GENNISSON *et al.*, 2013). Desta maneira possibilita uma análise não-invasiva da alteração de tensão mecânica dos tecidos em tempo real complementando as imagens do ultrassom convencional (figura 2). Foi desenvolvida há quase 20 anos baseada no princípio de aplicação de uma força de compressão aplicada à superfície de um tecido examinado que induz variações da distribuição de pressão (força/área) no meio, promovendo deformação do tecido. Pode ser quasi-estática ou dinâmica (transitória) (DRAKONAKI *et al.*, 2009; GENNISSON *et al.*, 2013).

Fig.2: Aparelho de ultrassom com a modalidade elastografia *Aixplorer Supersonic Image* (v.9.0, Aix-en-Provence, França)



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

A quasi-estática é caracterizada por um ciclo de compressão e descompressão manual capaz de produzir uma força externa longitudinal e transversal à tensão do tecido. Trata-se de uma técnica mais simples, porém qualitativa, que possibilita a visualização da elasticidade do tecido mais superficial na imagem modo-B (GENNISSON *et al.*, 2013). Os elastogramas são observados na região examinada, por meio de cores que referencia um mapeamento de diferentes graus de deformação (TAN *et al.*, 2012). A principal limitação desse modo é a subjetividade uma vez que o operador controla manualmente a pressão, orientação e direção do transdutor, podendo alterar as imagens (DRAKONAKI *et al.*, 2009; 2014).

A elastografia dinâmica consiste na medição da velocidade de propagação de ondas de cisalhamento a partir da aplicação de uma força acústica externa (*push*) produzida por uma fonte remota (BERCOFF *et al.*, 2004; DEFFIEUX *et al.*, 2009). Dentre os modos dinâmicos, o mais avançado é o *Supersonic shear imaging* ou SSI, que possibilita obter dados quantitativos do modo de cisalhamento (μ) do tecido, na unidade quilo pascal (KPa) (LACOURPAILLE *et al.*, 2012). O princípio do SSI é baseado em calcular a velocidade de propagação das ondas transversais em tecidos moles e suas possíveis alterações mecânicas (BERCOFF *et al.*, 2004; FRANCHI-ABELLA *et al.*, 2013). Esta velocidade de propagação está diretamente relacionada com o módulo de cisalhamento do tecido (μ), ou seja, quanto mais rígido, maior a velocidade de propagação da onda transversal, conforme a seguinte equação:

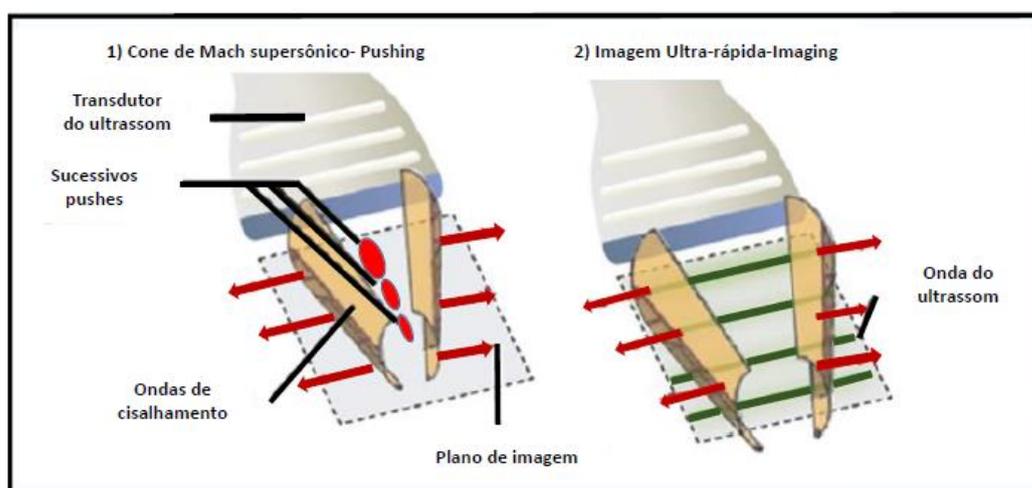
$$\mu = \rho \cdot V_s^2$$

onde, μ é o módulo de cisalhamento, ρ é a densidade do músculo (1000 kg.m^{-3}) e V_s é a velocidade da onda de cisalhamento. Para meios homogêneos, o módulo de *Young* (E) pode ser aproximado pela relação (HUG *et al.*, 2015).

$$E=3\mu$$

O SSI opera em dois modos, *pushing* e *imaging* de acordo com figura 3. O primeiro é caracterizado pela emissão uma força de radiação acústica de alta intensidade, pelo transdutor, que atinge diferentes profundidades do tecido e gera ondas de cisalhamento transversais que se propagam formando um cone (cone de *mach*) (GENNISSON *et al.*, 2013). O *imaging* representa a aquisição de sinais referentes às propagações das ondas de cisalhamento, de forma ultra-rápida com uma frequência variando de 3.000 a 30.000 quadros/s que, posteriormente, são processados formando o mapa de distribuição do μ (BERCOFF *et al.*, 2003; BERCOFF *et al.*, 2004)

Fig.3: Modos do SSI: *pushing* e *imaging*



Fonte: Gennisson *et al.*, 2013.

A literatura tem ressaltado a utilização da elastografia para fornecer informações das propriedades mecânicas dos tecidos musculoesqueléticos. Em um estudo de revisão, Brandenburg *et al.* (2014) ressaltaram a evolução tecnológica do ultrassom com as diferentes técnicas de elastografia, incluindo a SSI. Esses autores endossaram a importância das técnicas de aplicação para uma melhor compreensão da interação entre estrutura e função muscular além de auxiliar a mensuração em tempo real da rigidez tecidual, contribuindo para esclarecimentos de diagnósticos e prognósticos clínicos além da relevância para reabilitação de lesões musculoesqueléticas agudas e dor crônica miofascial

(BRANDENBURG *et al.*, 2014). Ichikawa *et al.* (2015) em um estudo prospectivo avaliaram os efeitos agudos da liberação miofascial realizada por 4 minutos associada à termoterapia durante 10 e 20 minutos sobre o músculo vasto lateral de 12 homens saudáveis. A mobilidade fascial e rigidez tecidual foi medida por elastografia em tempo real. Os resultados mostraram que a manobra miofascial foi eficiente para provocar mudanças da rigidez nas camadas superficial e profunda, sendo mais significativa na profunda (ICHIKAWA *et al.*, 2015). Crommert *et al.* (2015) analisaram a permanência do efeito da massagem terapêutica no músculo gastrocnêmio medial de 18 indivíduos saudáveis através da elastografia dinâmica ou SSI. Os dados foram quantificados imediatamente após a realização da técnica e 3min depois. O membro contralateral foi utilizado como controle. O desfecho encontrado foi uma redução no (E) do músculo em questão após a realização da massagem, no entanto não foi evidenciado a permanência do efeito após os 3 min de repouso preconizados no protocolo do estudo (ERIKSSON CROMMERT *et al.*, 2015). A proposta do estudo de Taniguchi *et al.* (2015) foi avaliar um protocolo de cinco séries de 1 min do alongamento estático do gastrocnêmio (lateral e medial) e após 20 min em repouso através da SSI em 10 indivíduos saudáveis. Eles encontraram uma redução de 14% do E em ambos os músculos, e um aumento na amplitude articular de movimento, porém essa mudança no tecido muscular não foi observada após os 20min (TANIGUCHI *et al.*, 2015).

Hirata *et al.* (2016) elaboraram um estudo para examinar a rigidez do tríceps sural e tendão de aquiles de 12 indivíduos saudáveis durante a dorsiflexão passiva, antes e depois de 5 min alongamento estático. A técnica utilizada foi elastografia - SSI, que evidenciou um aumento do E no gastrocnêmio medial (GM) e menor no sóleo antes do alongamento, ao passo que após esta abordagem, os resultados mostraram que GM apresentou uma diminuição significativa do μ , porém o mesmo não aconteceu com o gastrocnêmio lateral e sóleo. Com isso, sugeriram que musculatura mais rígida teria uma maior resposta ao efeito agudo do alongamento estático (HIRATA *et al.*, 2016). Por fim, um estudo de caso realizado por Luomala *et al.* (2014) utilizou a elastografia quasi-estática para avaliar o efeito da manobra miofascial no músculo gastrocnêmio. Para a análise tomou-se como referência a visualização direta de elastograma (em código de cores) sobreposto a imagem modo-B, onde o tecido mais elástico é representado pela cor vermelha e o não-elástico pela cor azul. Os autores sugeriram que a manipulação fascial propõe efeitos mecânicos que melhoram o deslizamento das camadas fasciais, principalmente a fáscia profunda. O estudo destaca a ultrassonografia e a elastografia como técnicas que podem auxiliar no diagnóstico da dor miofascial e suas possíveis intervenções manuais, embora tenham sido evidenciadas

algumas limitações do estudo quanto ao emprego da técnica correta em relação ao instrumento e ao operador (LUOMALA *et al.*, 2014).

CAPÍTULO 3 - MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo quasi-experimental com 25 indivíduos que foram submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior do membro inferior esquerdo, com o membro direito contralateral como controle. As análises do módulo de elasticidade (E) tecidual da estrutura fascial foram realizadas utilizando a técnica elastográfica dinâmica.

3.2. Cálculo do tamanho amostral

Para o cálculo do tamanho da amostra utilizou-se *software* G Power® (FAUL *et al.*, 2009), onde foram inseridos no programa os valores de tamanho do efeito (TE) de 0,25 (25% de melhora no momento pós-manobra); um erro α de 0,05; e o poder do teste de 0,90; para duas medidas repetidas (pré e pós-manobra), com fator. Desta forma, o cálculo amostral para este estudo foi de 36 segmentos, entretanto o mesmo foi realizado em 25 sujeitos com a análise bilateral dos membros inferiores, perfazendo o total de 50 segmentos.

3.2.1 Amostra

Tabela 1: Países de recrutamento

País de origem	País	N de sujeitos
Brasil	Brasil	25

3.2.2 Local de realização do estudo

Esta pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica (PEB/CPPE) localizado na Universidade Federal do estado do Rio de Janeiro (UFRJ).

3.3 Critérios de Elegibilidade

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

- Sujeitos hígidos
- Idade entre 20 e 35 anos;

Foram excluídos do estudo os participantes que atenderam a pelo menos um dos seguintes critérios:

- Fragilidade capilar nos membros inferiores;
- Gestantes;
- Fraturas não-consolidadas de membros inferiores;
- Doenças cardiovasculares instáveis.
- Quadro álgico de membros inferior no momento do teste

3.4 Procedimentos/Metodologia proposta

3.4.1 Sujeitos envolvidos na pesquisa

Vinte e cinco indivíduos foram analisados de forma voluntária, para participarem da pesquisa. Os voluntários que atenderam todos os critérios de inclusão e estiveram dispostos a colaborar com a pesquisa, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1). Para aqueles que durante a avaliação musculoesquelética apresentaram pelo menos um critério de exclusão, foram encaminhados ao especialista.

3.4.2 Avaliação Inicial

Os elegíveis para a pesquisa preencheram dados sócio demográficos referentes ao questionário internacional de atividade física (IPAQ), a versão curta, validado para o Brasil (MATSUDO *et al.*, 2001; VESPASIANO *et al.*, 2012) (Apêndice 2).

3.4.3 Instrumental

Fotogoniometria

Inicialmente foram feitas as marcações das referências ósseas anatômicas (cabeça da fíbula, borda inferior do maléolo lateral, e base do 5º metatarso) com caneta dermográfica preta. O voluntário foi posicionado em decúbito ventral para avaliação relacionada a amplitude de movimento do tornozelo nos momentos pré e pós manobra miofascial complementando os dados da elastografia. Para aquisição das imagens do tornozelo, o

avaliador utilizou uma superfície de fibra rígida, calçada no pé do participante para realizar apenas o movimento passivo na articulação tibiotalar (figura 4). Durante o movimento passivo de dorsiflexão, o participante referia a sensação de alongamento dentro dos limites de moderado a forte, analisando assim a extensibilidade da musculatura triceps sural. Para registro das imagens foi utilizado a câmera do celular I-phone modelo 5S posicionada sobre um tripé a 2 metros de distância. O participante estava sobre uma maca com altura de 80cm para aquisição da fotografia. As imagens foram analisadas pelo software *Image J* (*Image J 1,42; National Institutes of Health, Bethesda, Maryland*). Para a fotogoniometria apenas dezenove sujeitos utilizaram dessa instrumentação de análise, por questões de falhas operacionais durante a realização do estudo.

Fig.4: Movimento passivo na articulação tibiotalar com paciente em decúbito dorsal



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

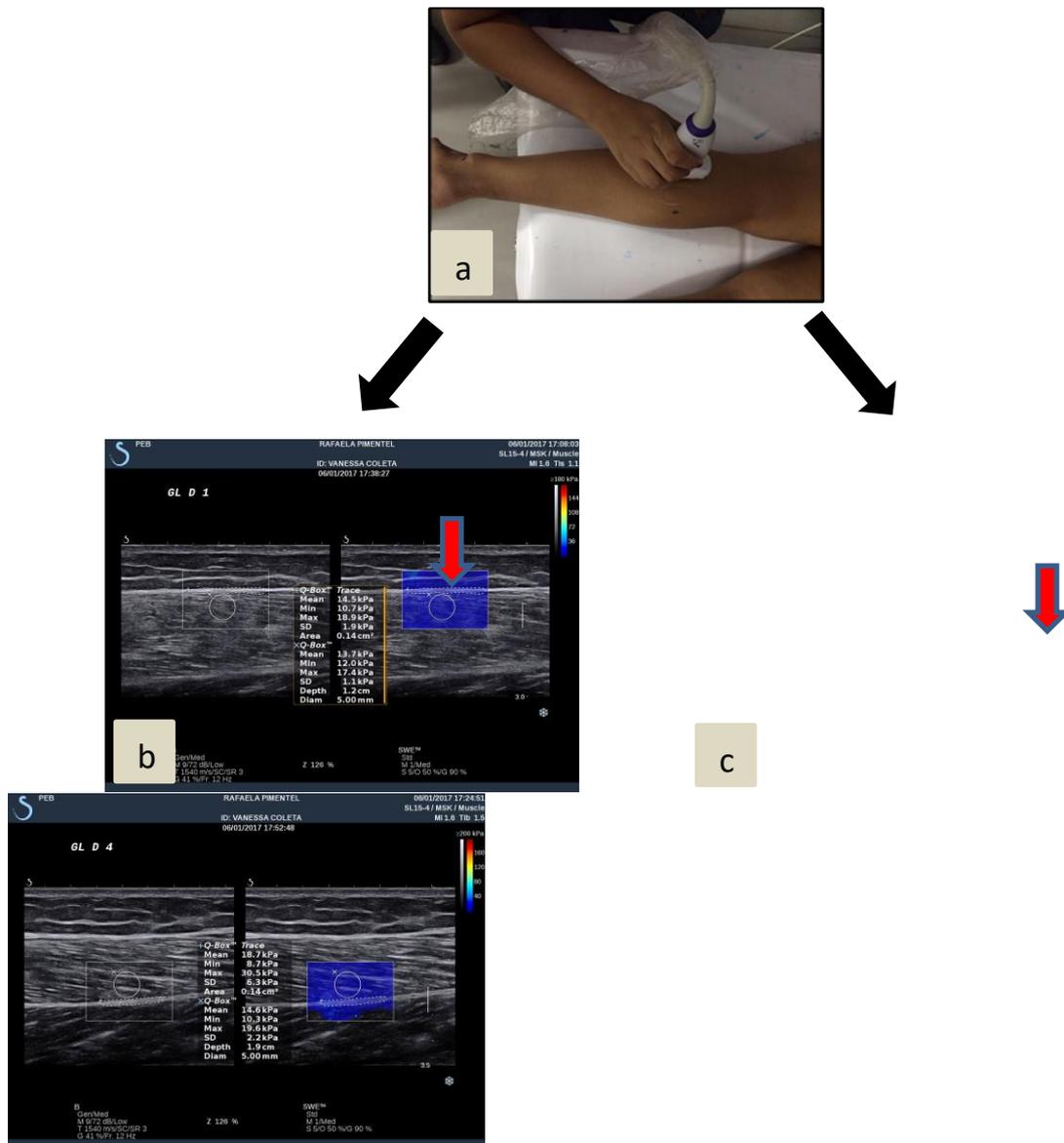
Elastografia

As miofascias do gastrocnêmio lateral foram demarcadas na pele do indivíduo e analisadas pela elastografia. Baseado no protocolo de estudos prévios, a mensuração foi feita a partir do posicionamento proximal do transdutor a 30% do comprimento da perna,

medindo da prega poplítea até o maléolo lateral, referenciando o ponto de maior área de secção transversa (AKAGI *et al.*, 2012; CHINO *et al.*, 2012; AKAGI e TAKAHASHI, 2013). Foi utilizado gel para minimizar a pressão sobre a pele e assim evitar a compressão do tecido e mudanças na arquitetura muscular.

As imagens foram adquiridas pelo aparelho ultrassom *Aixplorer Supersonic Image* (v.9.0, *Aix-en-Provence*, França) acoplado a um transdutor linear 15-4 MHz, no preset MSK. O módulo utilizado foi o SSI. O participante permaneceu em decúbito ventral com os pés para fora da maca, com a articulação do tornozelo em posição neutra. Foram realizadas duas imagens captadas antes e após a manobra miofascial da cadeia posterior dos membros inferiores com medidas comparativas. O transdutor foi acoplado longitudinalmente sobre a região delimitada que compreendia a visualização do músculo gastrocnêmio lateral. Na imagem, foram consideradas a lâmina fascial superior (fáscia que recobre diretamente o ventre do GL), a lamina fascial inferior (septo intermuscular do gastrocnêmio) e o tecido muscular adjacente das fâscias supracitadas (fig. 5a, b e c). As imagens foram gravadas após o operador aguardar por 10 segundos com o transdutor acoplado para estabilização do mapa de cores. O membro contralateral foi utilizado como controle.

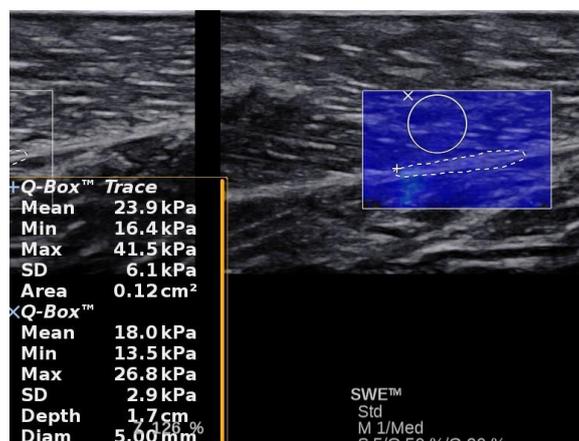
Fig.5a – Posicionamento do cabeçote da SSI durante a captação da imagem do gastrocnêmio lateral e as partes moles adjacentes. 5b – Imagem da quantificação da SSI, onde na região de interesse (ROI) azul foi demarcada a fáscia superior (parte pontilhada) e o músculo adjacente (círculo). 5c- Fáscia inferior (septo intermuscular) na área pontilhada e o músculo adjacente, o círculo



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

As imagens captadas foram analisadas quantitativamente, com dados do módulo de elasticidade (E) medidos em quilopascal (Kpa). Para a análise do Kpa utilizou-se o Q-box trace (fáscia superior e septo intermuscular), com a área padronizada de $0,12 \text{ cm}^2$ e Q-box circular (músculo), com o diâmetro 5mm. (Fig.6)

Fig.6 – Demonstração dos medidores da elastografia, Q-Box trace (fáscia superior e septo intermuscular) e Q-Box (músculo adjacente):



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

3.4.4 Descrição da manobra miofascial

A manobra foi realizada com aplicação manual, diretamente sobre a pele, na cadeia posterior do membro inferior unilateral. Uma fisioterapeuta certificada pelo método dos trilhos anatômicos e com experiência de mais de um ano com a técnica aplicou a manobra de acordo com o conceito do Myers (2010). O membro contralateral não usufruiu do método, e foi analisado por elastografia como controle. A manobra foi realizada durante 4 min, baseando-se na localização anatômica dos seguintes grupamento musculares: ísquios tibiais, tríceps sural e músculos inseridos na fáscia plantar. Foram realizadas manobras de pressão lenta e sustentada com movimentos longitudinais de deslizamento profundo e torções no sentido látero-lateral sobre os referidos músculos de acordo com percepção do toque manual do terapeuta e respeitando o limiar sensitivo do participante (Fig.7).

Fig.7: Realização da manobra miofascial



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

3.4.5 Fluxograma do procedimento de estudo:



Fig. 8 – Fluxograma do estudo

3.5 Análise dos dados

Os resultados foram analisados no Laboratório de Análise do Movimento do Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), *campus* Bonsucesso, e no laboratório de Biomecânica do Programa de Engenharia Biomédica, na UFRJ bem como a consolidação do banco de dados coletados.

3.5.1 Variáveis de controle

Gênero, idade, peso, estatura, índice de massa corporal (IMC) e nível atividade física.

3.5.2 Variáveis de desfecho primário

Módulo de elasticidade (E) da fásia da fásia profunda do tríceps sural

3.5.3 Variáveis de desfecho secundário

Amplitude de movimento da dorsiflexão.

3.6 Aspectos éticos

O protocolo experimental foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Naval Marcílio Dias (CEP HNMD – 54405616.7.0000.5256 (Anexo 1), sendo os procedimentos aprovados antes da execução do estudo, em consonância com a resolução 466/2012 (BRASIL, 2012). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1) após serem informados da natureza do estudo e do protocolo a ser realizado em acordo com as regras institucionais do CEP HNMD.

3.7 Análise estatística

O desenho do estudo compreende dois grupos (experimental e controle) os quais tiveram medidos o módulo de elasticidade (E) representados pela unidade Kpa e os dados da fotogoniometria da articulação do tornozelo nos momentos pré e pós manobra miofascial. Para caracterização da amostra, utilizou-se estatística descritiva por meio de valores de medida central (média) e de dispersão (desvio padrão). Posteriormente foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade dos dados. Os dados acerca do modulo de elasticidade não apresentaram uma distribuição normal, ao passo que para os dados da fotogoniometria caracterizou-se como uma distribuição normal, assim, foi aplicado o teste não-paramétrico Manny-Whitney e o paramétrico Teste-t respectivamente para analisar a interação entre os grupos e momentos pré e pós-manobra miofascial com um nível de significância de 5%. Os dados foram analisados no software SPSS IBM 20.0 versão MacIntosh

CAPÍTULO 3 - RESULTADOS

ARTIGO submetido à Manual Therapy

EFEITO DA MANOBRA MIOFASCIAL EM INDIVÍDUOS HÍGIDOS NA RIGIDEZ DO GASTROCNÊMIO LATERAL POR ELASTOGRAFIA: UM ESTUDO QUASI-EXPERIMENTAL CONTROLADO

Vanessa Paes^{1,2}, Maicom Lima²; Bruno Terra³, Liliam Fernandes Oliveira⁴; Júlio Guilherme Silva⁵

1–Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), Rio de Janeiro-RJ, Brasil / Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAM) - Marinha do Brasil.

2 – Centro Universitário Augusto Motta (UNISUAM), Rio de Janeiro-RJ, Brasil / Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAM) - Marinha do Brasil.

3- Laboratório de Pesquisa em Ciências do Exercício (LABOCE)/ Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN) - Marinha do Brasil.

4- Professora Titular da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro/UFRJ

5 – Professor do Programa de Mestrado e Doutorado em Ciências da Reabilitação – UNISUAM, Rio de Janeiro-RJ. Professor Adjunto III – Dept. De Fisioterapia – Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio de Janeiro/UFRJ

Running title: Elastografia e manobra miofascial

Correspondence to:

Prof Julio Guilherme Silva, PhyEd, PT, PhD

Lab of Human Movement Analysis

Praça das Nações 23, 3º. Andar, Bonsucesso Rio de Janeiro – RJ cep: 21041-020

RESUMO

Introdução: No âmbito das terapias manuais, as intervenções, na estrutura fascial têm sido bastante discutidas na literatura, especialmente nas aderências fibrosas dos componentes do sistema musculoesquelético. As restrições fasciais podem acarretar a diminuição da extensibilidade dos tecidos moles e da amplitude de movimento articular. Apesar da ampla utilização de técnicas de manipulação miofascial, há uma escassez na literatura de investigações sobre a mensuração dos efeitos provocados pelas técnicas miofasciais nas mais diversas disfunções. Neste contexto, a elastografia dinâmica pode fornecer informações acerca da tensão do tecido miofascial e suas possíveis restrições. **Objetivo:** Analisar, por meio da elastografia, as possíveis modificações do módulo de elasticidade (E) do tecido fascial da panturrilha em indivíduos hígidos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior. **Metodologia:** Foi realizado um estudo quasi-experimental, em 25 indivíduos. Os participantes foram submetidos a uma manobra miofascial do tríceps sural no membro inferior esquerdo. Medidas do E e fotogoniometria da articulação do tornozelo foram realizadas pré e pós a intervenção no músculo gastrocnêmio lateral. O membro inferior contralateral à intervenção foi elegível como controle. Os dados receberam tratamento estatístico, com a caracterização da amostra e dados sociodemográficos. A variável de interesse (tensão fascial) foi analisada por meio do teste de Manny-Whitney com interação entre os grupos (experimental e controle) e a condição (pré e pós-manipulação). Para os dados referentes a fotogoniometria foi aplicado o Teste-*t*. O nível de significância foi de 5%. **Resultados:** Não houve efeito principal para nenhum segmento fascial entre os momentos pré e pós manobra na perna do grupo experimental analisados pelas elastografia. **Conclusão:** O presente estudo, baseado em estudos prévios, demonstrou que o ultrassom com a técnica elastografia, modo *SSI* pode ser uma importante ferramenta para detectar as modificações no grau de tensão tecidual, entretanto os nossos resultados não demonstraram significância estatística, pós-liberação miofascial. Tal fato pode ser explicado que neste experimento, os indivíduos eram hígidos e não apresentavam nenhuma restrição osteomioarticular. Portanto a população de interesse neste estudo não evidenciou a presença de rigidez no segmento fascial analisado. Desta forma, sugere-se novas investigações, em especial com indivíduos que apresentem restrições fasciais significativas para elucidar o efeito da manobra e suas modificações no tecido.

Palavras-chave: fáschia, manobra miofascial, tecido fascial, elastografia

ABSTRACT

Summary: In the context of manual therapies, interventions in the fascial structure have been widely discussed in the literature, especially in the fibrous adhesions of the components of the musculoskeletal system. Fascial restrictions may lead to decreased soft tissue extensibility and joint range of motion. Despite the wide use of myofascial manipulation techniques, there is a scarcity in the literature of investigations on the measurement of the effects caused by myofascial techniques in the most diverse dysfunctions. In this context, dynamic elastography can provide information about myofascial tissue tension and its possible restrictions. Objective: To analyze, through elastography, the possible modifications of the modulus of elasticity (E) of the calf fascial tissue in healthy individuals submitted to myofascial maneuver Of the posterior chain. Methodology: A quasi-experimental study was performed in 25 individuals. Participants were submitted to a myofascial maneuver of the triceps sural in the lower left limb. E measures and ankle joint photogoniometry were performed before and after the intervention in the lateral gastrocnemius muscle ... The contralateral lower limb to the intervention was eligible as a control. Data were submitted to statistical treatment, with sample characterization and sociodemographic data. The variable of interest (fascial tension) was analyzed using the Manny-Whitney test with interaction between the groups (experimental and control) and the condition (pre and post manipulation). For the data regarding the photogoniometry the T test was applied. The level of significance was 95%. Results: There was no main effect for any fascial segment between the pre and post maneuver moments in the leg of the experimental group analyzed by the elastography. Conclusion: The present study, based on previous studies, demonstrated that ultrasound with the elastography technique, SSI mode can be an important tool to detect changes in the degree of tissue tension, however our results did not demonstrate statistical significance, post myofascial release . This fact can be explained that in this experiment the individuals were healthy and presented no osteomioarticular restriction. Therefore, the population of interest in this study did not show the presence of stiffness in the fascial segment analyzed. In this way, new investigations are suggested, especially with individuals who present significant fascial restrictions to elucidate the maneuver effect and its modifications in the tissue.

Key-words: fascia, fascial release, fascial tissue, elastography

INTRODUÇÃO

Dentre as investigações acerca do comportamento das estruturas musculoesqueléticas submetido às intervenções fisioterapêuticas, a fáscia é um componente anatômico que tem recebido um destaque nas últimas duas décadas (MINASNY, 2009; FINDLEY, 2011; SCHLEIP *et al.*, 2012; SCHLEIP *et al.*, 2013). Trata-se de um tecido conjuntivo viscoelástico que envolve o esqueleto humano, constituída de uma matriz tridimensional rica em colágeno que oferece uma sustentação para estrutura corporal (KUMKA e BONAR, 2012). Esta relaciona-se com todo o tecido conectivo fibroso, tais como: aponeuroses, ligamentos, tendões, retináculos, cápsulas articulares, túnicas dos vasos e órgãos, epineuro, meninges, periósteo e todas as fibras miofasciais do endomísio e intermusculares recobre os músculos (FINDLEY, 2009).

No campo da imagenologia, há inúmeras investigações que destacam a utilização de ultrassom para visualizar os tecidos conectivos de estruturas subcutâneas e perimusculares. Em especial, nas análises clínicas a partir da fáscia profunda e a origem da dor miofascial (STECCO *et al.*, 2014; LANGEVIN *et al.*, 2009). No entanto, faz-se necessário a aplicabilidade de uma técnica mais sensível para identificar as lesões tendinosas e musculares, além de alterações teciduais mais específicas (CORTEZ *et al.*, 2015). Como alternativa, a literatura tem ressaltado a utilização da técnica da elastografia, com uma ferramenta confiável que estima o módulo de elasticidade (E) de tecidos biológicos, inclusive das estruturas músculo-tendíneas representados pela unidade Kpa, de tecidos biológicos, e pode auxiliar no diagnóstico da dor miofascial e suas possíveis intervenções manuais (BALLYNS *et al.*, 2012; KLAUSER *et al.*, 2013 ; HIRAYAMA *et al.*, 2015).

Baseado nessas premissas conceituais, há uma lacuna na literatura acerca da capacidade da elastografia detectar possíveis alterações nas tensões fasciais em indivíduos submetidos a manobra miofascial. Apesar de um grande número de investigações sobre técnicas e manobras fasciais e os efeitos no arco de movimento e no quadro algico, ainda são incipientes os estudos sobre o grau de tensão miofascial (TOZZI *et al.*, 2010; KURUMA *et al.*, 2013; AJIMSHA *et al.*, 2015). Desta forma, há uma necessidade na busca de novas vertentes de análise do comportamento fascial que permitam uma maior compreensão dos

fenômenos envolvidos na prática da manobra miofascial. Sendo assim, o presente estudo teve como objetivo analisar, por meio da elastografia, as possíveis modificações no tecido fascial do tríceps sural em indivíduos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior.

MÉTODOS

Amostra

Trata-se de um estudo quasi-experimental com 25 indivíduos. Para análise foram utilizados os dois membros inferiores de cada indivíduo, totalizando 50 segmentos. Assim, dividiu-se os segmentos em grupo experimental (membro inferior esquerdo) e controle (membro inferior direito). Foram incluídos na pesquisa sujeitos de ambos os gêneros, hígidos, com idade entre 20 a 35 anos. Como critério de exclusão, foram retirados da pesquisa os sujeitos com fragilidade capilar e/ou fraturas não-consolidadas nos membros inferiores, doenças cardiovasculares instáveis, quadro algico nos membros inferiores no momento do teste, e gestantes. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com o número CAAE 56490316.1.0000.5256

Instrumental

Fotogoniometria

Inicialmente foram feitas as marcações das referências ósseas anatômicas (cabeça da fíbula, borda inferior do maléolo lateral, e base do 5º metatarso) com caneta dermatográfica preta. O voluntário foi posicionado em decúbito ventral para avaliação relacionada a amplitude de movimento do tornozelo nos momentos pré e pós manobra miofascial complementando os dados da elastografia. Para aquisição das imagens do tornozelo, o avaliador utilizou uma superfície de fibra rígida, calçada no pé do participante para realizar apenas o movimento passivo na articulação tibiotalar (figura 1). Durante o movimento passivo de dorsiflexão, o participante referia a sensação de alongamento dentro dos limites de moderado a forte, analisando assim a extensibilidade da musculatura tríceps sural. Para registro das imagens foi utilizado a câmera do celular I-phone modelo 5S posicionada sobre um tripé a 2 metros de distância. O participante estava sobre uma maca com altura de 80cm para aquisição da fotografia. As imagens foram analisadas pelo software *Image J* (*Image J*

1,42; *National Institutes of Health, Bethesda, Maryland*). Para a fotogoniometria apenas dezenove sujeitos utilizaram dessa instrumentação de análise, por questões de falhas operacionais durante a realização do estudo.

Fig.1: Movimento passivo na articulação tibiotalar com paciente em decúbito dorsal



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

Elastografia

As imagens foram processadas pelo aparelho ultrassom *Aixplorer*-imagem supersônica, v.9.0, *Aix-en-Provence*, França, acoplado a um transdutor linear de alta resolução 15-4 MHz. O módulo utilizado foi o SSI - *Supersonic shear imaging*, em que o princípio é baseado em calcular a velocidade de propagação das ondas de cisalhamento em tecidos moles e suas possíveis alterações mecânicas (BERCOFF *et al.*, 2004; FRANCHI-ABELLA *et al.*, 2013). Esta velocidade de propagação está diretamente relacionada com a rigidez do tecido, ou seja, quanto mais rígido, mais rápida a propagação da onda de cisalhamento, conforme a seguinte equação:

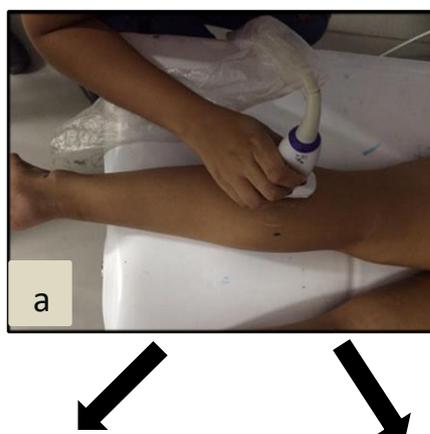
$$\mu = \rho \cdot V_s^2$$

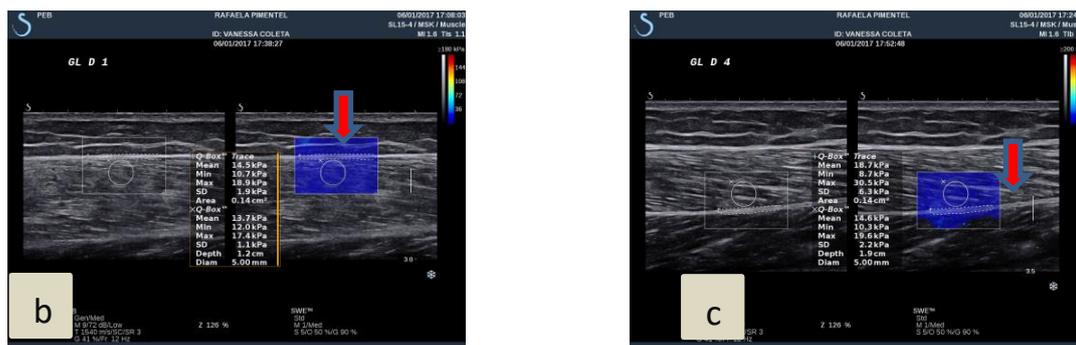
onde, μ é o módulo de cisalhamento, ρ é a densidade do músculo (1000 kg.m^{-3}) e V_s é a velocidade da onda de cisalhamento. Para meios homogêneos, o módulo de *Young* (E) pode ser aproximado pela relação $E=3\mu$ (HUG *et al.*, 2015).

PROCEDIMENTOS

As miofascias do gastrocnêmio lateral foram demarcadas na pele do indivíduo e analisadas pela elastografia. Baseado no protocolo de estudos prévios, a mensuração foi feita a partir do posicionamento proximal do transdutor a 30% do comprimento da perna, medindo da prega poplítea até o maléolo lateral, referenciando o ponto de maior área de secção transversa (AKAGI *et al.*, 2012; CHINO *et al.*, 2012; AKAGI e TAKAHASHI, 2013). Foi utilizado gel para minimizar a pressão sobre a pele e assim evitar a compressão do tecido e mudanças na arquitetura muscular. O participante permaneceu em decúbito ventral com os pés para fora da maca, com a articulação do tornozelo em posição neutra. Foram realizadas duas imagens captadas antes e após a manobra miofascial da cadeia posterior dos membros inferiores com medidas comparativas. O transdutor foi acoplado longitudinalmente sobre a região delimitada que compreendia a visualização do músculo gastrocnêmio lateral. Na imagem consideramos a lâmina fascial superior (fáscia que recobre diretamente o ventre do GL), a lamina fascial inferior (septo intermuscular dos gastrocnêmios) e o tecido muscular adjacente das fáscias supracitadas (fig. 1a, b e c). Foram feitas duas imagens em SSI de cada estrutura citada e gravadas após o operador aguardar por 10 segundos com o transdutor acoplado. Era possível ajustar os parâmetros de profundidade e brilho para otimizar a aquisição da imagem para cada paciente. O membro contralateral foi utilizado como controle.

Fig.2a – Posicionamento do cabeçote da SSI durante a captação da imagem do gastrocnemio lateral e as partes moles adjacentes. 2b – Imagem da quantificação da SSI, onde na região de interesse (ROI) azul foi demarcada a fáscia superior (parte pontilhada) e o músculo adjacente (círculo). 2c- Fáscia inferior (septo intermuscular) na área pontilhada e o músculo adjacente, o círculo

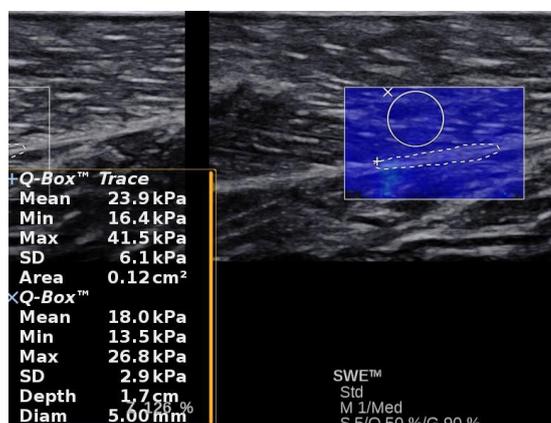




Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016

As imagens captadas foram analisadas quantitativamente por gráficos de cores codificados de azul, amarelo e vermelho que representam pouca, média a alta rigidez, respectivamente, com dados do módulo de cisalhamento elástico medidos em quilopascal (Kpa). Para a análise do Kpa utilizou-se o Q-box trace (fáscia superior e septo intermuscular), com a área padronizada de 0,12 cm² e Q-box (músculo), com o diâmetro 5mm (Fig.3)

Fig.3 – Demonstração dos medidores da elastografia, Q-Box trace (fáscia superior e septo intermuscular) e Q-Box (músculo adjacente)



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016.

Manobra Miofascial

A manobra foi realizada com aplicação manual, diretamente sobre a pele, na cadeia posterior do membro inferior unilateral. Uma fisioterapeuta certificada pelo método dos trilhos anatômicos e com experiência de mais de um ano com a técnica aplicou a manobra de acordo com o conceito do Myers (2010). O membro contralateral não usufruiu do método,

e foi analisado por elastografia como controle. A manobra foi realizada durante 4 min, baseando-se na localização anatômica dos seguintes grupamento musculares: ísquios tibiais, tríceps sural e músculos inseridos na fáscia plantar. Foram realizadas manobras de pressão lenta e sustentada com movimentos longitudinais de deslizamento profundo e torções no sentido látero-lateral sobre os referidos músculos de acordo com percepção do toque manual do terapeuta e respeitando o limiar sensitivo do participante (Fig.4)

Fig.4: Realização da manobra miofascial



Fonte: Laboratório de Biomecânica- PEB/COPPE/UFRJ, 2016

ANÁLISE ESTATÍSTICA

O desenho do estudo compreende dois grupos (experimental e controle) que foram medidos o módulo de elasticidade (E) representados pela unidade Kpa e os dados da fotogoniometria da articulação do tornozelo nos momentos pré e pós manobra miofascial. Para caracterização da amostra, utilizou-se estatística descritiva por meio de valores de medida central (média) e de dispersão (desvio padrão). Posteriormente foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade dos dados. Os dados acerca do modulo de elasticidade não apresentaram uma distribuição normal, ao passo que para os dados da fotogoniometria caracterizou-se como uma distribuição normal, assim, foi aplicado o teste não-paramétrico Manny-Whitney e o paramétrico Teste-t respectivamente para analisar a interação entre os deltas dos grupos e momentos pré e pós-manobra miofascial com um nível de significância de 95%. Os dados foram analisados no software SPSS IBM 20.0 versão MacIntosh

RESULTADOS

Referente a caracterização dos sujeitos, com 13 mulheres e 12 homens, com uma média de idade (24,7), peso (65,9 kg) e altura (1,70m) e IMC (22,5) que classifica os indivíduos com peso normal, conforme os dados da tabela 1:

Tabela 1. Características dos participantes do estudo

Gênero M (n=13) / H (n=12)	Média (DP)	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	24,7 ± 5,2	20	30
Peso (Kg)	65,9 ± 11,4	50	89
Altura (m)	1,70± 0,1	1,6	1,9
IMC (kg/m ²)	22,5± 2,5	17,7	26,6

IPAQ

Muito ativo 8 (16%); Ativo 22 (44%); irregularmente ativo 18 (36%); Sedentário 2 (4%)

IPAQ= Questionário internacional de atividade física, a versão curta

IMC=Índice massa corporal

Referente ao nível de atividade física, nossos resultados apontaram para uma amostra com 60% dos indivíduos ativos.

Quanto a interação entre o grupo (experimental e controle) e a condição (manobra), após a análise de Mann-Whitney não houve efeito principal para nenhum segmento fascial, na fáscia profunda, aqui denominada de segmento fascial superior e; no septo intermuscular localizado mais inferiormente. Assim como os resultados referentes aos ângulos extraídos da fotogoniometria da articulação tibiotalar, não evidenciaram significância estatística (tabela 2).

Tabela 2. Resultados da elastografia, em Kpa, nos segmentos experimental e controle.

Variáveis da análise	Grupos (segmentos)				P-valor
	Experimental (MM)		Controle		
Kpa septo superior	27,9 (21,6-35,1)	24,9 (18,8-31,8)	25,1(19,2-34,7)	24,8 (18,6-31,7)	0,48 [#]
Kpa musc. adj. septo superior	19,5 (17,5-24,2)	20,9 (15,7-23,9)	17(14,5-20,1)	17,6 (15,2-20,1)	0,32 [#]
Kpa septo inferior	22,5 (18,8-30,7)	20,4 (18,0-25,6)	22,5(18,8-27,7)	22,4 (20,4-27,4)	0,12 [#]
Kpa musc. adj. septo inferior	16,7 (14,0-21,3)	16,5 (13,7-18,7)	16,3(13,2-18,7)	18,1 (15,0-19,9)	0,89 [#]
Delta ângulo fotogoniometria	-0,62± 4,63		- 0,37± 3,17		0,844 [*]

* = P-valor do teste t. Resultados expressos em média ± desvio padrão

= P-valor do teste de Mann-Whitney U. . Resultados expressos em mediana (percentil 25 - percentil 75).

DISCUSSÃO

A proposta do presente trabalho foi analisar, as possíveis modificações no módulo de elasticidade (E), no tecido fascial do tríceps sural em indivíduos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior.

De acordo com a caracterização da amostra, a maior parte dos participantes possuem uma boa regularidade na prática de atividades físicas e um IMC (22,5). Dos sujeitos, 60% foram categorizados como “ativos”. Isso deve-se por um n amostral bem jovem com média $24,7 \pm 5,2$ anos, além disso eram indivíduos hígidos sem qualquer tipo de restrição fasciomiotendínea. A fáscia, constituída de tecido conjuntivo, tem sido descrita como uma estrutura que permeia o esqueleto humano e conecta os componentes musculares,

esqueléticos e viscerais do corpo (FINDLEY, 2009; TOZZI, 2012). Autores com Findley (2011), Schleip (2012 e 2013), Stecco (2015) reconhecem como fáscia profunda os tecidos fibrosos colágenos que constituem ligamentos, retináculos, aponeuroses, tendões, e septos musculares. Turrina *et al.* (2013) e Cruz-Montecinos *et al.* (2015) endossam que nos ventres musculares dos membros estão os septos intermusculares que são considerados fáscia profunda e possuem uma importante relação com as fibras musculares, endomísio, perimísio e epimísio além da possibilidade de transmissão de força e tensão muscular à distância. Por isso em nosso estudo consideramos na imagem do ultrassom a lâmina fascial superior que recobre diretamente o ventre do gastrocnêmio lateral, a lamina fascial inferior (septo intermuscular dos gastrocnêmios) e o tecido muscular adjacente das miofascias.

A investigação referente a intervenção miofascial através da elastografia ainda é pouco difundida. Ichikawa *et al.* (2015) sugerem que a proposta da manobra miofascial diminui a resistência elástica dos tecidos analisados pela referida técnica. Entretanto, nos nossos resultados, as diferenças dos módulos de elasticidade (E) não foram significativas. Isso pode ser elucidado pelo fato de neste desenho experimental, além de uma população bem jovem, ativos, eram indivíduos que não apresentavam nenhuma restrição osteomioarticular e por isso não foi evidenciado mudanças quanto a amplitude articular e a presença de rigidez miofascial. Klinger *et al.* (2014) abordaram a partir de uma revisão anatômica que as contraturas musculares dolorosas possuem relação com a rigidez do tecido fascial, assim como Stecco *et al.* (2013) salientaram a partir de uma revisão sobre a dor miofascial e os fatores biológicos envolvidos na fáscia que existe uma correlação importante entre a rigidez da fáscia, diminuição da amplitude de movimento e a dor crônica.

O estudo de caso de Luomala *et al.* (2014) propôs a utilização da elastografia quasi-estática, para a visualização do comportamento miofascial após intervenção da manobra miofascial no músculo gastrocnêmio, e evidenciou a melhora no deslizamento das camadas fasciais, principalmente a fáscia profunda. Vale ressaltar que neste estudo o indivíduo apresentava dor na panturrilha, local que foi realizado a manobra. Ao passo que, no nosso experimento, os indivíduos não apresentavam nenhum sintoma nos membros inferiores.

A manobra fascial, com abordagem nas interfaces teciduais mais profundas, trazem novas discussões e possibilidades sobre o ganho de mobilidade e a quebra de aderências nos tecidos moles (STECCO *et al.*, 2013; STECCO *et al.*, 2015). Há evidências dos efeitos benéficos da liberação miofascial no ganho de arco de movimento e na dor (STECCO *et al.*, 2014, MYERS, 2014, GRIEVE *et al.*, 2015, ŠKARABOT *et al.*, 2015). A revisão sistemática com a análise crítica a respeito dos ensaios clínicos randomizados acerca da

manobra miofascial como opção de tratamento realizada por Ajimsha *et al.* (2015) demonstra que as pesquisas têm avançado para elucidar a efetividade da MM. Porém, atualmente na literatura, há uma carência de estudos clínicos sobre variáveis como tempo de aplicação e a duração dos efeitos desencadeados pós-manobra. De acordo com a nossa investigação, o tempo total de 4 min de manobra miofascial no trilha posterior, não foi suficiente para desencadear uma diminuição de resistência na fáscia profunda. Tais achados, coadunam com a proposta da necessidade de aumentar o tempo de abordagem e liberação nos segmentos faciais em um todo, conforme os meridianos descritos por Myers (2014), e assim a elastografia pode ser uma ferramenta útil na detecção e compreensão do que ocorre na fáscia durante a intervenção.

Referente ao tempo de aplicação, a literatura ainda não apresenta um consenso sobre a duração ideal de aplicação. Schleip (2003) aborda que uma pressão direta e mantida no tecido restrito, sensível à dor, por 120 a 300 segundos. Segundo Manheim (2008) necessita-se aplicar uma pressão direta sobre a pele em direção a barreira tecidual por 90 e 120 segundos, já para Ercole *et al.* (2010), o período suficiente para melhorar as aderências provenientes de fibrose através da manobra miofascial foi de 2.58 minutos associados à um quadro algico sub-agudo, e 3.29 minutos, em indivíduos com dores crônicas. Porém, esse tempo pode variar quanto a idade do indivíduo, localização e densidade do tecido e a cronicidade dos sintomas (ERCOLE *et al.*, 2010). No estudo piloto randomizado do grupo Grieve *et al.* (2015) com vinte e quatro voluntários saudáveis (8 homens, 16 mulheres) para avaliar o efeito imediato da auto liberação miofascial da fáscia plantar com repercussão na extensibilidade cadeia posterior seguindo o protocolo do Meyrs não elucidada o tempo de aplicação da manobra. Assim como no ensaio clínico randomizado controlado Ajimsha *et al.* (2014) com sessenta e seis pacientes (16 homens e 49 mulheres) com sintoma na fáscia plantar. Os indivíduos foram submetidos a 12 sessões de tratamento com manobra miofascial embasada no conceito dos trilhos anatômicos do Myers, por 4 semanas, em que as miofáscias do triceps sural e fáscia plantar foram tratadas, no entanto não esclarece o período de tempo que a manobra foi realizada.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Como limitação do estudo, o primeiro ponto que a pesquisa foi realizada com indivíduos hígidos, sem quadro algico e restrições teciduais na miofáscia abordada. O

segundo fator seria o posicionamento ideal do transdutor do ultrassom acoplado à pele. A pressão feita na derme pelo operador do equipamento pode promover alterações na captação, além do tempo hábil de capacitação do manuseio do equipamento.

CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que não houve mudanças significativas na tensão tecidual pós-manobra miofascial, na investigação por meio da elastografia *SSI*. Entretanto, houve uma tendência de diminuição do módulo elástico do tríceps sural, entretanto, sem significância, pós-liberação miofascial. Sugere-se assim novas investigações, principalmente com indivíduos que apresentem restrições de tecidos moles substanciais na região da panturrilha, para elucidar o efeito da manobra e comportamento das modificações no tecido, em indivíduos submetidos a liberação miofascial.

Referências

- AJIMSHA, M.; DANIEL, B.; CHITHRA, S. **Effectiveness of myofascial release in the management of chronic low back pain in nursing professionals**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 18, n. 2, p. 273-281, 2014.
- AJIMSHA, M. S.; AL-MUDAHKA, N. R.; AL-MADZHAR, J. A. **Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 19, n. 1, p. 102-12, Jan 2015.
- AKAGI, R.; CHINO, K.; DOHI, M.; TAKAHASHI, H. **Relationships between muscle size and hardness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men**. *Acta Radiologica*, v. 53, n. 3, p. 307-311, 2012.
- AKAGI, R.; TAKAHASHI, H. **Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle**. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 45, n. 7, p. 1348-1354, 2013.
- BALLYNS, J. J.; TURO, D.; OTTO, P.; SHAH, J. P.; HAMMOND, J.; GEBREAB, T.; GERBER, L. H.; SIKDAR, S. **Office-based elastographic technique for quantifying mechanical properties of skeletal muscle**. *Journal of Ultrasound in Medicine*, v. 31, n. 8, p. 1209-1219, 2012.

BERCOFF, J.; TANTER, M.; FINK, M. **Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping**. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, v. 51, n. 4, p. 396-409, 2004.

CHINO, K.; AKAGI, R.; DOHI, M.; FUKASHIRO, S.; TAKAHASHI, H. **Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography**. *PLoS One*, v. 7, n. 9, p. e45764, 2012.

CORTEZ, C. D.; HERMITTE, L.; RAMAIN, A.; MESMANN, C.; LEFORT, T.; PIALAT, J. **Ultrasound shear wave velocity in skeletal muscle: A reproducibility study**. *Diagnostic and interventional imaging*, 2015.

CRUZ MONTECINOS, C., GONZÁLEZ BLANCHE, A., LÓPEZ SÁNCHEZ, D., CERDA, M., SANZANA - CUCHE, R., & CUESTA - VARGAS, A. **In vivo relationship between pelvis motion and deep fascia displacement of the medial gastrocnemius: anatomical and functional implications**. *Journal of anatomy*, v. 227, n. 5, p. 665-672, 2015.

ERCOLE, B.; ANTONIO, S.; JULIE ANN, D.; STECCO, C. **How much time is required to modify a fascial fibrosis?** *J Bodyw Mov Ther*, v. 14, n. 4, p. 318-25, Oct 2010.

FINDLEY, T. W. **Second international fascia research congress**. *Int J Ther Massage Bodywork*, v. 2, n. 2, p. 1-6, 2009.

FINDLEY, T. W. **Fascia research from a clinician/scientist's perspective**. *Int J Ther Massage Bodywork*, v. 4, n. 4, p. 1, 2011.

FRANCHI-ABELLA, S.; ELIE, C.; CORREAS, J.-M. **Ultrasound elastography: advantages, limitations and artefacts of the different techniques from a study on a phantom**. *Diagnostic and interventional imaging*, v. 94, n. 5, p. 497-501, 2013.

GRIEVE, R.; GOODWIN, F.; ALFAKI, M.; BOURTON, A. J.; JEFFRIES, C.; SCOTT, H. **The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 19, n. 3, p. 544-52, Jul 2015.

HIRATA, K.; MIYAMOTO-MIKAMI, E.; KANEHISA, H.; MIYAMOTO, N. **Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching**. *European journal of applied physiology*, p. 1-8, 2016.

HIRAYAMA, K.; AKAGI, R.; TAKAHASHI, H. **Reliability of ultrasound elastography for the quantification of transversus abdominis elasticity**. *Acta Radiol Open*, v. 4, n. 9, p. 2058460115603420, Sep 2015.

HUG, F.; TUCKER, K.; GENNISSON, J.-L.; TANTER, M.; NORDEZ, A. **Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force**. *Exercise and sport sciences reviews*, v. 43, n. 3, p. 125-133, 2015.

ICHIKAWA, K.; TAKEI, H.; USA, H.; MITOMO, S.; OGAWA, D. **Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: A pilot study**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 19, n. 2, p. 327-336, 2015.

KLAUSER, A. S.; MIYAMOTO, H.; TAMEGGER, M.; FASCHINGBAUER, R.; MORIGGL, B.; KLIMA, G.; FEUCHTNER, G. M.; KASTLUNGER, M.; JASCHKE, W. R. **Achilles tendon assessed with sonoelastography: histologic agreement.** *Radiology*, v. 267, n. 3, p. 837-842, 2013.

KLINGLER, W.; VELDERS, M.; HOPPE, K.; SCHLEIP, R. **Clinical relevance of fascial tissue and dysfunctions.** *Current pain and headache reports*, 18(8), 1-7, 2014.

KUMKA, M.; BONAR, J. **Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review.** *J Can Chiropr Assoc*, v. 56, n. 3, p. 179-91, Sep 2012.

LANGEVIN, H. M.; STEVENS-TUTTLE, D.; FOX, J. R.; BADGER, G. J.; BOUFFARD, N. A.; KRAG, M. H.; WU, J.; HENRY, S. M. **Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain.** *BMC Musculoskelet Disord*, v. 10, n. 1, p. 151, 2009.

LUOMALA, T.; PIHLMAN, M.; HEISKANEN, J.; STECCO, C. **Case study: Could ultrasound and elastography visualized densified areas inside the deep fascia?** *J Bodyw Mov Ther*, v. 18, n. 3, p. 462-468, 2014.

MANHEIM, C. J. **The myofascial release manual.** Slack Incorporated, 2008.

MINASNY, B. **Understanding the process of fascial unwinding.** *Int J Ther Massage Bodywork*, v. 2, n. 3, p. 10-7, 2009.

MYERS, T. **Anatomy trains and force transmission.** *Fascia: the Tensional Network of the Human Body.* Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh, 2012.

MYERS, T. **Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists**, 3 ed. Churchill Livingstone Elsevier, United States of America, 2014.

SCHLEIP, R. **Fascial plasticity—a new neurobiological explanation: Part 1.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 7, n. 1, p. 11-19, 2003.

SCHLEIP, R.; FINDLEY, T. W.; CHAITOW, L.; HUIJING, P. **Fascia: the tensional network of the human body: the science and clinical applications in manual and movement therapy.** Elsevier Health Sciences, 2013.

SCHLEIP, R.; MULLER, D. G. **Training principles for fascial connective tissues: scientific foundation and suggested practical applications.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 17, n. 1, p. 103-15, Jan 2013.

STECCO, A.; GESI, M.; STECCO, C.; STERN, R. **Fascial components of the myofascial pain syndrome.** *Curr Pain Headache Rep*, v. 17, n. 8, p. 352, Aug 2013.

STECCO, A.; MENEGHINI, A.; STERN, R.; STECCO, C.; IMAMURA, M. **Ultrasonography in myofascial neck pain: randomized clinical trial for diagnosis and follow-up.** *Surg Radiol Anat*, v. 36, n. 3, p. 243-53, Apr 2014.

STECCO, A.; STERN, R.; FANTONI, I.; DE CARO, R.; STECCO, C. **Fascial Disorders: Implications for Treatment.** *PM R*, Jun 14 2015.

STECCO, C. **Functional atlas of the human fascial system**. Elsevier Health Sciences, 2014.

ŠKARABOT, J; BEARDSLEY, C; ŠTIRN, I. **Comparing the effects of self-myofascial release with static stretching on ankle range-of-motion in adolescent athletes**. International journal of sports physical therapy, v. 10, n. 2, p. 203, 2015.

TOZZI, P; BONGIORNO, D; VITTURINI, C. **Fascial release effects on patients with non-specific cervical or lumbar pain**. Journal of bodywork and movement therapies, v. 15, n. 4, p. 405-416, 2011.

TURRINA, A; MARTÍNEZ, M; STECCO, C. **The muscular force transmission system: role of the intramuscular connective tissue**. Journal of bodywork and movement therapies, v. 17, n. 1, p. 95-102, 2013.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A manobra miofascial é uma ferramenta muito utilizada na prática clínica. As pesquisas ressaltam a sua importância para diminuir as aderências teciduais, combater a dor musculoesquelética e aumento do arco de movimento. No entanto, ainda são incipientes as discussões sobre a análise por meio da elastografia, na identificação de possíveis modificações no tecido fascial e as diferenças da rigidez pós-intervenções. Além disso, o tempo de realização da liberação miofascial não possui uma padronização que esclareça a reprodução de um efeito satisfatório. O presente estudo demonstrou que na avaliação por meio da elastografia SSI não houveram mudanças significativas no grau de tensão tecidual, pós-manobra, em indivíduos hígidos. Desta forma, sugere-se novas investigações, em especial com indivíduos que apresentem restrições de tecidos moles substanciais na região da panturrilha, para elucidar o efeito da manobra e comportamento das modificações teciduais, em sujeitos submetidos a esta técnica terapêutica.

Referências

ABU-HIJLEH, M.; ROSHIER, A.; AL-SHBOUL, Q.; DHARAP, A.; HARRIS, P. **The membranous layer of superficial fascia: evidence for its widespread distribution in the body**. *Surgical and Radiologic Anatomy*, v. 28, n. 6, p. 606-619, 2006.

ANDONIAN, P ; VIALON, M; GOFF,C; BOURGUIGNON,C; TOUREL,C; MOREL,J; GIARDINI,G; GERGELÉ,L; MILLET, G; CROISILLE, P. **Shear-Wave Elastography Assessments of Quadriceps Stiffness Changes prior to, during and after Prolonged Exercise: A Longitudinal Study during an Extreme Mountain Ultra-Marathon**. *J Plos One*, v.11, n.8, p.1-21, August, 2016.

AJIMSHA, M.; DANIEL, B.; CHITHRA, S. **Effectiveness of myofascial release in the management of chronic low back pain in nursing professionals**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 18, n. 2, p. 273-281, 2014.

AJIMSHA, M. S.; AL-MUDAHKA, N. R.; AL-MADZHAR, J. A. **Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 19, n. 1, p. 102-12, Jan 2015.

AKAGI, R.; CHINO, K.; DOHI, M.; TAKAHASHI, H. **Relationships between muscle size and hardness of the medial gastrocnemius at different ankle joint angles in young men**. *Acta Radiologica*, v. 53, n. 3, p. 307-311, 2012.

AKAGI, R.; TAKAHASHI, H. **Acute effect of static stretching on hardness of the gastrocnemius muscle**. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 45, n. 7, p. 1348-1354, 2013.

ARDA, K.; CILEDAG, N.; ARIBAS, B. K.; AKTAS, E.; KOSE, K. **Quantitative assessment of the elasticity values of liver with shear wave ultrasonographic elastography**. *Indian J Med Res*, v. 137, n. 5, p. 911-5, May 2013.

BALLYNS, J. J.; TURO, D.; OTTO, P.; SHAH, J. P.; HAMMOND, J.; GEBREAB, T.; GERBER, L. H.; SIKDAR, S. **Office-based elastographic technique for quantifying mechanical properties of skeletal muscle**. *Journal of Ultrasound in Medicine*, v. 31, n. 8, p. 1209-1219, 2012.

BENETAZZO, L.; BIZZEGO, A.; DE CARO, R.; FRIGO, G.; GUIDOLIN, D.; STECCO, C. **3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae**. *Surgical and Radiologic Anatomy*, v. 33, n. 10, p. 855-862, 2011.

BENJAMIN, M. **The fascia of the limbs and back--a review**. *J Anat*, v. 214, n. 1, p. 1-18, Jan 2009.

BENJAMIN, M.; KAISER, E.; MILZ, S. **Structure-function relationships in tendons: a review**. *J Anat*, v. 212, n. 3, p. 211-228, 2008.

BERCOFF, J.; MULLER, M.; TANTER, M.; FINK, M. Study of viscous and elastic properties of soft tissues using supersonic shear imaging. *Ultrasonics, 2003 IEEE Symposium on, 2003. IEEE. p.925-928.*

BERCOFF, J.; TANTER, M.; FINK, M. **Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping**. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, v. 51, n. 4, p. 396-409, 2004.

BLANCHARD, S. **Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists**. *Physical Therapy in Sport*, v. 15, n. 4, p. 269, 2014.

BRANDENBURG, J. E.; EBY, S. F.; SONG, P.; ZHAO, H.; BRAULT, J. S.; CHEN, S.; AN, K.-N. **Ultrasound elastography: the new frontier in direct measurement of muscle stiffness**. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 95, n. 11, p. 2207-2219, 2014.

BRUKNER, P. D.; CROSSLEY, K. M.; MORRIS, H.; BARTOLD, S. J.; ELLIOTT, B. **5. Recent advances in sports medicine**. *Med J Aust*, v. 184, n. 4, p. 188-93, Feb 20 2006.

CAGGIATI, A. **Fascial relations and structure of the tributaries of the saphenous veins**. *Surg Radiol Anat*, v. 22, n. 3-4, p. 191-6, 2000.

CHEN, Q.; BENSAMOUN, S.; BASFORD, J. R.; THOMPSON, J. M.; AN, K.-N. **Identification and quantification of myofascial taut bands with magnetic resonance elastography**. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 88, n. 12, p. 1658-1661, 2007.

CHINO, K.; AKAGI, R.; DOHI, M.; FUKASHIRO, S.; TAKAHASHI, H. **Reliability and validity of quantifying absolute muscle hardness using ultrasound elastography**. *PLoS One*, v. 7, n. 9, p. e45764, 2012.

CORTEZ, C. D.; HERMITTE, L.; RAMAIN, A.; MESMANN, C.; LEFORT, T.; PIALAT, J. **Ultrasound shear wave velocity in skeletal muscle: A reproducibility study.** Diagnostic and interventional imaging, 2015.

CRUZ MONTECINOS, C., GONZÁLEZ BLANCHE, A., LÓPEZ SÁNCHEZ, D., CERDA, M., SANZANA - CUCHE, R., & CUESTA - VARGAS, A. **In vivo relationship between pelvis motion and deep fascia displacement of the medial gastrocnemius: anatomical and functional implications.** Journal of anatomy, v. 227, n. 5, p. 665-672, 2015.

DAMSTED, C.; NIELSEN, R. O.; LARSEN, L. H. **RELIABILITY OF VIDEO-BASED QUANTIFICATION OF THE KNEE-AND HIP ANGLE AT FOOT STRIKE DURING RUNNING.** International journal of sports physical therapy, v. 10, n. 2, p. 147, 2015.

DAY, J. A.; COPETTI, L.; RUCLI, G. **From clinical experience to a model for the human fascial system.** J Bodyw Mov Ther, v. 16, n. 3, p. 372-80, Jul 2012.

DEFFIEUX, T.; MONTALDO, G.; TANTER, M.; FINK, M. **Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity.** Medical Imaging, IEEE Transactions on, v. 28, n. 3, p. 313-322, 2009.

DIRRICH, TIMM; QUACK, V; GATZ, M; TINGART, M; KUHL, C, K; SCHRADING, S. **Shear wave elastography (SWE) for the evaluation of patients with tendinopathies.** Academic Radiology, v. 23, n. 10, p. 1204-1213, 2016.

DODD, J. G.; GOOD, M. M.; NGUYEN, T. L.; GRIGG, A. I.; BATIA, L. M.; STANDLEY, P. R. **In vitro biophysical strain model for understanding mechanisms of osteopathic manipulative treatment.** JOURNAL-AMERICAN OSTEOPATHIC ASSOCIATION, v. 106, n. 3, p. 157, 2006.

DRAKONAKI, E.; ALLEN, G.; WILSON, D. **Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description.** Clinical radiology, v. 64, n. 12, p. 1196-1202, 2009.

_____. **Ultrasound elastography for musculoskeletal applications.** Br J Radiol, 2014.

E LIMA, K. M.; CARNEIRO, S. P.; ALVES, D. D. S.; PEIXINHO, C. C.; DE OLIVEIRA, L. F. **Assessment of muscle architecture of the biceps femoris and vastus lateralis by ultrasound after a chronic stretching program.** Clinical Journal of Sport Medicine, v. 25, n. 1, p. 55-60, 2015.

EARLS, J.; MYERS, T. W. **Fascial release for structural balance.** North Atlantic Books, 2010.

ERCOLE, B.; ANTONIO, S.; JULIE ANN, D.; STECCO, C. **How much time is required to modify a fascial fibrosis?** J Bodyw Mov Ther, v. 14, n. 4, p. 318-25, Oct 2010.

ERIKSSON CROMMERT, M.; LACOURPAILLE, L.; HEALES, L.; TUCKER, K.; HUG, F. **Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness.** Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2015.

EVANKO, S. P.; POTTER-PERIGO, S.; JOHNSON, P. Y.; WIGHT, T. N. **Organization of hyaluronan and versican in the extracellular matrix of human fibroblasts treated with the viral mimetic poly I:C.** J Histochem Cytochem, v. 57, n. 11, p. 1041-60, Nov 2009.

FAUL, F.; ERDFELDER, E.; BUCHNER, A.; LANG, A.-G. **Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses.** Behavior research methods, v. 41, n. 4, p. 1149-1160, 2009.

FINDLEY, T. W. **Second international fascia research congress.** Int J Ther Massage Bodywork, v. 2, n. 2, p. 1-6, 2009.

FINDLEY, T. W. **Fascia research from a clinician/scientist's perspective.** Int J Ther Massage Bodywork, v. 4, n. 4, p. 1, 2011.

FONG, C. M.; BLACKBURN, J. T.; NORCROSS, M. F.; MCGRATH, M.; PADUA, D. A. **Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics.** J Athl Train, v. 46, n. 1, p. 5-10, Jan-Feb 2011.

FRANCHI-ABELLA, S.; ELIE, C.; CORREAS, J.-M. **Ultrasound elastography: advantages, limitations and artefacts of the different techniques from a study on a phantom.** Diagnostic and interventional imaging, v. 94, n. 5, p. 497-501, 2013.

GAUTIERI, A.; VESENTINI, S.; REDAELLI, A.; BUEHLER, M. J. **Hierarchical structure and nanomechanics of collagen microfibrils from the atomistic scale up.** Nano letters, v. 11, n. 2, p. 757-766, 2011.

GENNISSON, J.-L.; DEFFIEUX, T.; FINK, M.; TANTER, M. **Ultrasound elastography: principles and techniques.** Diagnostic and interventional imaging, v. 94, n. 5, p. 487-495, 2013.

GENNISSON, J. L.; DEFFIEUX, T.; MACE, E.; MONTALDO, G.; FINK, M.; TANTER, M. **Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging.** *Ultrasound Med Biol*, v. 36, n. 5, p. 789-801, May 2010.

GORDON, M. K.; HAHN, R. A. **Collagens.** *Cell and tissue research*, v. 339, n. 1, p. 247-257, 2010.

GRIEVE, R.; BARNETT, S.; COGHILL, N.; CRAMP, F. **Myofascial trigger point therapy for triceps surae dysfunction: a case series.** *Man Ther*, v. 18, n. 6, p. 519-25, Dec 2013.

GRIEVE, R.; CRANSTON, A.; HENDERSON, A.; JOHN, R.; MALONE, G.; MAYALL, C. **The immediate effect of triceps surae myofascial trigger point therapy on restricted active ankle joint dorsiflexion in recreational runners: a crossover randomised controlled trial.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 17, n. 4, p. 453-61, Oct 2013.

GRIEVE, R.; GOODWIN, F.; ALFAKI, M.; BOURTON, A. J.; JEFFRIES, C.; SCOTT, H. **The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 19, n. 3, p. 544-52, Jul 2015.

HEISENBERG, C.-P.; BELLAÏCHE, Y. **Forces in tissue morphogenesis and patterning.** *Cell*, v. 153, n. 5, p. 948-962, 2013.

HIRATA, K.; MIYAMOTO-MIKAMI, E.; KANEHISA, H.; MIYAMOTO, N. **Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching.** *European journal of applied physiology*, p. 1-8, 2016.

HIRAYAMA, K.; AKAGI, R.; TAKAHASHI, H. **Reliability of ultrasound elastography for the quantification of transversus abdominis elasticity.** *Acta Radiol Open*, v. 4, n. 9, p. 2058460115603420, Sep 2015.

HUG, F.; TUCKER, K.; GENNISSON, J.-L.; TANTER, M.; NORDEZ, A. **Elastography for muscle biomechanics: toward the estimation of individual muscle force.** *Exercise and sport sciences reviews*, v. 43, n. 3, p. 125-133, 2015.

HUIJING, P.; JASPERS, R. **Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results.** *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 15, n. 6, p. 349-380, 2005.

HUIJING, P. A.; BAAN, G. C. **Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force.** *J Appl Physiol* (1985), v. 94, n. 3, p. 1092-107, Mar 2003.

ICHIKAWA, K.; TAKEI, H.; USA, H.; MITOMO, S.; OGAWA, D. **Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: A pilot study.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 19, n. 2, p. 327-336, 2015.

INGBER, D. E. **Tensegrity and mechanotransduction.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 12, n. 3, p. 198-200, 2008.

KASSOLIK, K.; JASKÓLSKA, A.; KISIEL-SAJEWICZ, K.; MARUSIAK, J.; KAWCZYŃSKI, A.; JASKÓLSKI, A. **Tensegrity principle in massage demonstrated by electro-and mechanomyography.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 13, n. 2, p. 164-170, 2009.

KJÆR, M.; LANGBERG, H.; HEINEMEIER, K.; BAYER, M.; HANSEN, M.; HOLM, L.; DOESSING, S.; KONGSGAARD, M.; KROGSGAARD, M.; MAGNUSSON, S. P. **From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon.** *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 19, n. 4, p. 500-510, 2009.

KLAUSER, A. S.; MIYAMOTO, H.; TAMEGGER, M.; FASCHINGBAUER, R.; MORIGGL, B.; KLIMA, G.; FEUCHTNER, G. M.; KASTLUNGER, M.; JASCHKE, W. R. **Achilles tendon assessed with sonoelastography: histologic agreement.** *Radiology*, v. 267, n. 3, p. 837-842, 2013.

KLINGLER, W.; VELDERS, M.; HOPPE, K.; SCHLEIP, R. **Clinical relevance of fascial tissue and dysfunctions.** *Current pain and headache reports*, 18(8), 1-7, 2014.

KUMKA, M.; BONAR, J. **Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review.** *J Can Chiropr Assoc*, v. 56, n. 3, p. 179-91, Sep 2012.

Kuruma, H, Takei, H, Nitta, O, Furukawa, Y, Shida, N, Kamio, H, Yanagisawa, K. **Effects of myofascial release and stretching technique on range of motion and reaction time.** *Journal of Physical Therapy Science*, 25(2), 169-171, 2013.

KWAH, L. K.; PINTO, R. Z.; DIONG, J.; HERBERT, R. D. **Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review.** *J Appl Physiol (1985)*, v. 114, n. 6, p. 761-9, Mar 15 2013.

LACOURPAILLE, L.; HUG, F.; BOUILLARD, K.; HOGREL, J.-Y.; NORDEZ, A. **Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus.** *Physiological measurement*, v. 33, n. 3, p. N19, 2012

LANGEVIN, H. M. **Connective tissue: a body-wide signaling network?** *Med Hypotheses*, v. 66, n. 6, p. 1074-7, 2006.

LANGEVIN, H. M.; BOUFFARD, N. A.; BADGER, G. J.; CHURCHILL, D. L.; HOWE, A. K. **Subcutaneous tissue fibroblast cytoskeletal remodeling induced by acupuncture:**

evidence for a mechanotransduction-based mechanism. *J Cell Physiol*, v. 207, n. 3, p. 767-74, Jun 2006.

LANGEVIN, H. M.; FOX, J. R.; KOPTIUCH, C.; BADGER, G. J.; GREENAN-NAUMANN, A. C.; BOUFFARD, N. A.; KONOFAGOU, E. E.; LEE, W. N.; TRIANO, J. J.; HENRY, S. M. **Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain.** *BMC Musculoskelet Disord*, v. 12, p. 203, 2011.

LANGEVIN, H. M.; STEVENS-TUTTLE, D.; FOX, J. R.; BADGER, G. J.; BOUFFARD, N. A.; KRAG, M. H.; WU, J.; HENRY, S. M. **Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain.** *BMC Musculoskelet Disord*, v. 10, n. 1, p. 151, 2009.

LATARJET, M.; LIARD, A. R. **Anatomía humana.** Ed. Médica Panamericana, 2004.

LIEBER, R. L.; WARD, S. R. **Skeletal muscle design to meet functional demands.** *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, v. 366, n. 1570, p. 1466-1476, 2011.

LINDSAY, M.; ROBERTSON, C. **Fascia: clinical applications for health and human performance.** Delmar Pub, 2008.

LUOMALA, T.; PIHLMAN, M.; HEISKANEN, J.; STECCO, C. **Case study: Could ultrasound and elastography visualized densified areas inside the deep fascia?** *J Bodyw Mov Ther*, v. 18, n. 3, p. 462-468, 2014.

MAAS, H.; SANDERCOCK, T. G. **Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages.** *Biomed Res Int*, v. 2010, 2010.

MACDONALD, G. Z.; PENNEY, M. D.; MULLALEY, M. E.; CUCONATO, A. L.; DRAKE, C. D.; BEHM, D. G.; BUTTON, D. C. **An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force.** *J Strength Cond Res*, v. 27, n. 3, p. 812-21, Mar 2013.

MANHEIM, C. J. **The myofascial release manual.** Slack Incorporated, 2008.

MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MARSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.; BRAGGION, G. **Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil.** *Rev. bras. ativ. fís. saúde*, v. 6, n. 2, p. 05-18, 2001.

MATTEINI, P.; DEI, L.; CARRETTI, E.; VOLPI, N.; GOTI, A.; PINI, R. **Structural behavior of highly concentrated hyaluronan**. *Biomacromolecules*, v. 10, n. 6, p. 1516-22, Jun 8 2009.

MCCOMBE, D.; BROWN, T.; SLAVIN, J.; MORRISON, W. **The histochemical structure of the deep fascia and its structural response to surgery**. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, v. 26, n. 2, p. 89-97, 2001.

MELTZER, K. R.; CAO, T. V.; SCHAD, J. F.; KING, H.; STOLL, S. T.; STANDLEY, P. R. **In vitro modeling of repetitive motion injury and myofascial release**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 14, n. 2, p. 162-71, Apr 2010.

MINASNY, B. **Understanding the process of fascial unwinding**. *Int J Ther Massage Bodywork*, v. 2, n. 3, p. 10-7, 2009.

MYERS, T. **Anatomy trains and force transmission**. *Fascia: the Tensional Network of the Human Body*. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh, 2012.

MYERS, T. **Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists**, 3 ed. Churchill Livingstone Elsevier, United States of America, 2014.

NEUMAN, M. G.; NANAU, R. M.; ORUÑA, L.; COTO, G. **In vitro anti-inflammatory effects of hyaluronic acid in ethanol-induced damage in skin cells**. *Journal of Pharmacy & Pharmaceutical Sciences*, v. 14, n. 3, p. 425-437, 2011.

PARK, D.-J.; HWANG, Y.-I. **A pilot study of balance performance benefit of myofascial release, with a tennis ball, in chronic stroke patients**. *J Bodyw Mov Ther*, 2015.

PURSLOW, P. P. **Muscle fascia and force transmission**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 14, n. 4, p. 411-7, Oct 2010.

RAMSOOK, R. R.; MALANGA, G. A. **Myofascial low back pain**. *Curr Pain Headache Rep*, v. 16, n. 5, p. 423-432, 2012.

SCHLEIP, R. **Fascial plasticity—a new neurobiological explanation: Part 1**. *J Bodyw Mov Ther*, v. 7, n. 1, p. 11-19, 2003.

SCHLEIP, R.; FINDLEY, T. W.; CHAITOW, L.; HUIJING, P. **Fascia: the tensional network of the human body: the science and clinical applications in manual and movement therapy**. Elsevier Health Sciences, 2013.

SCHLEIP, R.; JÄGER, H.; KLINGLER, W. **What is 'fascia'? A review of different nomenclatures.** J Bodyw Mov Ther, v. 16, n. 4, p. 496-502, 2012.

SCHLEIP, R.; KLINGLER, W.; LEHMANN-HORN, F. **Fascia is able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal mechanics.** J Biomech, v. 39, p. S488, 2006.

SCHLEIP, R.; MULLER, D. G. **Training principles for fascial connective tissues: scientific foundation and suggested practical applications.** J Bodyw Mov Ther, v. 17, n. 1, p. 103-15, Jan 2013.

SHARMA, S.; VERMA, S. K.; AGARWAL, V. **EFFECTS OF NEURAL MOBILIZATION IN POSTERIOR MYOFASCIAL CHAIN FLEXIBILITY IN NORMAL SUBJECTS.** Int J Physiother Res, v. 3, n. 4, p. 1122-25, 2015.

SIKDAR, S.; SHAH, J. P.; GEBREAB, T.; YEN, R.-H.; GILLIAMS, E.; DANOFF, J.; GERBER, L. H. **Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue.** Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 90, n. 11, p. 1829-1838, 2009.

STECCO, A.; GESI, M.; STECCO, C.; STERN, R. **Fascial components of the myofascial pain syndrome.** Curr Pain Headache Rep, v. 17, n. 8, p. 352, Aug 2013.

STECCO, A.; MENEGHINI, A.; STERN, R.; STECCO, C.; IMAMURA, M. **Ultrasonography in myofascial neck pain: randomized clinical trial for diagnosis and follow-up.** Surg Radiol Anat, v. 36, n. 3, p. 243-53, Apr 2014.

STECCO, A.; STERN, R.; FANTONI, I.; DE CARO, R.; STECCO, C. **Fascial Disorders: Implications for Treatment.** PM R, Jun 14 2015.

STECCO, C. **Functional atlas of the human fascial system.** Elsevier Health Sciences, 2014.

STECCO, C.; MACCHI, V.; PORZIONATO, A.; DUPARC, F.; DE CARO, R. **The fascia: the forgotten structure.** Ital J Anat Embryol, v. 116, n. 3, p. 127-38, 2011.

STECCO, C.; MACCHI, V.; PORZIONATO, A.; MORRA, A.; PARENTI, A.; STECCO, A.; DELMAS, V.; DE CARO, R. **The ankle retinacula: morphological evidence of the proprioceptive role of the fascial system.** Cells Tissues Organs, v. 192, n. 3, p. 200-210, 2010.

STECCO, C.; PAVAN, P. G.; PORZIONATO, A.; MACCHI, V.; LANCEROTTO, L.; CARNIEL, E. L.; NATALI, A. N.; DE CARO, R. **Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling.** *Surgical and Radiologic Anatomy*, v. 31, n. 7, p. 523-529, 2009.

ŠKARABOT, J; BEARDSLEY, C; ŠTIRN, I. **Comparing the effects of self-myofascial release with static stretching on ankle range-of-motion in adolescent athletes.** *International journal of sports physical therapy*, v. 10, n. 2, p. 203, 2015.

STECCO, C.; PORZIONATO, A.; LANCEROTTO, L.; STECCO, A.; MACCHI, V.; DAY, J. A.; DE CARO, R. **Histological study of the deep fasciae of the limbs.** *J Bodyw Mov Ther*, v. 12, n. 3, p. 225-230, 2008.

STECCO, C.; STERN, R.; PORZIONATO, A.; MACCHI, V.; MASIERO, S.; STECCO, A.; DE CARO, R. **Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain.** *Surg Radiol Anat*, v. 33, n. 10, p. 891-6, Dec 2011.

STECCO, L. **Fascial manipulation for musculoskeletal pain.** Piccin Padova, 2004.

SWANSON, R. L., 2ND. **Biotensegrity: a unifying theory of biological architecture with applications to osteopathic practice, education, and research--a review and analysis.** *J Am Osteopath Assoc*, v. 113, n. 1, p. 34-52, Jan 2013.

TAN, S.; KUDAŞ, S.; ÖZCAN, A. Ş.; İPEK, A.; KARAOĞLANOĞLU, M.; ARSLAN, H.; BOZKURT, M. **Real-time sonoelastography of the Achilles tendon: pattern description in healthy subjects and patients with surgically repaired complete ruptures.** *Skeletal radiology*, v. 41, n. 9, p. 1067-1072, 2012.

TANIGUCHI, K.; SHINOHARA, M.; NOZAKI, S.; KATAYOSE, M. **Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching.** *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 25, n. 1, p. 32-40, 2015.

TESARZ, J.; HOHEISEL, U.; WIEDENHÖFER, B.; MENSE, S. **Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans.** *Neuroscience*, v. 194, p. 302-308, 2011.

TOZZI, P. **Selected fascial aspects of osteopathic practice.** *Journal of bodywork and movement therapies*, v. 16, n. 4, p. 503-519, 2012.

TOZZI, P; BONGIORNO, D; VITTURINI, C. **Fascial release effects on patients with non-specific cervical or lumbar pain.** *Journal of bodywork and movement therapies*, v. 15, n. 4, p. 405-416, 2011.

TURRINA, A; MARTÍNEZ, M; STECCO, C. **The muscular force transmission system: role of the intramuscular connective tissue.** Journal of bodywork and movement therapies, v. 17, n. 1, p. 95-102, 2013.

VAN DER WAL, J. **The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system-an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus.** Int J Ther Massage Bodywork, v. 2, n. 4, p. 9-23, 2009.

VESPASIANO, B. D. S.; DIAS, R.; CORREA, D. A. **A utilização do questionário internacional de atividade física (IPAQ) como ferramenta diagnóstica do nível de aptidão física: uma revisão no Brasil-DOI: [http://dx. doi. org/10.15600/2238-1244/sr.v12n32p49-54](http://dx.doi.org/10.15600/2238-1244/sr.v12n32p49-54).** Saúde em Revista, v. 12, n. 32, p. 49-54, 2012.

WILLARD, F.; FOSSUM, C.; STANDLEY, P. **The fascial system of the body.** Foundations for Osteopathic Medicine, 2011.

YONEDA, M.; THOMAS, E.; SCLAIR, S. N.; GRANT, T. T.; SCHIFF, E. R. **Supersonic Shear Imaging and Transient Elastography With the XL Probe Accurately Detect Fibrosis in Overweight or Obese Patients With Chronic Liver Disease.** Clinical Gastroenterology and Hepatology, 2015.

YUCESOY, C. A.; KOOPMAN, B. H.; GROOTENBOER, H. J.; HUIJING, P. A. **Finite element modeling of aponeurotomy: altered intramuscular myofascial force transmission yields complex sarcomere length distributions determining acute effects.** Biomechanics and modeling in mechanobiology, v. 6, n. 4, p. 227-243, 2007.

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

“ELASTOGRAFIA E MANOBRA MIOFASCIAL NO TRÍCEPS SURAL: UM ESTUDO QUASI-EXPERIMENTAL CONTROLADO.”

OBJETIVO DO ESTUDO

Prezado(a) Voluntário(a), o Sr.(a) está sendo convidado a participar da pesquisa intitulada “**ELASTOGRAFIA E MANOBRA MIOFASCIAL NO TRÍCEPS SURAL: UM ESTUDO QUASI-EXPERIMENTAL CONTROLADO.**” O objetivo desse estudo é analisar os efeitos de uma massagem profunda na região panturrilha e por meio de um equipamento chamado de elastografia, que trata-se de uma técnica de um equipamento de ultrassom. Com esse material, verificaremos os graus de tensão na pele e os tecidos ao redor da panturrilha na coxa, antes e depois da massagem.

PROCEDIMENTOS DO ESTUDO

Caso concorde em participar deste estudo, no primeiro dia será submetido a avaliação inicial com informações referentes ao peso e altura. Em seguida, sr.(a) será convidado(a) a deitar-se de barriga pra baixo para que seja avaliado o movimento da sua articulação do tornozelo. Isso será feito com uma câmera de celular posicionado em um tripé. Posteriormente, nós faremos a análise da rigidez da sua panturrilha (batata da perna) utilizando ultrassom. Um transdutor conectado ao monitor será posicionado sobre a sua panturrilha (batata da perna) com gel a base de água por alguns segundos até que sejam registradas as imagens da sua musculatura. Após esta análise, os pesquisadores farão a massagem profunda em toda região da coxa, perna, e sola do pé por um período de quatro minutos. Em um segundo momento será analisada novamente a musculatura da panturrilha (batata da perna) através do ultrassom supracitado.

O Sr.(a) foi selecionado por se encaixar nos critérios de seleção. É importante frisar que sua participação é **totalmente voluntária**. A qualquer momento o Sr.(a) poderá desistir de participar da pesquisa e retirar seu consentimento, com o pesquisador ou com a Marinha do Brasil. A pesquisa terá duração de 1 dia, com a duração de todos os procedimentos em torno de aproximadamente quarenta minutos.

RISCOS

O procedimento da pesquisa poderá provocar apenas um desconforto muscular nos locais de aplicação da massagem. No entanto, caso haja qualquer manifestação mal-estar relatado pelo sr. (a) durante a massagem, o procedimento será automaticamente interrompido.

BENEFÍCIOS

Com a realização deste estudo, espera-se que os resultados forneçam informações que possam apontar para as mudanças nos tecidos ao redor da panturrilha, após a aplicação da massagem profunda. Além disso, espera-se que haja uma melhora do movimento da articulação do tornozelo.

ACOMPANHAMENTO, ASSISTÊNCIA E RESPONSÁVEIS

Garantimos a todos os voluntários, qualquer assistência e/ou acompanhamento, caso ocorra qualquer desconforto, tonteira e/ou mal-estar pesquisa. A pesquisadora responsável Vanessa Paes Fernandes será imediatamente contatada e tomará as medidas cabíveis, nos telefones (21) 2101-0883 ou (21) 96486-2488, e-mail: vanessamilagres1@gmail.com . Além disso, o professor responsável pelo projeto Júlio Guilherme Silva também pode ser acionado no telefone (21) 98121-4557.

SIGILO

Além dos profissionais que cuidará do sr. (a) durante a pesquisa, seus dados poderão ser consultados pelo Comitê de Ética da Hospital Naval Marcílio Dias e pelos pesquisadores. Nós asseguramos o seu total anonimato e sigilo sobre a sua identidade. Todo o material será para fins científicos, e os resultados obtidos serão divulgados nas revistas científicas e disponíveis também para todos os participantes.

CUSTOS

Não haverá qualquer custo ou forma de pagamento pela sua participação na pesquisa.

PARTICIPAÇÃO

Sua participação nesta pesquisa é totalmente **voluntária** e o sr. (a) poderá se recusar a participar, assim como deixar de fazer parte da pesquisa em qualquer fase do estudo. Se decidir interromper sua participação na pesquisa, a equipe assistente deve ser comunicada e a coleta de dados será encerrada.

GARANTIA DE ESCLARECIMENTOS

Os voluntários têm garantia de receber respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa, antes, durante e depois da pesquisa. O pesquisador assume o compromisso de proporcionar informações atualizadas obtidas durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do voluntário em continuar participando da pesquisa. *Caso haja dificuldade de contato com o pesquisador e o orientador, fazer contato com o Comitê de Ética em pesquisa do HNMD* no endereço: Rua Cezar Zama 185 - Instituto de Pesquisas Biomédicas - Lins de Vasconcelos - RJ - tel 2599-5452 - e-mail: hnmd-083/hosmad/mar ou cep@hnmd.mar.mil.br. Horário de Funcionamento: 08:00 às 16:00 hs.*

* O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é um colegiado interdisciplinar e independente que deve existir nas instituições que realizam pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos (Referência: Manual operacional para comitês de ética em pesquisa / Ministério da Saúde, Conselho Nacional de Saúde. – Brasília: Ministério da Saúde, 2002).

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO E ASSINATURA

Eu _____, RG _____

___, li as informações acima e entendi o propósito desta pesquisa assim como os benefícios

e riscos potenciais de participação no estudo. Tive a oportunidade de fazer perguntas e todas foram respondidas. Eu, por intermédio deste, dou livremente meu consentimento para participar nesta pesquisa.

Eu recebi uma cópia assinada deste consentimento.

Rio de Janeiro, _____ de _____ de 20____.

Nome legível do participante

Assinatura do Participante

Nome legível do pesquisador

Assinatura do Pesquisador

APÊNDICE 2 – Questionário IPAQ

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (versão curta)

Nome: _____

Data: ___/___/___ **Idade:** ___ **Sexo:** F () M ()

Ocupação: _____ **Cidade:** _____

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na ÚLTIMA semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- atividades físicas MODERADAS são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por pelo menos 10 minutos contínuos de cada vez.

1a. Em quantos dias da última semana você CAMINHOU por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?
dias _____ por SEMANA () Nenhum

1b. Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando por dia?
horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades MODERADAS por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar moderadamente sua

respiração ou batimentos do coração (POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA)
dias _____ por SEMANA () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?
horas: _____ Minutos: _____

3a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades VIGOROSAS por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar MUITO sua respiração ou batimentos do coração.
dias _____ por SEMANA () Nenhum

3b. Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?
horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um dia de semana?
_____ horas ____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um dia de final de semana?
_____ horas ____ minutos



HOSPITAL NAVAL MARCÍLIO
DIAS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ELASTOGRAFIA E MANOBRAS MIOFASCIAL NO TRÍCEPS SURAL: UM ESTUDO QUASI-EXPERIMENTAL CONTROLADO

Pesquisador: VANESSA PAES FERNANDES

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 56490316.1.0000.5256

Instituição Proponente: COMANDO DA MARINHA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.635.423

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de pesquisa para Mestrado na área de Ciências da Reabilitação. Refere-se a utilização da manobra miofascial e análise dos efeitos provocados pela técnica por meio da elastografia, cuja técnica permite uma avaliação detalhada das mudanças de tensão nos tecidos musculoesqueléticos, permitindo uma análise não invasiva da alteração de tensão mecânica dos tecidos em tempo real, complementando as imagens de ultrassom convencional. Estudo quasi-experimental, longitudinal, sendo incluídos os sujeitos que aceitarem a participar dos estudos, estando higienizados com idade entre 18 e 40 anos, sendo excluídos: indivíduos com dores musculoesqueléticas que impeçam de realizar o teste de flexibilidade dos membros inferiores; gestantes; fraturas não-consolidadas de membros inferiores; fragilidade capilar nos membros inferiores; doenças cardiovasculares instáveis e com quadro algico de membros inferiores no momento do teste. Os pacientes assinarão um TCLE e preencherão um formulário com dados sociodemográficos referentes ao questionário internacional de atividade física, validado para o Brasil. Os pacientes serão submetidos a duas etapas de estudo: o primeiro dia será realizado uma fotogrametria e as medidas de tensão através da elastografia pré e pós manobra miofascial do tríceps sural no membro inferior esquerdo. O membro inferior contralateral a intervenção será elegível como controle. No segundo dia e 48 horas depois, as análises serão refeitas para observar

Endereço: Rua Casar Zama nº 185
 Bairro: Lins de Vasconcelos CEP: 20.725-000
 UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
 Telefone: (21)2599-5452 Fax: (21)2599-5452 E-mail: cep@hnm.d.mar.mil.br



HOSPITAL NAVAL MARCÍLIO
DIAS



Continuação do Parecer: 1.026.423

os possíveis efeitos da manobra miofascial no que se refere a amplitude de movimento de dorsiflexão do pé e as tensões do gastrocnêmio lateral. Os dados receberão tratamento estatístico, com a caracterização da amostra e dados sociodemográficos. As variáveis de Interesse serão analisadas por meio de uma ANOVA one-way para medidas repetidas com interação entre momento (1º e 2º dia) e condição (pré e pós manipulação).

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo geral: analisar por meio da elastografia, as possíveis modificações das tensões no tecido fascial da panturrilha em indivíduos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior.

Objetivos específicos: Avaliar a amplitude de movimento passivo do tornozelo em indivíduos submetidos a manobra miofascial da cadeia posterior de membro inferior e Analisar o comportamento da tensão fascial, em relação ao tempo de duração dos possíveis efeitos da manobra miofascial em 3 momentos: antes, após e 48 horas da aplicação.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O benefício do estudo está relacionado ao equilíbrio fascial, ganho no arco de movimento e flexibilidade da região de tornozelo.

Em relação aos riscos, os participantes da pesquisa poderão sofrer riscos incipientes, tais como: dores, musculares na região de panturrilha após manobra.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante.

A pesquisadora e a instituição proponente se responsabilizará por qualquer dano pessoal ou moral referente à integridade física e ética que a pesquisa possa comportar.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto apresentou: Termo de compromisso, Termo de Consentimento do setor, Termo de sigilo e confidencialidade, TCLE, folha de rosto, cronograma de atividades e ficha de avaliação.

Recomendações:

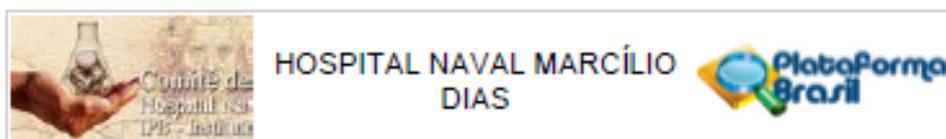
Nada a Relatar

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Pendências:

* No item centros participantes, das informações básicas do projeto, está especificado a UFRJ, no

Endereço: Rua Cezar Zama nº 185
 Bairro: Lins de Vasconcelos CEP: 20.725-000
 UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
 Telefone: (21)2500-5452 Fax: (21)2500-5452 E-mail: cep@hnm.d.mar.mil.br



Continuação do Parecer: 1.636.423

entanto não foi apresentado a Carta de Anuência. Assim como conforme registrado no projeto detalhado já modificado ,consta também a UNISUAM como instituição proponente e o CEFAN e a UFRJ como co-participantes. Deverá ser modificado, a definição de quem será proponente e co-participante, bem como apresentar os documentos correspondentes. Sugerimos deixar o CEFAM como proponente e a UNISUAM e a UFRJ como co-participantes.

Pendência Atendida.

* Ajustar o cronograma de execução Item 3.9 do projeto detalhado, pag. 22, especificando nas informações do projeto.

Pendência Atendida

* No projeto detalhado ,pag.21, a pesquisadora cita o Comitê de ética do Hospital de Bonsucesso, ao invés do CEP do Hospital Naval Marcílio Dias, conforme TCLE, havendo portanto a necessidade de correção.

Pendência Atendida.

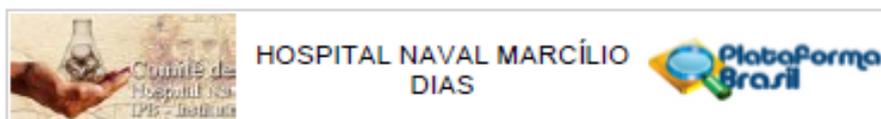
Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_670265.pdf	27/06/2016 22:15:29		Aceito
Outros	Formularioresposta_pendencias.pdf	27/06/2016 22:14:12	VANESSA PAES FERNANDES	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETOFINAL_MODIFICADO.pdf	27/06/2016 21:41:12	VANESSA PAES FERNANDES	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_MODIFICADO.pdf	27/06/2016 21:40:05	VANESSA PAES FERNANDES	Aceito
Folha de Rosto	FOLHA_ROSTOMODIFICADO.pdf	27/06/2016 21:39:29	VANESSA PAES FERNANDES	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	documento_cep.pdf	06/05/2016 15:41:26	VANESSA PAES FERNANDES	Aceito

Situação do Parecer:

Endereço: Rua Cezar Zama nº 185
 Bairro: Lins de Vasconcelos CEP: 20.725-090
 UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
 Telefone: (21)2599-5452 Fax: (21)2599-5452 E-mail: cep@hnm.d.mar.mil.br



Continuação do Parecer: 1.026-423

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO DE JANEIRO, 14 de Julho de 2016

Assinado por:
Jacqueline de Roure e Neder
(Coordenador)

Endereço: Rua Cezar Zame nº 185
Bairro: Lins de Vasconcelos CEP: 20.725-000
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)2500-5452 Fax: (21)2500-5452 E-mail: cep@hnm.d.mar.mil.br