



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Vice-Reitoria Acadêmica

Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação- PPGCR

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

Tamires Cristina Campos de Almeida

EFEITO IMEDIATO DOS DIFERENTES TEMPOS DE APLICAÇÃO DA MANOBRA  
MIOFASCIAL NA FORÇA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS FEMORAL: UM ESTUDO  
EXPERIMENTAL CONTROLADO E RANDOMIZADO

RIO DE JANEIRO

2017

TAMIRES CRISTINA CAMPOS DE ALMEIDA

EFEITO IMEDIATO DOS DIFERENTES TEMPOS DE APLICAÇÃO DA MANOBRA  
MIOFASCIAL NA FORÇA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS FEMORAL: UM ESTUDO  
EXPERIMENTAL CONTROLADO E RANDOMIZADO

Dissertação de mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação Stricto-Sensu em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

ORIENTADOR: PROF. DR. JULIO GUILHERME SILVA

RIO DE JANEIRO

2017

FICHA CATALOGRÁFICA  
Elaborada pelo Sistema de bibliotecas e  
Informação – SBI – UNISUAM

616.7  
A447e Almeida, Tamires Cristina Campos de.  
Efeito imediato dos diferentes tempos de aplicação da manobra miofascial na força do músculo quadríceps femoral: um estudo experimental controlado e randomizado / Tamires Cristina Campos de Almeida. – Rio de Janeiro, 2017.  
66 p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2017.

1. Fáschia. 2. Liberação miofascial. 3. Força muscular. 4. Dinamômetro isocinético. I. Título.

CDD 22.ed.

TAMIRES CRISTINA CAMPOS DE ALMEIDA

EFEITO IMEDIATO DOS DIFERENTES TEMPOS DE APLICAÇÃO DA MANOBRA MIOFASCIAL NA FORÇA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS FEMORAL: UM ESTUDO EXPERIMENTAL CONTROLADO E RANDOMIZADO

Dissertação de mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação Stricto-Sensu em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário Augusto Motta, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Aprovado em:

BANCA EXAMINADORA

---

Orientador: Prof. Dr. Julio Guilherme Silva  
Centro Universitário Augusto Motta - UNISUAM

---

Prof. Dr. Arthur de Sá Ferreira  
Centro Universitário Augusto Motta - UNISUAM

---

Prof. Dr. Ney Meziat Filho  
Centro Universitário Augusto Motta - UNISUAM

---

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Thaís Pionório Omena  
Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ

RIO DE JANEIRO

2017

## ARADECIMENTOS

O mestrado foi, para mim, uma árdua jornada de desafio, construção e amadurecimento. Chegar até aqui não seria possível sem pessoas especiais para dar suporte, apoio e encorajamento. A estas pessoas manifesto meus sinceros agradecimentos.

Aos meus pais, Francisco e Márcia, que tudo fizeram, e ainda fazem, pela minha educação. Obrigada por acreditarem em mim e me incentivarem a continuar, apesar de inúmeras dificuldades. Obrigada por tanto amor, por todas as orações, e por toda orientação. Vocês são minhas bases e meu porto seguro. Tudo que sou devo a vocês, e tudo que faço é por vocês.

Ao meu namorado, Guilherme, por ser tão companheiro, amigo e paciente. Sempre ao meu lado, me fazendo acreditar que posso muito mais do que imagino. Se hoje concluo mais essa etapa é porque me apoiou e me incentivou. Você foi parte fundamental nesse processo. Obrigada!

Ao meu grande exemplo, Professor Doutor Júlio Guilherme. É uma grande honra e orgulho tê-lo como orientador durante esta fase de tamanho aprendizado e mudanças. Como orientador, acreditou em meu potencial de uma forma que eu não acreditava ser capaz de corresponder. Muito além de orientador, muitas vezes se mostrou amigo e conselheiro. Você sempre será referência profissional e pessoal para meu crescimento.

À minha equipe de pesquisa, que ajudou intelectualmente e facilitou o processo de coleta. Obrigada pela disponibilidade e companheirismo. Sem vocês não seria possível!

Ao Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN), por abrir as portas para que eu pudesse realizar a pesquisa. E a todos os voluntários, que dispuseram do seu tempo para contribuir com o meio científico.

Aos meus queridos pacientes, e à equipe de fisioterapeutas da Sábina Clínica de Fisioterapia, por serem compreensíveis com minhas ausências e colaborarem durante todo o processo.

Aos membros da banca, pela contribuição na qualificação do projeto e pela participação na defesa da dissertação.

E finalmente, ao Centro Universitário Augusto Motta e ao corpo docente do mestrado em ciências da reabilitação, por toda contribuição intelectual. Aqui tive crescimento profissional e pessoal, surpreendendo a mim mesma.

## RESUMO

**Introdução:** No âmbito das Terapias Manuais, tem-se discutido acerca dos efeitos das manobras miofasciais. Dentre os principais objetivos dessa técnica de terapia manual destacam-se a restauração do comprimento e da elasticidade tecidual. Estudos sugerem que a fáscia muscular está envolvida na transmissão de força dos segmentos corporais. Porém, não há investigações que analisem os efeitos das manobras miofasciais na força muscular

**Objetivo:** Avaliar o efeito da Manobra Miofascial (MMF) na força muscular do quadríceps femoral em diferentes tempos de aplicação, em sujeitos hígidos. **Métodos:** Nesse estudo experimental randomizado, foram avaliados 52 homens ( $26,88 \pm 5,79$  anos), divididos em três grupos (3min, 5min e placebo). Todos os indivíduos foram submetidos à avaliação de força muscular do quadríceps femoral em duas condições: Pré e Pós-intervenção, por meio do dinamômetro isocinético - *Biodex System 4 Pro*, nas velocidades de  $60^\circ/s$  e  $120^\circ/s$ . A liberação miofascial foi aplicada na face anterior da coxa, durante 3min e 5min conforme os grupos experimentais. O grupo placebo recebeu apenas uma aplicação leve de um gel não terapêutico durante 3min. As variáveis isocinéticas analisadas foram: pico do torque; trabalho total e potência média. Para análise estatística, foi utilizado o teste de análise multivariada da variância (MANOVA), para verificar as possíveis interações e efeito principal entre grupos, momentos (pré e pós), velocidades ( $60^\circ$  e  $120^\circ/s$ ) e as variáveis dependentes pico do torque, trabalho total e potência média. O nível de significância foi maior ou igual a 95% ( $p \leq 0,05$ ).

**Resultados:** Nossos achados apontaram para uma interação entre os fatores momento (pré e pós-intervenção), nas variáveis trabalho total e potência média, e velocidade ( $60^\circ/s$  e  $120^\circ$ ), nas variáveis trabalho total, potência média e pico de torque ( $p < 0,01$ ). Apontaram ainda, Efeito principal para o fator momento nas variáveis trabalho total e potência média, e para velocidade, nas variáveis trabalho total, potência média e pico de torque ( $p < 0,01$ ). Nas demais variáveis analisadas não foram encontradas diferenças significantes. **Conclusão:** não foi possível determinar efeito principal da MMF em nenhum dos tempos de aplicação propostos no pico de torque, trabalho total e potência média, no quadríceps femoral, comparados ao grupo placebo.

**Palavras-chave:** Fáscia; Liberação miofascial; Força muscular; Dinamômetro isocinético.

## ABSTRACT

**Introduction:** Regarding to manual therapies, much has been discussed about the myofascial release (MFR). One of the main goals of this manual therapy technique is to restore the tissue length and elasticity. Studies suggest that the muscle fascia is involved in the body segments transmission force. However, to date, there is no available study that has investigated the effects of MFR on muscle strength. **Objectives:** The aim of the present study was to evaluate the effects of MFR on the quadriceps femoris muscle strength after different times of application, in healthy subjects. **Methods:** In this randomized experimental study, 52 men aged  $26,88 \pm 5,79$  (mean  $\pm$  SD) were divided into three groups (3min, 5min and placebo). All subjects underwent through quadriceps femoris muscle strength evaluation in two conditions: pre and post intervention, using isokinetic dynamometer - Biodex System 4 Pro, at speed  $60^\circ/s$  and  $120^\circ/s$ . The MFR was applied to the anterior surface of the thigh for 3 min or 5 min, depending on the experimental assignments of groups. For the placebo group a 3 min light non-therapeutic gel was applied. The isokinetic variables analyzed were: peak torque, total work and average power. A multivariate analysis of variance (MANOVA) was performed to verify the possible interactions and the main effect between groups, moments (pre and post), speeds ( $60^\circ/s$  and  $120^\circ/s$ ) and dependent peak torque variables, total work and average power. The level of significance was greater than or equal to 95% ( $p \leq 0.05$ ). **Results:** Our findings suggest a main effect and interaction between the moment factors (pre and post intervention) and speeds ( $60^\circ/s$  and  $120^\circ/s$ ) for total work and mean power ( $p < 0.01$ ). No significant differences were found in the other analyzed variables. **Conclusion:** In spite of the interaction between the moments ( $60^\circ/s$  and  $120^\circ/s$ ), it was not possible to determine the main effect of MFR on peak torque, total work and average power in quadriceps femoris at any of the proposed application times.

**Keywords:** Fascia; Myofascial release; Muscle strength; Isokinetic dynamometer.

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

<b>ALM</b>	Auto liberação miofascial
<b>AVE</b>	Acidente vascular encefálico
<b>CEFAN</b>	Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes
<b>CEP</b>	Comitê de Ética e Pesquisa
<b>CNS/MS</b>	Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde
<b>IMC</b>	Índice de massa corporal
<b>IPAQ</b>	Questionário internacional de atividade física
<b>J</b>	Joule
<b>MANOVA</b>	Análise multivariada da variância
<b>MMF</b>	Manobra miofascial
<b>Nm</b>	Newton por metro
<b>RPG</b>	Reeducação postural global
<b>TUG</b>	Time “Up & Go”
<b>UNISUAM</b>	Centro Universitário Augusto Motta
<b>W</b>	Watt (s)
<b>1-RM</b>	Uma repetição máxima

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** Organização do tecido subcutâneo, fáscia superficial e fáscia profunda
- Figura 2** Fluxograma do estudo
- Figura 3** Dinamômetro Isocinético
- Figura 4** Manobra Miofascial em deslizamento profundo
- Figura 5** *Box plot* com distribuição dos valores para a variável dependente pico de torque
- Figura 6** *Box plot* com distribuição dos valores para a variável dependente trabalho total
- Figura 7** *Box plot* com distribuição dos valores para a variável dependente potência

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** Países de recrutamento
- Tabela 2** Caracterização da amostra
- Tabela 3** Valores médios e desvio-padrão das variáveis analisadas pelo dinamômetro isocinético
- Tabela 4** Análise multivariada da Variância (MANOVA)

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
1.1 OBJETIVO GERAL .....	15
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	15
1.3 HIPÓTESE.....	16
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	17
2.1 FÁSCIA .....	17
2.1.1 <b>Fáscia Superficial</b> .....	18
2.1.2 <b>Fáscia Profunda</b> .....	18
2.2 MANOBRA MIOFASCIAL.....	21
2.3 FORÇA MUSCULAR.....	23
2.4 DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO .....	24
3 METODOLOGIA.....	26
3.1 TIPO DE ESTUDO .....	26
3.2 AMOSTRA.....	26
3.2.1 <b>Local e período do estudo</b> .....	26
3.2.2 <b>Crítérios de elegibilidade</b> .....	26
3.2.3 <b>Cálculo amostral</b> .....	27
3.3 FLUXOGRAMA DO ESTUDO.....	27
3.4 INSTRUMENTAÇÃO .....	28
3.4.1 <b>Dinamômetro isocinético</b> .....	28
3.5 PROCEDIMENTO E RECRUTAMENTO.....	29
3.6 PROTOCOLO .....	30
3.7 VARIÁVEIS DE DESFECHO .....	30
3.8 VARIÁVEIS DE CONTROLE .....	31
3.9 ANÁLISES DOS DADOS .....	31

3.10 ASPECTOS ÉTICOS .....	31
4 ESTUDO ORIGINAL .....	32
5 RESULTADOS .....	44
6 DISCUSSÃO .....	48
6.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	51
7 CONCLUSÃO.....	52
8 REFERÊNCIAS .....	53
APÊNDICE 1.....	61
APÊNDICE 2.....	63
ANEXO 1.....	64
ANEXO 2.....	67
ANEXO 3.....	66

## 1 INTRODUÇÃO

O esqueleto fibroso miofascial tem despertado interesse de estudo em diversos campos do conhecimento. De forma mais estruturada, podem ser mencionadas investigações desde os relatos anatômicos propostos por Testut (1889). Contudo, apesar dos inúmeros estudos e propostas de tratamento miofascial, há muito a ser explorado. O tecido fascial é um tecido conjuntivo viscoelástico que envolve o esqueleto humano, formando uma matriz tridimensional de suporte estrutural. Este tecido se encontra em torno dos órgãos, músculos, ossos e fibras nervosas, proporcionando um ambiente único para a distribuição das cargas mecânicas as quais os sistemas corporais são submetidos (FINDLEY, 2009; KUMKA; BONAR, 2012).

A Manobra Miofascial (MMF) é uma técnica da terapia manual que faz uso da baixa carga e da longa duração das forças mecânicas para manipular o complexo miofascial (MCKENNEY *et al.*, 2013; SILVA; MEJIA, 2013; AJIMSHA; AL-MUDAHKA; AL-MADZHAR, 2015). Dentre os objetivos dessa técnica destacam-se: a restauração do comprimento tecidual e a elasticidade, a diminuição do quadro álgico e a melhora da função (AJIMSHA; AL-MUDAHKA; AL-MADZHAR, 2015). A MMF, de forma estruturada e amplamente realizada pelos terapeutas manuais, foi descrita pela primeira vez na década de 40 do século passado (MCKENNEY *et al.*, 2013). A MMF promove benefícios para diferentes disfunções do sistema musculoesquelético, em diversas faixas etárias, por meio da estimulação miofascial leve, sem a necessidade de movimentação articular (ICHIKAWA *et al.*, 2015). Dentre as diversas filosofias de tratamento por meio da MMF destacam-se: as técnicas osteopáticas, a reeducação postural global (RPG) e pompages de Marcel Bienfat (STILL, 1902; BORDONI; BORDONI, 2015).

Há um discurso uníssono, no âmbito da prática clínica, de que as manobras miofasciais promovem: ganho de arco de movimento, relaxamento muscular e diminuição do quadro álgico (AJIMSHA; AL-MUDAHKA; AL-MADZHAR, 2015). Baseado nessa premissa, uma das propostas que tem recebido destaque de pesquisadores e clínicos é a intervenção nos trilhos anatômicos proposta por Myers (2010), que consiste em promover o tratamento das disfunções no sistema miofascial intervindo nas cadeias fasciais. Essas nada

mais são do que a continuidade das bainhas de tecido conjuntivo em todo o corpo (MYERS, 2010). A intervenção de Myers (2010) tem como proposta uma organização estrutural do esqueleto fibroso, onde há inter-relação entre as fáscias e a funcionalidade do sistema musculoesquelético. Desta forma, a MMF baseada nos conceitos das cadeias miofasciais tem sido aplicada em diversas condições e disfunções.

Estudos feitos por Schroeder (2015) e Krause *et al.* (2016) descreveram o tecido conjuntivo de sustentação em torno da fibra muscular e a fáscia muscular como importantes contribuintes na transmissão de força e controle neuromotor dos segmentos corporais. A força gerada pelos músculos é responsável pela produção de torque nas articulações, o que contribui para o desenvolvimento dos movimentos do corpo humano, auxiliando na estabilidade articular e postural. Sendo assim, a capacidade musculoesquelética é um dos tópicos de extrema importância quando se avalia funcionalidade corporal, sendo as medidas de força muscular utilizadas para avaliar o condicionamento físico (ALVARES *et al.*, 2015).

A literatura apresenta uma escassez de experimentos que analisem o efeito das MMF na força muscular. Com base no referencial teórico, observa-se uma lacuna científica referente ao tempo necessário da MMF produzir ganhos na força muscular. Devido a este fato, fazem-se necessárias novas análises do comportamento do tecido fascial submetido à MMF em diferentes tempos de aplicação. O presente trabalho tem como objetivos:

### 1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o efeito imediato da MMF na força muscular do quadríceps femoral em diferentes tempos de aplicação

### 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar a possível interação entre os fatores momentos (pré e pós) com a velocidade 60°/s e 120°/s;

- Analisar as possíveis diferenças nas variáveis isocinéticas: Torque, trabalho total e potência média, entre os grupos 3 min, 5 min e placebo.

### 1.3 HIPÓTESE

H0 – A MMF não promove alterações na força muscular do quadríceps femoral e não apresenta interação e efeito principal entre as variáveis em questão;

H1 – A MMF promove alterações na força muscular do quadríceps femoral e apresenta interação e efeito principal entre as variáveis em questão.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 FÁSCIA

Por muitos anos, o tecido miofascial teve pouca importância em relação a sua contribuição em muitas áreas da biomecânica e também da fisiologia. Porém este mesmo tecido tem atraído a atenção de pesquisadores (FINDLEY, 2009; SCHLEIP; JAGER; KLINGLER, 2012). Isso se deve ao desenvolvimento de tecnologias avançadas capazes de avaliar diferenças no comportamento da fáscia (BRANDENBURG *et al.*, 2014).

A fáscia caracteriza-se como uma lâmina de tecido conjuntivo que envolve tecidos especializados, como o músculo. Este tecido é organizado em uma rede tridimensional que envolve, protege, suspende e mantém a conexão entre componentes musculares, esqueléticos e viscerais do corpo (FINDLEY, 2009; TOZZI; BONGIORNO; VITTURINI, 2011). Existem alguns modelos interpretativos que podem ajudar a compreender sistemas complexos, como o fascial. Um desses modelos foi apresentado por Stecco *et al.* (2004; 2009; 2015) em vários estudos. Neles, evidencia-se um modelo biomecânico integrado para facilitar a interpretação do sistema fascial humano.

Stecco *et al.* (2011), definem a fáscia como “Uma folha ou banda de tecido conjuntivo fibroso que envolve, separa, ou une músculos, órgãos e outras estruturas do corpo”. A definição de fáscia, neste sentido, serve apenas para camadas de tecido conjuntivo fibroso. Stecco *et al.* (2015) dividem a fáscia em superficial e profunda, tendo em vista a definição dada pelo autor em 2011, existem três camadas fibrosas importantes no corpo humano partindo da pele ao plano muscular, sendo estas a fáscia superficial, a fáscia profunda e o epimísio, além de todas as fâscias viscerais. Macchi *et al.* (2010) mostraram em seu estudo que existe uma camada de tecido conjuntivo membranoso dentro do tecido subcutâneo. Esta camada varia em sua espessura e pode dividir o tecido em superficial e profundo.

### 2.1.1 Fáschia Superficial

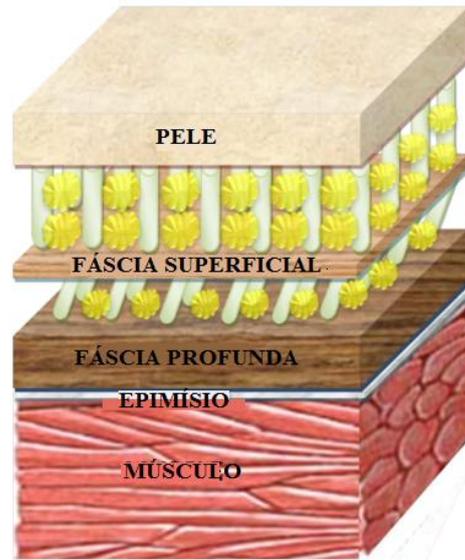
O tecido conjuntivo membranoso da camada superficial é formado por lóbulos de gordura com características similares em toda a estrutura. Seus retináculos cutâneos superficiais se mostram bem definidos e posicionados perpendicularmente à superfície (STECCO *et al.*, 2011). Caracteriza-se como um tecido frouxo entrelaçado em fibras de colágeno, posicionada entre a lâmina superficial da camada muscular e a pele, e normalmente se apresenta mais espessa no tronco do que nas extremidades (STECCO *et al.*, 2015).

As fibras de colágeno na fáschia superficial apresentam uma resistência elástica, e por isso, garantem à este tecido a capacidade de retornar ao estado inicial após uma extensão (LUOMALA *et al.*, 2014). A fáschia superficial está interligada à fáschia profunda em locais de proeminências ósseas e/ou dobras ligamentares. Funcionalmente, esta pode apresentar importante papel na integridade da pele e também um ponto de sustentação de estruturas subcutâneas, como as veias (MACCHI *et al.*, 2010; STECCO *et al.*, 2011).

O tecido fascial é uma estrutura presente em todo o corpo, que se estende da cabeça aos pés, sem nenhuma interrupção (KUMKA; BONAR, 2012; MENDES *et al.*, 2014; STECCO *et al.*, 2015). A espessura desta estrutura difere entre homens e mulheres, e também em regiões e superfícies do corpo (ABU-HIJLEH *et al.*, 2006). Além das diferenças apresentadas na espessura, a fáschia também apresenta diferenças na densidade. Ambas ocorrem de acordo com a função (RÊGO *et al.*, 2012).

### 2.1.2 Fáschia Profunda

O tecido conjuntivo membranoso da camada profunda tem seus retináculos cutâneos profundos mais oblíquos, com menor propriedade elástica (STECCO *et al.*, 2011), e pode ser definido como uma bainha fibrosa densa que compreende tecidos intimamente ligados a estruturas musculares, como septos, perimísios e endomísios, além dos tendões, ligamentos, retináculos e cápsulas articulares (STECCO *et al.*, 2015).



**Figura 1.** Organização do tecido subcutâneo, fáscia superficial e fáscia profunda.  
**Fonte:** Stecco *et al.* *The fascia: the forgotten structure. Italian Journal of anatomy and embryology*, 116 (3), p. 127 - 138, 2011.

O tecido conjuntivo recebe sua nomenclatura de acordo com a região em que se encontra. O perióstio é o tecido conjuntivo que envolve os ossos, a bainha neurovascular envolve vasos e nervos, e o paratendão envolve as estruturas tendíneas. Nas articulações, o tecido conjuntivo auxilia no fortalecimento das cápsulas articulares e ligamentos. Ainda que haja diferentes nomenclaturas, todas as estruturas citadas possuem as mesmas características histológicas, logo se pode considerar que estas são especialidades particulares da fáscia profunda (STECCO *et al.*, 2015).

Stecco *et al.* (2013 e 2015) classifica a fáscia em aponeurótica e epimisial, quando se trata da região muscular. A fáscia aponeurótica é formada por um tecido denso irregular, é bem vascularizada, e pode ser encontrada na região dos membros, região toracolombar e bainha do reto (WAVREILLE *et al.*, 2010; BENETAZZO *et al.*, 2011; STECCO *et al.*, 2013). Além disso, a fáscia aponeurótica é formada por duas ou três camadas de feixes de fibras de colágeno paralelas. Essa estrutura cheia de camadas, e com poucas fibras elásticas, garante à fáscia aponeurótica propriedades mecânicas específicas (STECCO *et al.*, 2013). Stecco *et al.* (2013) sugere que a fáscia pode se adaptar à variação do volume muscular, quando na direção transversal, enquanto na direção longitudinal, desempenharia uma função semelhante à um tendão, transmitindo força de um segmento para outro.

Van der Wal (2009) descreve a fáscia como parte da estrutura do tecido conjuntivo que tem um possível papel na propriocepção e nociocepção. Alguns estudos apoiam a

participação do tecido conjuntivo na transmissão de força muscular miofascial. A fáscia profunda apresenta grande inervação, possui terminações nervosas livres, corpúsculos de Ruffini e Valter-Pacini, que permitem a transmissão de forças ao longo das extremidades dos membros, como nos tendões (COREY *et al.*, 2011; DAY; COPETTI; RUCLI, 2012;). Os corpúsculos de Pacini, Paciniforme e órgão de Ruffini, podem ser encontrados em todos os tipos de tecido conjuntivo denso. As terminações de Ruffini são mais densas nos tecidos em que há alongamento regular, como a camada externa das cápsulas articulares. No joelho, por exemplo, as terminações de Ruffini são mais presentes na região anterior e posterior da capsula articular, enquanto que os corpúsculos de Pacini e Paciniforme se encontram mais medialmente e lateralmente à articulação (SCHLEIP, 2003).

Yahia *et al.* (1993) realizaram um estudo histoquímico da fáscia toracolombar, com o objetivo de melhor compreender a resposta mecânica da fáscia toracolombar para cargas de tração dinâmica e estática. O estudo sugere que a fáscia toracolombar é ricamente inervada por mecanorreceptores, sendo estes divididos em três grupos: 1) Os corpúsculos de Pacini, capazes de se adaptarem às bruscas mudanças de pressão e vibrações; 2) Os corpúsculos paciniformes, que são um pouco menores e desempenham uma função de sensibilidade semelhante aos corpúsculos de Pacini; 2) Órgão de Ruffini, que não se adaptam tão velozmente às mudanças bruscas, mas respondem muito bem a pressões mantidas por um período maior.

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; JAGER; KLINGER, 2012). Ademais, 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.*, 2011).

A fáscia parece estar envolvida integralmente na biomecânica do sistema musculoesquelético. Autores apontam que a fáscia pode estar envolvida também na transmissão de força, pode sofrer inflamação e pode gerar quadros álgicos (BENJAMIN, 2009; CHRIS; ŠKARABOT, 2015). Schleip, Jager e Klinger (2012) em uma revisão, definiram fáscia como um “tecido conjuntivo fibroso que faz parte de um sistema de

transmissão de força tensional do corpo”. Definir fáscia se torna um trabalho difícil já que existem inúmeras definições em uso atualmente. Porém, apesar das dificuldades com as definições, importantes descobertas foram feitas em relação ao tecido miofascial. Tais descobertas podem fornecer informações essenciais para entender o funcionamento dos mecanismos potenciais pelos quais a MMF pode exercer seus efeitos (CHRIS; ŠKARABOT, 2015).

## 2.2 MANOBRA MIOFASCIAL

A MMF é uma das técnicas da terapia manual que combina apoios, pressão manual e deslizamentos no tecido miofascial (SILVA; MEJIA, 2013). Apesar de haver relatos sobre o uso desta técnica por volta de 1940, o termo “Liberação Miofascial” só foi introduzido no âmbito clínico 4 décadas depois (MCKENNEY *et al.*, 2013). Costa, Poggetto e Pedroni (2012), definem a liberação miofascial como a manipulação de pontos tensionados que possam ser encontrados na fáscia muscular. A intervenção pode ser feita por uma pressão manual exercida diretamente no ponto da queixa dolorosa ou de diminuição da mobilidade. Autores como Rolf (1989) e Still (1902) foram pioneiros na introdução de intervenções do complexo miofascial no Rolfing e na Osteopatia respectivamente (DAY; COPETTI; RUCLI, 2012).

Esta técnica vem sendo amplamente utilizada, porém, é importante esclarecer quando a mesma está sendo verdadeiramente aplicada (MCKENNEY *et al.*, 2013). A manobra miofascial exige aplicação de baixa carga e duração longa das forças mecânicas para tornar possível a manipulação do complexo miofascial (AJIMSHA; AL-MUDAHKA; AL-MADZHAR, 2015). Esta tem como objetivos restaurar o comprimento, melhorar a função e diminuir a dor (BARNES, 1990; AJIMSHA; AL-MUDAHKA; AL-MADZHAR, 2015). Quando a fáscia se encontra limitada em determinados pontos, acredita-se que a mesma limitação possa tensionar outras partes do corpo, isso seria possível devido à continuidade do tecido fascial (SHLEIP, 2003; MYERS, 2010). Diante de uma injúria ou lesão musculoesquelética, por exemplo, 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). Se esta limitação é restaurada juntamente com a integridade do tecido conjuntivo através da manobra, a pressão do tensionamento pode diminuir em

estruturas sensíveis à dor, assim como restaurar mobilidade e alinhamento para as articulações (BORGINI *et al.*, 2010; AJIMSHA; AL-MUDAHKA; AL-MADZHAR, 2015).

A MMF baseia-se no princípio de que, se uma pressão é aplicada constantemente em um tecido que está limitado, esta mesma pressão fará com que o tecido passe por alterações histológicas, permitindo a percepção de liberação após 90 a 120 segundos, pois a partir deste momento o tecido é relaxado e ganha flexibilidade (BORGINI *et al.*, 2010). A MMF pode ser aplicada no tratamento de inúmeras disfunções. Para disfunções musculoesqueléticas, por exemplo, o tecido alvo da manipulação é a fáscia profunda (DAY; COPETTI; RUCLI, 2012). Como já dito, o complexo miofascial apresenta uma continuidade por todo corpo (MYERS, 2010; SHLEIP, 2003), e por isso ao se tratar disfunções deve-se procurar por áreas fasciais onde há tensão por conta das contrações das fibras musculares, não se atendo apenas ao local da dor (DAY; COPETTI; RUCLI, 2012).

Com o objetivo de especificar os diversos mecanismos potenciais da MMF, alguns autores têm agrupado mecanismos específicos da fáscia de diferentes maneiras. Weerapong, Hume e Kolt (2005) dividiram esses possíveis efeitos em biomecânicos, fisiológicos, neurológicos e psicológicos. Simmonds, Miller e Gemmell (2012) dividiram os efeitos em mecânicos e neurofisiológicos. Os efeitos mecânicos podem incluir tixotropia, respostas celulares, fluxo sanguíneo, aderências fasciais e pontos-gatilho miofasciais (FINDLEY *et al.*, 2009; TOZZI; BONGIORNO; VITTURINI, 2011; CHRIS; ŠKARABOT, 2015). Devido à propriedade tixotrópica da fáscia é possível deixá-la mais flexível, com diminuição de aderências por meio da MMF e otimizar o funcionamento fisiológico, com aumento da circulação local por meio do aumento de calor e de atividades químicas das células musculares (LANGEVIN *et al.*, 2006; MANHEIM, 2008).

Segundo Ercole *et al.* (2010), o período suficiente para obter respostas do tecido fascial após a MMF é de 3,24 minutos associados à um quadro algico. Porém, esse tempo pode variar quanto a idade do indivíduo, localização e densidade do tecido. BORGINI *et al.* (2010), descrevem em seu estudo que há necessidade de um cálculo de tempo médio necessário para que essas mudanças comecem a acontecer.

### 2.3 FORÇA MUSCULAR

Kraemer e Fleck (2006) definem força muscular como a capacidade máxima de tensão que um grupamento muscular pode produzir em um movimento específico com determinada velocidade. Outrossim, a força é considerada como uma habilidade complexa para realizar um movimento contra resistências impostas à atividade que está sendo realizada (NEUMANN, 2011). Considerada como um dos componentes motores da aptidão física relacionada à saúde, a força é um modulador de suma importância no que diz respeito ao sistema musculoesquelético (BOUCHARD; SHEPHARD; STEPHENS, 1993; KNUTTGEN; KRAEMER, 1987; KRAEMER; FLECK; 2006). Albuquerque *et al.* (2011) definem a força muscular como a capacidade do sistema músculo esquelético de produzir tensão e torques máximos, mostrando que esta tem um papel relevante no desempenho físico de atividades diárias e/ou esportivas (CARDOSO *et al.*, 2011).

É importante destacar que um músculo produz força quando realiza uma contração, mas quando o músculo age sobre um segmento do esqueleto, ele produz movimento. A contração muscular pode ser classificada como estática, quando não há movimento articular, e dinâmica, quando há movimento e deformidade muscular. A contração muscular dinâmica pode ser dividida em concêntrica, excêntrica e isocinética (BERGER, 1982; NEUMANN, 2011). A contração concêntrica ocorre quando a força é maior que a resistência imposta ao músculo, permitindo um movimento de alavanca. A contração excêntrica gera força quando há estiramento muscular, em movimento de desaceleração. E a contração muscular isocinética ocorre quando um conjunto muscular, em velocidade articular constante, contrai ou estende, sendo a resistência proporcional à força aplicada (BERGER, 1982; NEUMANN, 2011).

O treinamento de força muscular, em seu âmbito geral, tem o objetivo de aprimorar o desempenho muscular, sendo capaz de induzir adaptações intracelulares importantes da força muscular, que resultam, principalmente, em aumento de força máxima, potência e resistência muscular (WERNBOM *et al.*, 2007; FREDMANN-BETTE *et al.*, 2009). A especificidade do treinamento de força pode variar de acordo com a função do grupamento muscular trabalhado, do ângulo articular em que o movimento é conduzido, do tipo de contração muscular a que os músculos são submetidos, da velocidade de contração e do padrão motor. Dentro do programa de treinamento, o processo de contração muscular pode gerar aumento do comprimento do músculo, assim como alterações nas fibras musculares envolvidas durante o processo de

treinamento. A maneira mais comum e eficiente de promover o aumento de força seria o treinamento contra resistido de alta intensidade (KRAEMER; FLECK; 2006), porém, recentemente, outros estudos mostram que é possível visualizar alteração da força muscular com outras técnicas (LETIERI *et al.*, 2017). Neste âmbito, a avaliação da força muscular é de grande relevância para desempenho desportivo e realização de atividades cotidianas, já que o conhecimento dos níveis de força muscular de cada indivíduo pode ser fundamental para o diagnóstico da aptidão funcional e prescrição de exercícios físicos (ZABKA *et al.*, 2011).

O teste de uma repetição máxima (1-RM) tem sido constantemente utilizado como método de avaliação da força muscular. Contudo, por ser um teste que analisa o deslocamento da carga na contração dinâmica e sua realização se baseia em um único levantamento máximo em relação a quantidade máxima de peso, não é possível controlar a velocidade de execução dos movimentos, o que pode comprometer a análise, uma vez que a manifestação da força muscular está relacionada a essa variável. Dessa forma, a utilização de testes isocinéticos, realizados em dinamômetros específicos é uma possibilidade de avaliação da força muscular que elimina este viés (LIMA *et al.*, 2012). Considerado um método padrão ouro para avaliar a força e o equilíbrio muscular, a avaliação isocinética fornece dados fidedignos e reprodutíveis (ZABKA *et al.*, 2011).

## 2.4 DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO

O termo isocinético foi definido na década de 60, do século passado, por Hislop e Perrine, como uma contração muscular dinâmica onde a velocidade do movimento é controlada e mantida constantemente por um dispositivo específico (BALTZOPOULOS; BRODIE, 1989). O aparelho isocinético é um dinamômetro eletromecânico com um sistema servomotor, em que o movimento é proporcional a um comando, ou seja, um sistema de controle (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001; LUNA *et al.*, 2015). O dinamômetro isocinético é capaz de determinar o padrão funcional da força e do equilíbrio muscular, por meio da avaliação do desempenho muscular dinâmico em situações onde há fadiga e esforço rápido (LUNA *et al.*, 2015). O objetivo da dinamometria isocinética é quantificar o momento da força ou o torque gerado pela contração de um grupo muscular em um movimento circular (ALVARES *et al.*, 2015).

O aparelho isocinético possui uma velocidade angular constante, medida em grau por segundo (°/s), definida pelo examinador antes do teste ser iniciado. Isto permite que o movimento seja realizado na amplitude articular do sujeito do teste. O dinamômetro também possui uma capacidade de resistência que permite a realização de contração máxima em todo o arco de movimento (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001; ALVARES *et al.*, 2015). A força de resistência oferecida varia de acordo com a força realizada em cada ponto da amplitude articular, assim como o braço de alavanca, ou seja, quanto maior a força, maior a resistência. Este momento é conhecido como torque ou momento angular de força (TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001).

As medidas do dinamômetro isocinético apresentam alto grau de confiança, tornando os parâmetros da avaliação funcional mais relevante e objetiva para a reabilitação. Uma das desvantagens do dinamômetro isocinético se encontra no fato de que o aparelho não envolve energia cinética em várias articulações durante o esforço realizado, este envolve apenas uma articulação, enquanto as outras articulações estão fixadas. Outra desvantagem é o custo de aquisição elevado, em média US\$50.000 (MARÃES *et al.*, 2014). Os resultados da avaliação podem ser salvos em diversos formatos, e o tipo de avaliação permite obter alguns relatórios capazes de informar detalhes sobre as capacidades físicas do sujeito submetido ao teste (SALDÍAS *et al.*, 2011). O dinamômetro isocinético exige técnica de medição confiável para obter bons resultados (LUND *et al.*, 2005). A literatura descreve o potencial de esforço máximo, em segurança, e um ambiente controlado como padrão ouro do método (ALVARES *et al.*, 2015). Além disso, a fiabilidade do método pode ser determinada pelo estado e condição do aparelho, pelo processo de realização de medição, pelo estímulo ao qual o sujeito é submetido, e pela estabilidade do paciente (LUND *et al.*, 2005; MARÃES *et al.*, 2014).

### 3 METODOLOGIA

#### 3.1 TIPO DE ESTUDO

Estudo experimental, randomizado controlado e cego.

#### 3.2 AMOSTRA

Tabela 1 – Países de recrutamento

<b>País de origem</b>	<b>País</b>	<b>N de sujeitos</b>	<b>N de segmentos</b>
Brasil	Brasil	51	51

##### 3.2.1 Local e período do estudo

A coleta de dados do presente estudo foi realizado no Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes (CEFAN), localizado na Av. Brasil, 10590 - Penha, Rio de Janeiro - RJ, 21012-350, no período de Março de 2017 a Outubro de 2017.

##### 3.2.2 Critérios de elegibilidade

Os participantes do estudo eram hígidos, sexo masculino, na faixa etária entre 18 e 35 anos, e ativos quanto ao grau de atividade física verificado pelo questionário internacional de atividade física (IPAQ) (Anexo 1).

Os participantes foram excluídos no caso de:

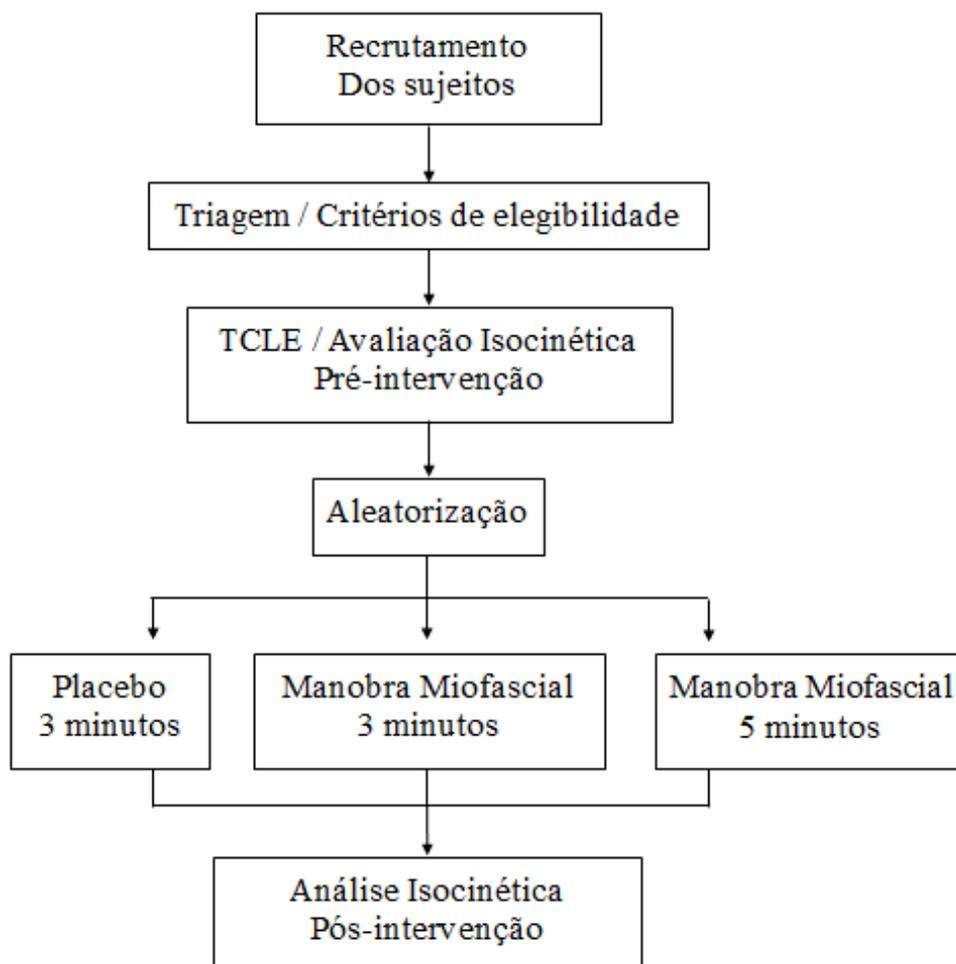
- História de pós-operatório em membros inferiores nos últimos 12 meses;
- Fraturas não consolidadas em membros inferiores;
- Doenças respiratórias ou cardiovasculares que sejam consideradas um risco ou um fator limitante para o teste de força;

- Queixas álgicas no membro inferior e/ou lombar no momento do teste;
- Dificuldade em realizar as tarefas solicitadas.

### 3.2.3 Cálculo amostral

Para o cálculo do tamanho amostral, foi utilizado o software G power 3.1 (Düsserdorf – Germany). O cálculo foi elaborado com um erro  $\alpha$  de 0,05, um poder do teste de 80%, considerando três grupos (Placebo, 3 minutos e 5 minutos), dois momentos (pré e pós-intervenção) com um melhora estimada, tamanho do efeito, de 45% após a manobra miofascial. Assim, foi necessária uma amostra de 51 sujeitos, divididos em 3 grupos, alocados aleatoriamente por meio de uma tabela de números aleatórios gerada pelo Excel.

### 3.3 FLUXOGRAMA DO ESTUDO



**Figura 2.** Fluxograma do estudo

### 3.4 INSTRUMENTAÇÃO

#### 3.4.1 Dinamômetro isocinético

Foi utilizado o dinamômetro isocinético Biodex System 4 Pro (Biodex Medical System, Shirley, Nova York, Estados Unidos) (Figura 3). O participante, vestido adequadamente, foi posicionado na cadeira, de forma que o tronco, a pelve e a coxa ficassem estabilizados por cintos fixados no aparelho, para evitar qualquer contribuição dos membros superiores ou outra parte do corpo (DVIR, 2002). Após ser posicionado, o participante recebeu informações sobre os procedimentos que seriam realizados. O dinamômetro foi deslocado ao longo do plano horizontal, posicionando-se na face externa do membro inferior dominante. A altura do assento foi ajustada na direção do dinamômetro, ou no sentido contrário, para obter ajuste fino. O eixo rotacional do aparelho se manteve alinhado com eixo rotacional da articulação do joelho, na altura do epicôndilo do fêmur. O braço de alavanca do aparelho foi posicionado paralelamente ao membro inferior dominante, sendo a almofada de apoio fixada dois dedos acima do maléolo lateral (BÜYÜKVURAL ŞEN *et al.*, 2015). O desempenho muscular foi realizado, no membro dominante, com velocidade angular de 60°/s e 120°/s em modo concêntrico/concêntrico. Antes da realização do teste, os participantes da pesquisa passaram por uma familiarização com os procedimentos do teste, feita no próprio dinamômetro isocinético, com uma série de 2 repetições de extensão e flexão do joelho, no membro dominante, nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s.

A pesagem do membro dominante relaxado em semiextensão do joelho, em 30°, foi realizada para corrigir a ação da gravidade no movimento de flexão (este fator de correção é realizado pelo próprio dinamômetro isocinético). Todos os participantes foram igualmente incentivados, tanto verbalmente quanto visualmente, para que realizassem o máximo de força possível. Todos os testes foram aplicados pelo mesmo pesquisador.

O pico de torque, expresso em Newton por metro (Nm), o trabalho total, definido como a área sob a curva de tempo, expresso em joule (J), e a potência média, definida como o trabalho total dividido pelo tempo e expressa em watt (W), foram obtidos ao final de todas as avaliações feitas no dinamômetro (LUND *et al.*, 2005).



**Figura 3.** Dinamômetro Isocinético Biodex System 4 Pro

**Fonte:** Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes

### 3.5 PROCEDIMENTO E RECRUTAMENTO

O estudo foi realizado de forma randomizada, e cego no que diz respeito à terapeuta e avaliador. Todos os participantes foram submetidos à avaliação das medidas do grau de força, no membro dominante, inicialmente (Pré-intervenção), e alocados em cada grupo (3 minutos, 5 minutos ou placebo) de acordo com uma tabela de números aleatórios gerada pelo *Excel*. A distribuição dos indivíduos foi selada em envelopes opacos numerados e mantida em um local fechado. Após a primeira análise (Pré-intervenção), os participantes foram convidados a retornar ao local de pesquisa passadas 48h, a fim de minimizar o efeito acumulativo do teste de força e, conseqüentemente, comprometer os resultados do estudo. Passado o tempo de repouso de 48h, a manobra ou o placebo foram aplicados e o participante foi submetido, novamente, ao teste de força. A avaliação das medidas do grau de força foi realizada por meio do dinamômetro isocinético e o tempo de coleta foi de aproximadamente 30 minutos.

O recrutamento foi feito de forma voluntária no próprio Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes. Os participantes foram convidados a participar do estudo, passando por uma avaliação inicial (Apêndice 2) a fim de diminuir qualquer viés de tipo de amostra.

Para determinar o membro dominante foi utilizado o inventário de Edinburgh (OLDFIELD, 1971), vide anexo 2.

### 3.6 PROTOCOLO

A aplicação dos procedimentos foi realizada por apenas um fisioterapeuta, treinado para fornecer tanto a MMF quanto o placebo. Não foi possível cegar este fisioterapeuta, uma vez que sua conduta dependeria da escolha do grupo. Para minimizar o risco de encontro dos participantes, os compromissos foram agendados em momentos diferentes. O tratamento para ambos os grupos foram fornecidos sem custo para o participante.

A manobra foi realizada no músculo reto femoral unilateralmente, permanecendo o voluntário sentado no dinamômetro isocinético. Esta poderia ser realizada durante 3 minutos ou 5 minutos de acordo com a tabela de números aleatórios gerada pelo Excel. A forma de aplicação escolhida para manobra foi o deslizamento profundo.



**Figura 4.** Manobra Miofascial em deslizamento profundo

**Fonte:** Centro de Educação Física Almirante Adalberto Nunes

Os participantes do grupo placebo não receberam qualquer intervenção, apenas uma aplicação leve de um gel não terapêutico, durante 3 minutos, na mesma região dos grupos da manobra.

### 3.7 VARIÁVEIS DE DESFECHO

Força Muscular

### 3.8 VARIÁVEIS DE CONTROLE

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

### 3.9 ANÁLISES DOS DADOS

Os dados demográficos ou socioantropométricos foram analisados por meio de estatística descritiva com determinação de valores de tendência central (média e mediana) e de dispersão (Desvio-padrão). Posteriormente, foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade da distribuição da amostra, que apresentou normalidade. Referente às variáveis de interesse, foram analisados a interação e efeito principal entres os fatores grupo (placebo, 3min e 5min), momento (pré e pós-intervenção) e velocidade (60°/s e 120°/s) com as variáveis dependentes (pico do torque, trabalho total e potência média), fornecidos pela avaliação isocinética. Para tal, foi utilizado o teste de análise multivariada da variância (MANOVA) com um nível de significância maior ou igual a 95% ( $p \leq 0,05$ ). Os dados foram analisados no software IBM SPSS 20.0 versão para Windows.

### 3.10 ASPECTOS ÉTICOS

A pesquisa seguiu todos os preceitos da Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde – Ministério da Saúde CNS/MS (BRASIL, 2013) sobre ética em pesquisa envolvendo seres humanos. O referido trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Centro Universitário Augusto Motta (CEP/UNISUAM) sob o nº CAAE 63905416.0.0000.5235. Desta forma todos os participantes, que concordaram em participar da pesquisa, assinaram o termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE I), e foram informados sobre todos os riscos e benefícios do estudo, assim como todo procedimento que seria realizado. A confidencialidade, o anonimato e não utilização das informações em prejuízo dos indivíduos foram garantidos à todos os voluntários. O emprego dos dados será utilizado somente para os fins previstos nesta pesquisa.

## 4 ESTUDO ORIGINAL

### **Acute effect of different duration times of application of myofascial release on quadriceps femoris strength: a randomized controlled study**

#### **ABSTRACT**

**Study design:** A randomized controlled study.

**Background:** Clinicians have used myofascial release (MFR) as a pre-training strategy for performance improvement in exercises. Although muscle fascia is involved in the transmission of strength, the effects of MFR on muscle strength have not been previously analyzed.

**Objectives:** To evaluate the effect of MFR on quadriceps femoris muscle strength, at different duration times of application.

**Method:** 51 healthy individuals were randomly assigned to one of three groups (3min, 5min or placebo). The quadriceps femoris strength was assessed in two conditions: pre and post-intervention, using an isokinetic dynamometer, at speeds of 60° and 120°/s. MFR was applied on the anterior surface of the thigh for 3min or 5 min, according to the experimental groups. The placebo group underwent through the application of a non-therapeutic gel, associated with 3min of light massage. Peak torque, total work and mean power were the isokinetic variables analyzed through a multivariate analysis of variance (MANOVA) with  $p \leq 0.05$ .

**Results:** Our findings suggest a main effect and interaction between moments (pre and post-intervention) and speeds (60° and 120°/s) for total work and mean power ( $p < 0.01$ ). Likewise, main effect and interaction of speed were observed for peak torque ( $p < 0.01$ ). There were no significant differences for the other analyzed variables.

**Conclusion:** No significant main effect of MFR were detected in any of the proposed application time on peak torque, total work and mean power, in the quadriceps femoris, compared to the placebo group.

**Key Words:** Fascia; Isokinetic Dynamometer; Rectus Femoris.

**Level of Evidence: 2B**

---

<sup>1</sup>Autores: Tamires Cristina Campos de Almeida, MSC. Vanessa Paes, MSC.; Maurício Soares, MSC. Guilherme de Freitas Fonseca, MSC. Maicom Lima, MSC; Júlio Guilherme Silva, PhD. Submetido *ao Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.

## INTRODUCTION

The myofascial system is characterized as a complex network integrated by muscle and fascia(1). The fascial tissue is a viscoelastic connective tissue that surrounds the human skeleton, arranged in a three-dimensional network which surrounds, protects, and maintains the connections between muscular, skeletal, and visceral components of the body (2-4) , providing a unique environment for the distribution of the mechanical loads to which the body systems are submitted(2, 5). Recently, Schroeder (6) and Krause *et al.* (7) described the connective tissue of sustentation around the muscular fiber and the muscular fascia as an essential contributor in the transmission of force and neuromotor control of the corporal segments. The force produced by muscles is responsible for the torque production in the joints, which contributes to the development of human body movements, aiding in joint and postural stability.

Myofascial release (MFR) is a manual therapy technique that makes use of low load and long duration mechanical forces to manipulate the myofascial complex (8, 9). MFR has been widely employed, especially by sports professionals, to treat myofascial restrictions and to improve sports performance. The main objectives of MFR are: restoration of tissue length and elasticity, a decrease of pain, improvement of function and reduction of fibrous adhesions occurring between the layers of fascia (9, 10). These fibrous adhesions may occur from injuries, fatigue and muscular imbalances, in addition to recurrent microtrauma and inflammations (10). MacDonald *et al.* (11) analyzed the knee extensor force responses to self-myofascial release (SMR), a therapeutic technique whose objectives are similar to MFR, using a foam roller, on healthy men. Regardless of the increased range of motion (ROM), no difference in muscle strength was detected after the second application.

During the last decade, one of the most popular techniques for SMR is the foam rolling, especially as a pre-training intervention (10). The SMR relation to muscle force has been prior discussed (11-13). However, the effect of MFR on muscle strength is still obscure and remains to be elucidated. Hence, the aim of his study was to evaluate the acute effect of MFR on quadriceps femoris strength, at different duration times of application.

## METHOD

This study was approved by Augusto Motta University Ethics and Research Committee (CEP/UNISUAM), under the register n° CAAE 63905416.0.0000.5235.

The eligible participants read and signed a written informed consent to participate in this study. They were informed of all risks and benefits associated with this study, as well as all the procedures that would be performed. The study was conducted in a randomized, blinded manner concerning the therapist and evaluator.

## **Participants**

51 healthy men participated in the study. Participants should be aged between 18-35 years old and physically active, verified by the international physical activity questionnaire (IPAQ), to be eligible for this study. Subjects were excluded in case of lower limbs post-operative history in the last 12 months, unconsolidated fractures in the lower limbs, respiratory or cardiovascular diseases considered to be risky or limiting factor for the strength test, lower limb and/or lower back pain during the tests and difficulty performing the requested procedures. In this study, the sample were divided into 3 groups: 3 minutes (n=17), 5 minutes (n=17) and placebo (n=17).

## **Procedures**

The study was conducted in a randomized, blinded manner with regard to the therapist and evaluator. Initially, all participants underwent through a strength evaluation in the dominant limb (pre-intervention) and randomly assigned to one of the three groups (3 minutes, 5 minutes or placebo). The randomization was performed by a draw, using numbered opaque envelopes and kept in an enclosed place.

After the first evaluation (pre-intervention), all subjects were invited to return to the laboratory for a second evaluation (post-intervention), with a 48h interval between the two visits to avoid a possible cumulative effect of strength test, which could compromise the study results. The strength assessment was performed using an isokinetic dynamometer, at angular speeds of 60° and 120°/s in both concentric and eccentric modes. Before the assessments, all participants were familiarized with the test procedures in the isokinetic dynamometer, performing a two-repetition set of knee extension and flexion, with the dominant limb, at speeds of 60° and 120°/s.

## **Protocol**

MFR were applied by only one experienced physical therapist, who was trained to provide both MFR and placebo. In order to minimize the risk of contact between the participants, their visits were scheduled for different moments. The interventions were applied with no cost for the participants.

MFR was applied on rectus femoris (unilaterally - dominant limb only), while the participant remained seated on the isokinetic dynamometer. MFR could be applied for 3min or 5 min, according to the randomization. In this study was chosen the deep-slip technique of MFR.



**FIGURE 1.** Deep-Slip Myofascial Release Technique

In the participants of the placebo group was not applied the MFR. For those, a 3min light massage with application of a non-therapeutic gel was applied on the same area as the intervention groups.

### **Statistical Analysis**

Socio-anthropometric data were analyzed by descriptive statistics with determination of central tendency values (mean and median) and dispersion (standard deviation). Subsequently, the Kolmogorov-Smirnov test was performed and the sample distribution was found to be normal. Regarding the variables of interest, an analysis of the interaction and main effect between the factors group (placebo, 3min and 5min), moment (pre and post-intervention) and speed (60° and 120°/s) and the dependent variables (peak torque, total work and mean power), provided by the isokinetic assessment, was performed. For this, a multivariate analysis of variance (MANOVA) was used, with a significance level greater than

or equal to 95% ( $p \leq 0.05$ ). The data was analyzed by the IBM SPSS 20.0 version for Windows software.

## RESULTS

The participant's characteristics (age, weight, height, body mass index and level of physical activity) are presented in table 1.

**TABLE 1.** Participant characteristics

	<b>Placebo (n=17)</b>	<b>3 Minutes (n=17)</b>	<b>5 Minutes (n=17)</b>
<b>Age (years)</b>	26.88 ± 5.79	24.28 ± 4.46	25.94 ± 6.57
<b>Weight (kg)</b>	80.16 ± 14.79	79.67 ± 23.16	80.06 ± 8.58
<b>Height (cm)</b>	179 ± 0.07	177 ± 0.08	176 ± 0.05
<b>BMI (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	25.04 ± 3.79	24.99 ± 4.97	25.74 ± 2.70
<b>IPAQ (Activity Level)</b>	High (65%) Moderate (30%) Low (5%)	High (78%) Moderate (22%)	High (76%) Moderate (12%) Low (12%)

BMI: Body Mass Index; IPAQ: International Physical Activity Questionnaire

The mean values and their respective standard deviations (SD) of the dependent variables (peak torque, mean power and total work) of the dominant limb, during the knee extension movement at angular speeds of 60°/s and 120°/s, in the placebo, 3 min and 5 min groups are presented in table 2.

**TABLE 2.** Mean values and standard deviations of the variables analyzed by the isokinetic dynamometer

Speed: 60°/s	Placebo (n=17)		3 min		5 min	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Peak Torque (Nm)	242.51 ± 52.07	248.57 ± 54.44	224.48 ±51.12	241.32 ± 45.09	248.63 ± 44.88	258.85 ± 43.51
Total Work (J)	1151.32 ±302.42	1164.61 ±313.97	1031.48 ± 97.37	1164.04 ± 296.63	1170.85 ± 198.84	1265.50 ± 248.40
Mean Power (W)	156.00 ±37.55	164.48 ±35.75	139.58 ± 32.55	161.99 ± 30.83	163.18 ± 36.55	174.95 ± 32.66
Speed: 120°/s	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Peak Torque (Nm)	200.68 ± 47.98	210.35 ± 46.46	193.68 ±38.47	201.59 ± 39.39	205.85 ± 33.31	213.93 ± 36.26
Total Work (J)	1022.84 ±303.86	1058.42 ±278.52	956.66 ±217.51	1038.98 ± 237.58	984.32 ± 264.22	1058.89 ± 255.52
Mean Power (W)	233.17 ±60.43	247.98 ±60.88	222.42 ± 52.83	238.49 ± 45.95	239.60 ± 62.53	261.96 ± 52.34

Regarding the dependent variables of interest (peak torque, total work and mean power), a MANOVA was performed and our results pointed out a main effect and interaction between the moments for total work and mean power. As for the speed factor, there was interaction and main effect for the dependent total work, mean power and peak torque. In the other analyzed variables, no significant differences were found. The results mentioned above are shown in table 3.

**TABLE 3.** Multivariate analysis of variance (MANOVA)

<b>Peak Torque</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>
Group	0.070	0.932
Moment	2.591	0.109
Speed	41.939	<b>&lt;0.01</b>
<b>Total Work</b>		
Group	0.038	0.963
Moment	3.870	<b>0.05</b>
Speed	13.732	<b>&lt;0.01</b>
<b>Mean Power</b>		
Group	0.087	0.917
Moment	6.405	<b>0.012</b>
Speed	161.374	<b>&lt;0.01</b>

## DISCUSSION

The purpose of this study was to evaluate the effect of MFR on quadriceps femoris muscle strength, at different duration times of application. The results indicate interactions and main effect between angular speeds (60° and 120°/s) and between moments (pre and post intervention), for the dependent variables, peak torque, total work, and mean power. However, no difference was found between the experimental (3 minutes and 5 minutes) and placebo groups. Therefore, it was not possible to evidence the effect of MFR on femoral quadriceps muscle strength at different duration times of application.

In this study, three parameters were chosen for analysis: peak torque, total work and mean power. Previously, some studies (14-16) using similar experimental designs, analyzed the muscular function and attested good inter-test reproducibility of the mentioned parameters. Our results are in agreement with the studies described above, once the application of the method was relatively easy to perform and presented low variation in the standard error of the measurement.

The main findings, regarding the dependent variables are as follows: I: For peak torque, higher performance were seen at the lowest angular speed (60°/s) in both, experimental and placebo groups, which can be explained by the fact that the lower the speed tested, the longer the contraction time required to overcome the resistance imposed by the isokinetic dynamometer, consequently, the greater the amount of muscle fibers recruited, producing more force (17). The greatest results for peak torque were seen for the group that underwent through longer intervention (5 minutes), nevertheless, the results did not show statistical differences ( $p>0.05$ ). II: Concerning total work, we noticed similar behavior to torque peak in all the analyzed groups, in which higher performance were found at lower speed. The total work represents the torque generated during the whole range of motion, being inversely proportional to the angular speed (18-20). III: In contrast to the other analyzed dependent variables, mean power presented better performance at the highest angular speed (120°/s), in all groups. Our findings are in agreement with the results found by (21), in which power was reduced at lower angular speed (60°/s).

In a study using foam roller as an instrument for ALM, Healey *et al.* (12) did not find effects of ALM on athletes vertical jump performance. Their results are consonant to the ones found by MacDonald (11) that did not show significant interaction between ALM and force. The present study observed significant improvement for moments (pre and post-intervention), mainly in relation to total work. Notwithstanding, concurring to previous studies using foam roller, it was not possible to evidence the effect of MFR on muscle strength when comparing intervention groups to placebo. The interaction and main effect between the pre and post-intervention differences may happen due to familiarization with the isokinetic dynamometer. Although all participants, mandatorily, did two repetitions for familiarization at each speed, the second visit had an inevitable learning factor (11, 12).

With respect to the duration times of MFR application, it is important to emphasize that the duration times used in the study methods were 3 and 5 minutes, as previously described by Ercole *et al.* (22) who evaluated the required duration time to modify the fascial tissue and suggested that this time may differ according to the characteristics of subjects. The mean time obtained in the cited study was 3.24 minutes in patients with acute or chronic low back pain. Recent studies (3, 23) used MRF to evaluate different outcomes, such as variation in pain perception and range of motion, and found significant results. However, the application of the technique was performed for longer times. To date, this is the first study to

evaluate the effect of MFR on quadriceps femoris strength. Therefore, there is no standard protocol to be followed for such analysis.

## **LIMITATIONS**

In this experimental study, some limitations that justify the discussion: the first one refers to the shortage of previous studies in the literature to compare to our results, even with the availability of several studies regarding the applicability of MRF on muscle performance. Another aspect is that the lack of statistical significance may be due to a treatment effect which is lower than expected.

## **CONCLUSION**

From our findings, it can be concluded that MFR had no acute effect on quadriceps femoris peak torque, total work and mean power, at any of the proposed duration times of application. Further researches are required on this topic, focusing on longitudinal designs, to elucidate the mechanisms of MFR involved in kinetic parameters. It is suggested that future studies apply longer duration time of MFR in healthy individuals. Beside of that, to replicate our protocol in individuals with reported myofascial restrictions, to enable new comparisons and inferences. Especially, towards the analysis of MFR as a pre-training resource in muscle strength exercise.

## **REFERENCES**

1. MacDonald N, Baker R, Cheatham SW. The effects of instrument assisted soft tissue mobilization on lower extremity muscle performance: a randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther.* 2016 Dec;11(7):1040-7.

2. Findley T. Fascia Research II: Second International Fascia Research Congress. *Int J Ther Massage Bodywork*. 2009 Sep 23;2(3):4-9.
3. Tozzi P, Bongiorno D, Vitturini C. Fascial release effects on patients with non-specific cervical or lumbar pain. *J Bodyw Mov Ther*. 2011 Oct;15(4):405-16.
4. Kwong EH, Findley TW. Fascia--Current knowledge and future directions in physiatry: narrative review. *J Rehabil Res Dev*. 2014;51(6):875-84.
5. Kumka M, Bonar J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *J Can Chiropr Assoc*. 2012 Sep;56(3):179-91.
6. Schroeder AN, Best TM. Is self myofascial release an effective preexercise and recovery strategy? A literature review. *Curr Sports Med Rep*. 2015 May-Jun;14(3):200-8.
7. Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *J Anat*. 2016 Jun;228(6):910-8.
8. McKenney K, Elder AS, Elder C, Hutchins A. Myofascial release as a treatment for orthopaedic conditions: a systematic review. *J Athl Train*. 2013 Jul-Aug;48(4):522-7.
9. Ajimsha MS, Al-Mudahka NR, Al-Madzhar JA. Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials. *J Bodyw Mov Ther*. 2015 Jan;19(1):102-1
10. Behara B, Jacobson BH. Acute Effects of Deep Tissue Foam Rolling and Dynamic Stretching on Muscular Strength, Power, and Flexibility in Division I Linemen. *J Strength Cond Res*. 2017 Apr;31(4):888-92.
11. MacDonald GZ, Penney MD, Mullaley ME, Cuconato AL, Drake CD, Behm DG, et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. *J Strength Cond Res*. 2013 Mar;27(3):812-21.
12. Healey KC, Hatfield DL, Blanpied P, Dorfman LR, Riebe D. The effects of myofascial release with foam rolling on performance. *J Strength Cond Res*. 2014 Jan;28(1):61-8.

13. Su H, Chang NJ, Wu WL, Guo LY, Chu IH. Acute Effects of Foam Rolling, Static Stretching, and Dynamic Stretching During Warm-ups on Muscular Flexibility and Strength in Young Adults. *J Sport Rehabil.* 2017 Nov;26(6):469-77.
14. Davies GJ, Heiderscheit BC. Reliability of the Lido Linea closed kinetic chain isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997 Feb;25(2):133-6.
15. Impellizzeri FM, Bizzini M, Rampinini E, Cereda F, Maffiuletti NA. Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2008 Mar;28(2):113-9.
16. Saenz A, Avellanet M, Hijos E, Chaler J, Garreta R, Pujol E, et al. Knee isokinetic test-retest: a multicentre knee isokinetic test-retest study of a fatigue protocol. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010 Mar;46(1):81-8.
17. Ferreira AP, Gomes SrA, Ferreira CES, Arruda Md, França NMd. Avaliação do desempenho isocinético da musculatura extensora e flexora do joelho de atletas de futsal em membro dominante e não dominante. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte.* 2010;32(1):229-43.
18. Portes EM, Portes LA, Botelho VG, Souza Pinto S. Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity. *Clinics (Sao Paulo).* 2007 Apr;62(2):127-32.
19. Dias EP, Marchiori E, Coutinho Júnior ANC, Domingues RMCR, Domingues RCR. Avaliação por ressonância magnética das injúrias musculares traumáticas. *Radiologia Brasileira.* 2001;34(6):327-31.
20. Petersen J, Holmich P. Evidence based prevention of hamstring injuries in sport. *Br J Sports Med.* 2005 Jun;39(6):319-23.

21. Zabka FF, Valente HGa, Pacheco AM. Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2011;17(3):189-92.
22. Ercole B, Antonio S, Julie Ann D, Stecco C. How much time is required to modify a fascial fibrosis? *J Bodyw Mov Ther*. 2010 Oct;14(4):318-25.
23. Kuruma H, Takei H, Nitta O, Furukawa Y, Shida N, Kamio H, et al. Effects of Myofascial Release and Stretching Technique on Range of Motion and Reaction Time. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013;25(2):169-71.

## 5 RESULTADOS

Os dados da caracterização de 51 sujeitos hígidos com as variáveis idade, peso, altura, índice de massa corporal (IMC) e nível de atividade física, estão apresentados na tabela 4.

Tabela 2 – Caracterização da amostra

	<b>Placebo (n=17)</b>	<b>3 Minutos (n=17)</b>	<b>5 Minutos (n=17)</b>
<b>Idade (anos)</b>	26,88 ± 5,79	24,28 ± 4,46	25,94 ± 6,57
<b>Peso (kg)</b>	80,16 ± 14,79	79,67 ± 23,16	80,06 ± 8,58
<b>Altura (cm)</b>	179 ± 0,07	177 ± 0,08	176 ± 0,05
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	25,04 ± 3,79	24,99 ± 4,97	25,74 ± 2,70
<b>IPAQ</b>	Muito ativo (64,71%) Ativo (29,41%) Irregularmente ativo (5,88%)	Muito ativo (77,78%) Ativo (22,22%)	Muito ativo (76,47%) Ativo (11,76%) Irregularmente ativo (11,76%)

Os valores médios e seus respectivos desvios-padrão das variáveis dependentes pico de torque, potência média e trabalho total do membro dominante, durante o movimento de extensão nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s, nos grupos placebo, 3min. e 5 min., estão apresentados na tabela 5.

Tabela 3 – Valores médios e desvio-padrão das variáveis analisadas pelo dinamômetro isocinético

Velocidade 60°/s	Placebo		3 min		5 min	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Pico de torque (Nm)	242,51 ± 52,07	248,57 ± 54,44	224,48 ± 51,12	241,32 ± 45,09	248,63 ± 44,88	258,85 ± 43,51
Trabalho total (J)	1151,32 ± 302,42	1164,61 ± 313,97	1031,48 ± 97,37	1164,04 ± 296,63	1170,85 ± 198,84	1265,50 ± 248,40
Potência média (W)	156,00 ± 37,55	164,48 ± 35,75	139,58 ± 32,55	161,99 ± 30,83	163,18 ± 36,55	174,95 ± 32,66
Velocidade 120°/s	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Pico de torque (Nm)	200,68 ± 47,98	210,35 ± 46,46	193,68 ± 38,47	201,59 ± 39,39	205,85 ± 33,31	213,93 ± 36,26
Trabalho total (J)	1022,84 ± 303,86	1058,42 ± 278,52	956,66 ± 217,51	1038,98 ± 237,58	984,32 ± 264,22	1058,89 ± 255,52
Potência média (W)	233,17 ± 60,43	247,98 ± 60,88	222,42 ± 52,83	238,49 ± 45,95	239,60 ± 62,53	261,96 ± 52,34

Referente às variáveis dependentes de interesse, pico de torque, trabalho total e potência média, foi realizada uma MANOVA e os nossos resultados apontaram um efeito principal e interação entre os fatores momento e velocidade, para as variáveis dependentes trabalho total e potência média. Quanto ao fator velocidade, houve interação e efeito principal para a variável dependente pico de torque. Nas demais variáveis analisadas não foram encontradas diferenças significantes. Os resultados supracitados encontram-se discriminados na tabela 4.

Tabela 4 – Análise multivariada da Variância (MANOVA)

<b>Pico de torque</b>		
	<b>F</b>	<b>Sig.</b>
Grupo	0,070	0,932
Momento	2,591	0,109
Velocidade	41,939	<b>&lt;0,01</b>
<b>Trabalho Total</b>		
Grupo	0,038	0,963
Momento	3,870	<b>0,05</b>
Velocidade	13,732	<b>&lt;0,01</b>
<b>Potencia Média</b>		
Grupo	0,087	0,917
Momento	6,405	<b>0,012</b>
Velocidade	161,374	<b>&lt;0,01</b>

As figuras 5, 6 e 7 demonstram a distribuição dos valores das variáveis de interesse e as suas interações entre grupos (placebo, 3min. e 5min.), velocidades angulares e momentos (pré e pós-intervenção).

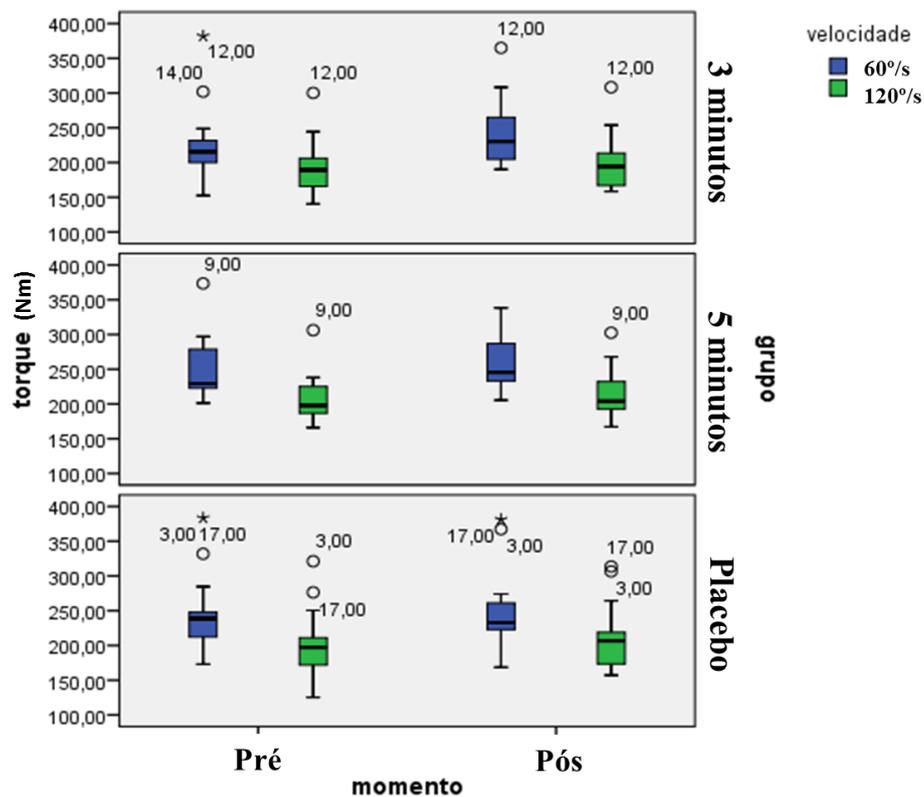


Figura 5. Blox plot com distribuição dos valores para a variável dependente pico de torque.

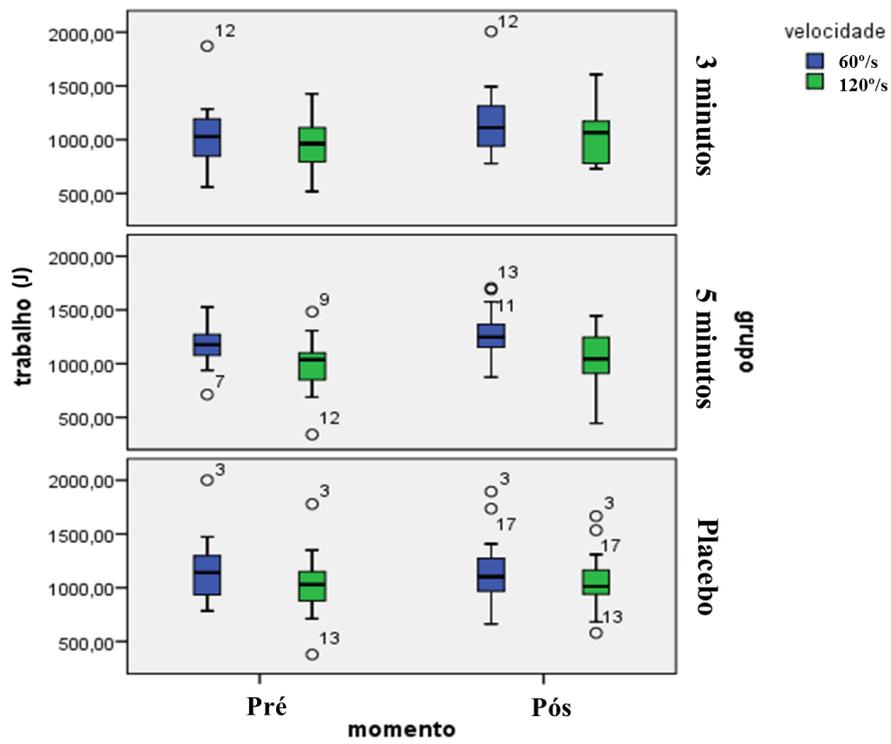


Figura 6. Box plot com distribuição dos valores para a variável dependente trabalho total.

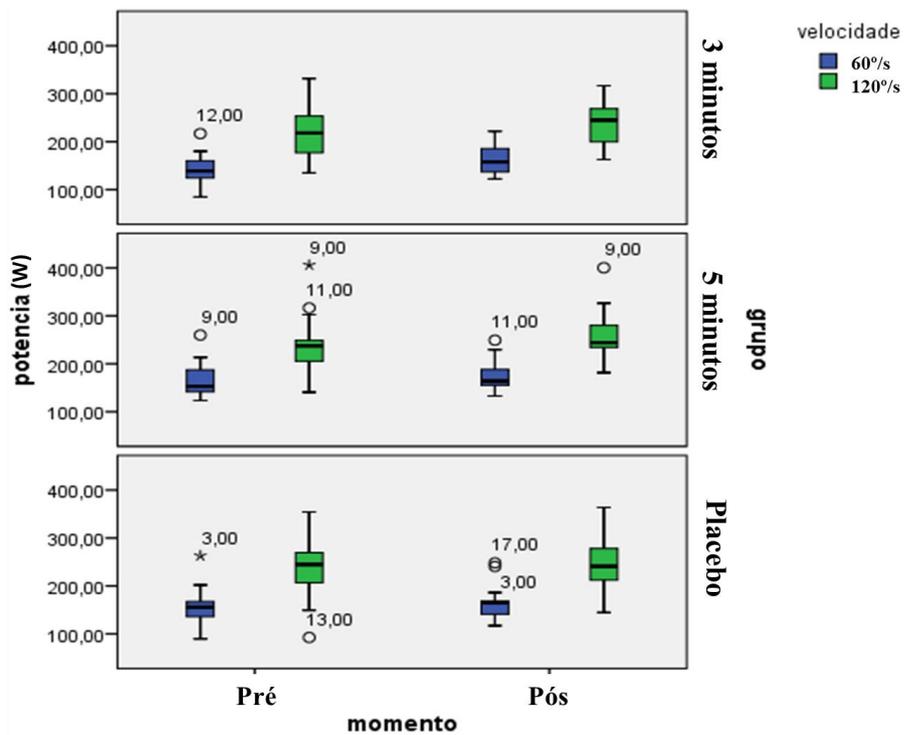


Figura 7. Box plot com distribuição dos valores para a variável dependente potência.

## 6 DISCUSSÃO

O objetivo principal deste estudo foi avaliar o efeito da MMF na força muscular do quadríceps femoral em diferentes tempos de aplicação. Apesar das interações e efeito principal para as velocidades angulares (60°/s e 120°/s) e momentos (pré e pós-intervenção), durante as variáveis dependentes pico de torque, trabalho total, e potência média, não houve interações e diferenças significativas entre os grupos (placebo, 3min e 5min). Os resultados similares ao do nosso estudo foram apresentados por Su *et al.* (2016) em sua avaliação e comparação dos efeitos agudos do *foam roller*, alongamentos estáticos e dinâmicos, na flexibilidade e força muscular, durante o movimento de flexo-extensão do joelho. Participaram do estudo 30 sujeitos, sendo 15 homens hígidos. Todos os participantes passaram por todas as intervenções, completando três sessões de teste, com 48-72 horas de descanso entre cada sessão. O dinamômetro isocinético foi utilizado para análise da força muscular, utilizando como parâmetro a variável dependente pico de torque, com uma velocidade angular de 60°/s. Os resultados apontaram que houve efeito principal significativo para os momentos pré e pós-intervenção para a variável pico de torque durante extensão do joelho, para as *foam roller*, alongamento estático e dinâmico. Entretanto, não ocorreu interação entre os momentos (pré e pós) com as condições (*foam roller*, alongamento estático e dinâmico). Além disso, na comparação intergrupos, os sujeitos no grupo *foam roller* apresentaram uma tendência de maior desenvolvimento do pico de torque. Assim, os nossos achados sobre a ausência de interação entre o fator pico de torque estão de acordo com os dados de Su *et al.* (2016). Inclusive no que tange à interação entre os momentos e os parâmetros isocinéticos da força muscular.

No presente estudo, foram escolhidos 3 parâmetros para análise: Pico do torque, trabalho total e média de potência. Os estudos de Davies e Heiderscheit (1997), Impellizzeri *et al.* (2008) e Saenz *et al.* (2010), em desenhos experimentais similares, analisaram a função muscular e atestaram a boa reprodutibilidade interteste dos parâmetros supracitados. Nossos resultados estão em consonância com os trabalhos descritos acima, pois a aplicação do método foi relativamente de fácil execução, baixo viés no erro padrão da medida.

Sobre as velocidades angulares, nosso estudo apresentou um parâmetro cinético inversamente proporcional quando comparadas ao desempenho. Isto é, quanto menor a velocidade maior o desempenho em algumas variáveis, sendo possível observar diferenças significativas ( $p < 0,01$ ). Os dados encontrados representam o padrão descrito por Ripamonti *et*

*al.* (2008) que analisaram a relação torque-velocidade e velocidade-potência para os músculos flexores e extensores do tronco. Já Zabka *et al.* (2011) analisaram os valores sobre o perfil muscular e os parâmetros normativos relativos ao desempenho muscular dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional. Os 39 atletas foram submetidos à análise do desempenho muscular no dinamômetro isocinético. Os testes consistiram de contrações concêntricas máxima, dos músculos extensores e flexores do joelho, nas velocidades angulares de 60°/s e 240°/s. O pico de torque, para esta amostra, mostrou-se inversamente proporcional à velocidade angular aplicada no teste, assim como o trabalho total. Desta forma, os nossos resultados reforçaram tais afirmativas e, por este motivo, é possível observar dados significativos para o efeito principal e a interação entre fatores.

No presente trabalho, os maiores resultados encontrados para pico de torque estão relacionados ao grupo que sofreu intervenção por 5 minutos. Esses dados se apresentam com valores de 248,63Nm  $\pm$  44,88, em média, no momento pré-intervenção para a velocidade de 60°/s, e 258,85Nm  $\pm$  43,51 no momento pós-intervenção, também, para a velocidade de 60°/s. Porém, ao comparar os valores da velocidade angular mais baixa com os valores do pico do torque em 120°/s, a média foi de 205,85Nm  $\pm$  33,31, para o momento pré-intervenção, e 213,93Nm  $\pm$  36,26 para o momento pós-intervenção. O maior desempenho de pico de torque encontrado na velocidade angular mais baixa (60°/s) pode ser explicado pelo fato de que quanto menor a velocidade testada, maior o tempo de contração necessária para vencer a resistência imposta pelo dinamômetro isocinético, logo, maior a quantidade de fibras musculares recrutadas, gerando mais força (FERREIRA *et al.*, 2010).

Quanto a variável trabalho total foi possível observar em todos os grupos analisados, um comportamento similar aos resultados encontrados no pico do torque. O trabalho total representa o torque gerado durante toda amplitude de movimento, sendo inversamente proporcional à velocidade angular (DIAS *et al.*, 2001; PETERSEN; HOLMICH, 2005; PORTES, 2007). No grupo placebo observa-se, no momento pré-intervenção, durante a velocidade angular de 60°/s, uma média de 1151,32J  $\pm$  302,42 (J) e, no momento pós-intervenção 1164,61  $\pm$  313,97 (J). Já para a velocidade de 120°/s, observa-se uma média de 1022,84J  $\pm$  303,86 no momento pré-intervenção, e 1058,42J  $\pm$  278,52 no momento pós-intervenção. Em contrapartida, a potência média apresentou melhor desempenho durante a velocidade angular mais alta (120°/s), em todos os grupos. Nossos dados apontaram similaridades ao estudo de Zabka *et al.* (2011), em que a potência apresentou-se reduzida na menor velocidade angular (60°/s).

Healey *et al.* (2014) realizou um estudo cujo objetivo era analisar o efeito da auto liberação miofascial (ALM) sobre o desempenho de atletas, durante salto vertical, utilizando *foam roller*. Para isso, participaram do estudo 26 indivíduos (13 homens e 13 mulheres) saudáveis. Porém, após análise estatística, o estudo sugeriu que o *foam roller* não teria efeito sobre o desempenho do atleta durante o salto vertical. O mesmo ocorre em um estudo feito por MacDonald *et al.* (2013), cujo objetivo era determinar o efeito da ALM através do *foam roller* na força extensora do joelho. Participaram do estudo 11 homens saudáveis e fisicamente ativos, divididos em 2 grupos: 1) Grupo que passou pela ALM; 2) Grupo controle, que não passou pela ALM. Os resultados apresentaram-se significativos no que tange à amplitude de movimento da articulação. Contudo, apesar das diferenças apresentadas não houve interação significativa com a ALM. O presente estudo observou uma melhora significativa nos momentos pré e pós-intervenção, principalmente no que diz respeito ao trabalho total, mas, de forma semelhante aos estudos anteriores, utilizando *foam roller*, não foi possível evidenciar o efeito da MMF na força muscular. A interação e o efeito principal entre as diferenças pré e pós-intervenção podem ser decorrência da familiarização com o dinamômetro isocinético. Ainda que todos os indivíduos tenham como regra a familiarização com duas repetições de cada velocidade, a segunda visita contava com fator aprendizagem (MACDONALD *et al.*, 2013; HEALEY *et al.*, 2014).

No tocante ao tempo de aplicação da manobra, Wiktorsson-Moller *et al.* (1983) sugere que uma massagem com duração de 6 a 15 minutos poderia diminuir a força muscular no membro inferior. Em contrapartida, Ask *et al.* (1987) descreveram em seu estudo, um aumento significativo de 11% da potência máxima do músculo durante a extensão do joelho, após uma massagem com duração de 10 minutos. A investigação de Barnes (1990) sugere que entre 90 e 120s de uma pressão constante aplicada a uma barreira de tecido restrita, é possível notar um tecido mais flexível e macio. É importante ressaltar que os tempos utilizados na metodologia do estudo foram 3 e 5 minutos, previamente descrito por Ercole (2010), que avaliou o tempo necessário para modificar o tecido fascial, sugerindo que o tempo necessário para modificação difere com as características dos sujeitos, mas o tempo médio obtido em seu estudo foi de 3,24 minutos em pacientes com lombalgia aguda ou crônica.

## 6.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Neste estudo experimental ocorreram algumas limitações: A primeira é referente à escassez de estudos experimentais para comparação com os nossos resultados, mesmo com a disponibilidade de inúmeros trabalhos sobre a aplicabilidade da MMF no desempenho muscular. Outro aspecto foi a falta de investigações na literatura que utilizaram a MMF feita por terceiros (terapeuta) e com a análise padrão-ouro (dinamometria isocinética). Há um número de artigos que discutem apenas a auto liberação o que restringiu e diminuiu o poder de comparação dos nossos achados com a literatura vigente.

## 7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados no presente estudo, pode-se concluir que a MMF não teve efeito imediato em nenhum dos tempos de aplicação propostos no pico de torque, trabalho total e potência média, no quadríceps femoral. Apesar da interação entre os momentos pré e pós-intervenção e nas velocidades 60°/s e 120°/s, não foi possível determinar um efeito imediato da MMF nos parâmetros cinéticos do quadríceps femoral. Sendo assim, nossos achados requerem novas investigações acerca do tema, principalmente com desenhos longitudinais, com maior número de visitas e avaliações, a fim de elucidar os reais mecanismos da MMF envolvidos nos parâmetros cinéticos. Sugere-se, ainda, que um tempo maior de aplicação da MMF ou o mesmo protocolo aplicado a indivíduos não hígidos, também possa ser investigado para facilitar novas comparações e inferências. Especialmente, na análise da utilização da MMF como recurso pré-treinamento no trabalho de força muscular.

## 8 REFERÊNCIAS

ABU-HIJLEH, M. F.; ROSHIER A. L.; AL-SHBOUL Q.; DHARAP A. S.; HARRIS P. F. **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.

AJIMSHA, M. S.; AL-MUDAHKA, N. R.; AL-MADZHAR, J. A. **Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials.** *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, v. 19, n. 1, p. 102 – 112, 2015.

ALBUQUERQUE, CV.; MASCHIO JP.; GRUBE CR.; SOUZA RM.; HERNANDEZ S. **Efeito agudo de diferentes formas de aquecimento sobre a força muscular.** *Fisioterapia em movimento*. Curitiba, v. 24, n. 2, p. 221 – 229, 2011.

ALVARES, J. B. D. A. R.; RODRIGUES, R.; DE AZEVEDO, R. F.; DA SILVA, B. G. C.; PINTO, R. S.; VAZ, M. A.; BARONI, B. M. **Inter-machine Reliability of the Biodex and Cybex Isokinetic Dynamometers for Knee Flexor-Extensor Isometric, Concentric and Eccentric Tests.** *Physical Therapy in Sports*, v. 16, n. 1, p. 59 – 56, 2015.

ASK, N.; OXELBECK, U.; LUNDEBERG, T.; TESCH, P. A. **The influence of massage on quadriceps function after exhaustive exercise.** *Medicine & Science in Sports Exercise*, v. 19, n. 2, p. S3, 1987.

BALTZOPOULOS, V. BRODIE, D. A. **Isokinetic Dynamometry Applications and Limitations.** *Sports Medicine*, v. 8, n. 2, p. 101 – 116, 1989.

BARNES, J. F. **Myofascial Release: the Search for Excellence.** Ed. Rehabilitation Services Inc, Paoli, Pa. 1990.

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.** *Journal of Anatomy*, v. 214, n. 1 p. 1 – 18, 2009.

BERGER, R. A. **Applied Science Physiology**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1982.

BORDONI, B.; BORDONI, G. **Reflections on osteopathic fascia treatment in the peripheral nervous system**. Journal of pain Research, v.8, p. 735 – 740, 2015.

BORGINI, E.; STECCO, A.; DAY, J. A.; STECCO, C. **How much time is required to modify a fascial fibrosis?**. Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 14, p. 318 – 325, 2010.

BOUCHARD, C.; SHEPHARD, R. J.; STEPHENS, T. **Physical activity, fitness and health: Consensus statement**. Champaign, Illinois: Human Kinetics, 1993.

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.

BÜYÜKVURAL ŞEN, S.; DEMİR, S. Ö.; EKİZ, T.; ÖZGIRGIN, N. **Effects of the bilateral isokinetic strengthening training on functional parameters, gait and the quality of life in patients with stroke**. International Journal of Clinical Experimental Medicine, v. 8, n. 9, p. 16871 – 16879, 2015.

CARDOSO, F. S.; CURTOLO, M.; NATOUR, J.; LOMBARDI-JÚNIOR, I. **Avaliação da qualidade de vida, força muscular e capacidade funcional em mulheres com fibromialgia**. Revista Brasileira de Reumatologia. São Paulo, v. 51, n. 4, p. 338 – 350, 2011.

CHRIS, B.; ŠKARABOT, J. **Effects of Self-Myofascial Release: A Systematic Review**. Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 19, n. 4, p. 747 – 758, 2015.

COREY, S. M.; VIZZARD, M. A.; BADGER, G. J.; LANGEVIN, H. M. **Sensory innervation of the nonspecialized connective tissues in the low back of the rat**. Cells Tissues Organs, v. 194, n. 6, p. 521 – 530, 2011.

COSTA, N. A. D.; POGGETTO, S. F. D.; PEDRONI, C. R. **O efeito da manipulação miofascial sobre o limiar doloroso em atletas durante período competitivo**. Revista Terapia Manual, v. 10, n. 50, p. 486 – 490, 2012.

DAVIES, G. J.; HEIDERSCHEIT, B. C. **Reliability of the lido linea closed kinetic chain isokinetic dynamometer.** Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 25, n. 2, p. 133 – 136, 1997.

DAY, J. A.; COPETTI, L.; RUCLI, G. **From clinical experience to a model for the human fascial system.** Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 16, n. 16, p. 372 – 380, 2012.

DIAS E. P.; MARCHIOR E.; COUTINHO J. R.; DOMINGUES R. C. **Avaliação por ressonância magnética das injúrias musculares traumáticas.** Radiologia Brasileira, São Paulo, v. 34, n. 6, p. 327 – 331, 2001.

DVIR, z. **Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas.** São Paulo: manole, 2002

ERCOLE, B.; ANTONIO, S.; JULIE ANN, D.; STECCO, C. **How much time is required to modify a fascial fibrosis?.** Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 14, n. 4, p. 318 – 325, 2010.

FERREIRA, Aparecido Pimentel et al . **Avaliação do desempenho isocinético da musculatura extensora e flexora do joelho de atletas de futsal em membro dominante e não dominante.** Revista Brasileira de Ciências do Esporte, Porto Alegre, v. 32, n. 1, p. 229 – 243, 2010.

FINDLEY, T. W. **Second International Fascia Research Congress.** International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork, v. 2, n. 2, p. 1 – 6, 2009.

FREDMANN-BETTE B.; BAUER, T.; KINSCHERF, R., VORWALD, S., KLUTE K., BISCHOFF D. **Effect of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes.** European Journal of Applied Physiology, v. 108, n. 4, p. 821 – 836, 2010.

HEALEY KC.; HATFIELD DL.; BLANPIED P.; DORFMAN LR.; RIEBE D. **The effects of myofascial release with foam rolling on performance.** Journal of Strength and Conditioning Research, v. 28, n. 1, p. 61 – 68, 2014.

ICHIKAWA, K.; TAKEI, H.; MITOMO, S.; OGAWA, D. **Comparative analysis of ultrasound changes in the vastus lateralis muscle following myofascial release and thermotherapy: A pilot study**. Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 19, n. 2, p. 327 – 336, 2015.

IMPELLIZZERI, F. M.; BIZZINI, M.; RAMPININI, E.; CEREDA, F.; MAFFIULETTI, N. A. **Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex Norm dynamometer**. Clinical Physiology Functional Imaging, v. 28, n. 2, p. 113 – 9, 2008

KNUTTGEN, H. G.; KRAEMER, W. J. **Terminology and measurement in exercise performance**. Journal of Applied Sport Science Resolution, v. 1, n. 1, p. 1 – 10, 1987.

KRAEMER, W. J.; FLECK, S. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**. 3 ed. Porto Alegre: Artmed, 2006, p. 21.

KRAUSE, F.; WILKE, J.; VOGT, L.; BANZER, W. **Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review**. Journal of anatomy, v. 228, n. 6, p. 910 - 918, 2016.

KUMKA, M.; BONAR, J. **Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review**. Journal of the Canadian Chiropractic Association, v. 56, n. 3, p. 179 – 191, 2012.

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**. Journal of Cellular Physiology, v. 207, n. 3, p. 767 – 74, 2006.

LETIERI, R. V.; OLIVEIRA, M. B.; JÚNIOR, F. I. S.; OLIVEIRA, K. B. B.; FILHO, A. E. C. M.; HOLANDA, F. J.; JÚNIOR, T. A. **Efeito das diferentes velocidades de contração na força muscular em jovens**. Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício, São Paulo, v. 11, n. 65, p. 228 – 232, 2017.

LIMA, R. M.; BOTTARO, M.; CARREGARO, R.; OLIVEIRA, J. F.; BEZERRA, L. M. A.; OLIVEIRA, R. J. **Força muscular de idosos : uma comparação**. Revista Brasileira Cineantropometria Desempenho Humano, v. 4, n. 14, p. 18 – 409, 2012.

LUNA, N. M. S.; ALONSO, A. C.; SERRA, M.; ANDARE, N. F. B.; NAKANO, E. Y.; BOLINI, D. S.; GREVE, J. M. D. **Análise isocinética e cinética de corredores e triatletas com e sem histórico de fratura por estresse.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo, v. 21, n. 4, p. 252 – 256, 2015.

LUND, H.; SØNDERGAARD, K.; ZACHARIASSEN, T.; CHRISTENSEN, R.; BULLOW, P.; HENRIKSEN, M.; BARTELS, E. M.; DANNESKIOLD-SAMSØE, B.; BLIDDAL, H. **Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers.** Clinical Physiology and Functional Imaging, v. 25, n. 2, p. 75 – 82, 2005.

LUOMALA, T.; PIHLMAN, M.; HEISKANEN, J.; STECCO, C. **Case study: Could ultrasound and elastography visualized densified areas inside the deep fascia?** Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 18, n. 3, p. 462 – 468, 2014.

MACCHI, V.; TIENGO, C.; PORZIONATO, A.; STECCO, C.; VIGATO, E.; PARENTI, A.; AZZENA, B.; WEI- GLEIN, A.; MAZZOLENI, F.; DE CARO, R. **Histotopographic study of the fibroadi- pose connective cheek system.** Cells Tissues Organs, v. 191, n. 1, p. 47 – 56, 2010.

MACDONALD, G. Z.; PENNEY, M. D. H.; MULLALEY, M. E.; CUCONATO, A. L.; DRAKE, C. D. J.; 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.** Journal of Strength and Conditioning Research, v. 27, n. 3, p. 812 – 821, 2013.

MANHEIM, C. J. **The myofascial release manual.** 4 ed. Slack Incorporated, 2008

MARÃES, V. R. F. D. S.; CRUZ, B. O. D. A. M.; MOREIRA, J. A.; ALMEIDA, C. C.; GARCIA, P. A. **Avaliação do quadril de amputados transfemoral durante contração isométrica em dinamômetro isocinético.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo, v. 20, n. 5, p. 336 – 339, 2014.

MCKENNEY, K.; ELDER, A. S.; ELDER, C.; HUTCHINS, A. **Myofascial Release as a Treatment for Orthopaedic Conditions: A Systematic Review.** Journal of Athletic Training, v. 48, n. 4, p. 522 – 527, 2013.

MENDES, A. C.; MUNIZ, M. M.; SILVA, R. G. M.; LOPES, R. S. D.; CARVALHO, F. T. **Comparison of myofascial release af ter passive muscle stretching and neural mobilization on ROM of the hip.** Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal, v. 12, p. 317 – 333, 2014.

MYERS, T. W. **Trilhos anatômicos: meridianos miofasciais para terapeutas manuais e do movimento**. 2.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

OLDIFIELD, R. C. **The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory**. *Neuropsychologia*, v. 9, n. 1, p. 97 – 113, 1971.

PARK, D. J.; **A pilot study of balance performance benefit of myofascial release, with a tennis ball, in chronic stroke patients**. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, v. 20, n. 1, p. 98 – 103, 2016.

PETERSEN, J.; HÖLMICH, P. **Evidence based prevention of hamstring injuries in sport**. *British Journal of Sports Medicine*, v. 39, n. 6, p. 319 – 323, 2005.

PORTES, E. M.; PORTES, L. A.; BOTELHO, V. G.; PINTO, S. S. **Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity**. *Clinics*, São Paulo, v. 62, n. 2, p. 127 – 132, 2007.

RÊGO, E. M; MARFIN-MARTIN, M.; DIBAI FILHO, A. V.; FÁVERO, F. M.; OLIVEIRA, A. S. B.; FONTES, S. V. **Efeitos da Liberação Miofascial Sobre a Flexibilidade de um Paciente com Distrofia Miotônica de Steinert**. *Revista Neurociência*, v. 20, n. 3, p. 404 – 409, 2012.

RIPAMONTI, M.; COLIN, D.; RAHMANI, A. **Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension**. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 23, n. 5, p. 520 – 526, 2008.

ROLF, I. P. **Rolfing: Re-establishing the Natural Alignment and Structural Integration of the Human Body for Vitality and Well- Being**. India: Healing Arts Press Edition, 1989.

SAENZ, A.; AVELLANET, M.; HIJOS, E.; CHALER, J.; GARRETA, R.; PUJOS, E. **Knee isokinetic test-retest: a multicenter knee isokinetic test-retest study of fatigue protocole.** European Journal of Physysical and Rehabilitation Medicine, v. 46, n. 1, p. 81 – 8, 2010.

SALDÍAS, D. P.; MARTIN, C. A.; MARTINS, D.; ANDRADE, M. C. D. **Conceitualização e análise crítica dos dinamômetros isocinéticos.** Brazilian Journal of Biomechanics, v. 12, n. 13, p. 57 – 66, 2011.

SCHLEIP, R. **Fascial plasticity – A new neurobiological explanation.** Journal of Bodywork and Movement Therapies, v. 7, n. 1, p. 11 – 19, 2003.

SCHLEIP, R.; JAGER, H.; KLINGER, W. **What is ‘fascia’? A review of different nomenclatures.** Journal of Bodywork & Movement Therapies, v. 16, n. 4, p. 496 – 502, 2012.

SCHROEDER, A. N.; BEST, T. M. **Is self myofascial release an effective preexercise and recovery strategy? A literature review.** Current sports medicine reports, v. 14, n. 3, p. 200 - 208, 2015.

SILVA, D. A.; MEJIA, D. P. M. **A Liberação miofascial no tratamento da fascite plantar.** 2013. Disponível em: < [http://portalbiocursos.com.br/ohs/data/docs/37/17\\_-\\_A\\_LiberaYYo\\_miofascial\\_no\\_tratamento\\_da\\_fascite\\_plantar.pdf](http://portalbiocursos.com.br/ohs/data/docs/37/17_-_A_LiberaYYo_miofascial_no_tratamento_da_fascite_plantar.pdf) >

SIMMONDS N.; MILLER P.; GEMMELL H. **A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy.** Journal of Bodywork and Movement Therapies, v. 16, n. 1, p. 83 – 93, 2012.

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

STECCO, A.; STERN, R.; FANTONI, I.; DE CARO, R.; STECCO, C. **Fascial disorders: Implications for treatment.** Physical Medicine and Rehabilitation, v. 8, n. 2, p. 161 – 168, 2015.

STECCO, C.; MACCHI, V.; PORZIONATO, A.; DUPARC, F.; DE CARO, R. **The fascia: the forgotten structure.** Italian Journal of anatomy and embryology, v. 116, n. 3, p. 127 - 138, 2011.

STECCO, L. **Fascial Manipulation for Musculoskeletal Pain.** Padova: Piccin Nuova Librari, 2004.

STECCO, L.; STECCO, C. **Fascial Manipulation: Practical Part.** Padova: Piccin Nuova Librari, 2009.

STILL, A. T. **The Philosophy and Mechanical Principles of Osteopathy.** Kansas City, MO: Hudson-Kimberly Pub. Co, 1902.

SU, H.; CHANG, N. J.; GUO, L. Y.; CHU, I. H. **Acute Effects of Foam Rolling, Static Stretching, and Dynamic Stretching During Warm-Ups on Muscular Flexibility and Strength in Young Adults.** Journal of Sport Rehabilitation, p. 1 – 24, 2016.

TERRERI A. S. A. P.; GREVE J. M. D.; AMATUZZI M. M. **Avaliação isocinética no joelho do atleta.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo, v. 7, n. 2, p. 62 – 66, 2001.

TESTUT, L. **Traite d'anatomie humaine - LIVRE X - Appareil Uro-génital,** Doin, Paris, 1889.

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.

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.** International Journal of Therapeutic Massage & Bodywork, v. 2, n. 4, p. 9 - 23, 2009.

WAVREILLE, G.; BRICOUT, J.; MOULIADE, S.; LEMOINE, S.; PRODHOMME, G.; KHANCHANDANI, P.; CHANTELOT, C.; FONTAINE C. **Anatomical bases of the free**

**posterior brachial fascial flap.** Surgical and Radiologic Anatomy, v. 32, n. 4, p. 393 – 399, 2010.

**WEERAPONG, P.; HUME, P. A.; KOLT, G. S. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention.** Sports Medicine, v. 35, n. 3, p. 235 – 256, 2005.

**WERNBOM, M.; AUGUSTSSON, J.; THOEEÉ, R. The influence of frequency, intensity, volume and mode strength training on whole muscle cross-sectional area in humans.** Sports Medicine, v. 37, n. 3, p. 225 – 264, 2007.

**WIKTORSSON-MOLLER, M.; OBERG, B.; EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity.** The American Journal of Sports Medicine, v. 11, n. 4, p. 249 – 252, 1983.

**YAHIA, L. H; PIGEON, P.; DESROSIERS, E. A. Sensory innervation of human thoracolumbar fascia.** J. Biomed. Eng, v. 15, p. 425 – 429, 1993.

**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.

**ZABKA, F. F.; VALENTE, H. G.; PACHECO, A. M. Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional.** Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo , v. 17, n. 3, p. 189 – 192, 2011.



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

**Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido**

Prezado (a) voluntário(a), você está sendo convidado(a) a participar da Pesquisa intitulada “Efeito dos diferentes tempos de aplicação da manobra miofascial na força do músculo quadríceps femoral: Um estudo experimental randomizado”.

Nome do participante: \_\_\_\_\_

**Objetivo do estudo:** Avaliar o efeito de uma massagem na região anterior da coxa no desenvolvimento da força.

**Como será feito o estudo:** Se o Sr<sup>o</sup> (a) concordar em participar deste estudo, no 1<sup>o</sup> dia de pesquisa deverá preencher um questionário sobre atividade física e passar informações como peso, idade e altura. Em seguida o Sr<sup>o</sup> (a) será convidado (a) a sentar em uma cadeira, que é conectada ao aparelho, onde será posicionado para o teste. Posteriormente, o avaliador irá analisar quanto de força o sr<sup>o</sup> (a) consegue realizar quando estica e dobra a perna. Após feita a análise o sr<sup>o</sup> (a) deverá retornar ao local da pesquisa após 48h. No 2<sup>o</sup> dia, o sr<sup>o</sup> (a) será posicionado, novamente, na cadeira para o avaliador realizar a massagem na região anterior da coxa. Após a massagem, nós realizaremos o teste de força novamente. O teste de força será feito em um aparelho chamado dinamômetro isocinético. Esse procedimento terá duração de mais ou menos 40 minutos cada dia.

**Riscos:** A massagem poderá provocar apenas um desconforto muscular local, como por exemplo uma sensação de “pressão”. Se o sr<sup>o</sup> (a) manifestar qualquer quadro de dor intensa, o procedimento será interrompido automaticamente. Além disso, no teste de força esses mesmos sintomas podem aparecer e o procedimento também será interrompido caso o sr<sup>o</sup> (a) manifeste dor intensa.

**Benefícios:** Espera-se que os resultados desse estudo forneçam informações que possam mostrar as mudanças na força da perna após a aplicação da massagem.

**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 Tamires Cristina Campos de Almeida será imediatamente contatada e tomará as medidas cabíveis, nos telefones (24) 992282913 ou (21) 2101-0879, e-mail: tamiresalmeida.fisio@gmail.com. Além disso, o professor responsável pelo projeto Júlio Guilherme Silva também pode ser acionado no telefone (21) 98121-4557.

**Sigilo:** 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 ao final do estudo.

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

**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. Caso haja dificuldade de contato com o pesquisador e o orientador, fazer contato com o Comitê de Ética em pesquisa do Centro Universitário Augusto Motta, localizado na Av. Paris, 84 - Bonsucesso, Rio de Janeiro - RJ, 21041-020. Tel: (21) 38829797. É importante deixar claro que sua participação é totalmente voluntária e que poderá deixar a pesquisa a qualquer momento.

### 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 – Ficha de avaliação (informações complementares)**

Nome:			
Idade:	Peso:	Altura:	IMC:
Possui alguma lesão ou já passou por alguma cirurgia nos membros inferiores?			
Sim ( )		Não ( )	
Se sim, Onde?			
Perna dominante: E ( )		D ( )	
Possui alguma lesão no quadríceps?			
Sim ( )		Não ( )	
Observações:			

## Anexo 1 – 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 fa zem 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 soment e 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 pr azer 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 se mana, 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 sentando 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

## Anexo 2 – Inventário de Edinburgh

Nome:

Data de Nascimento:

Sexo:

Indicar sua preferência no uso das mãos nas atividades propostas, colocando + na coluna apropriada. Quando a preferência é forte e você nunca tentaria usar a outra mão, exceto se fosse forçado a fazê-lo, coloque ++. Se em algum caso for realmente indiferente, coloque + em ambas as colunas.

Algumas atividades exigem o uso das duas mãos. Nestes casos a parte da tarefa ou objeto no qual a mão preferencial é utilizada é indicado entre parênteses. Por favor, tente responder todas as questões e só deixe em branco se você nunca teve experiência com o objeto ou tarefa citados.

		ESQUERDA	DIREITA
1	Escrevendo		
2	Desenhando		
3	Arremessando (um objeto)		
4	Usando a tesoura		
5	Escovando os dentes		
6	Usando faca (sem o garfo)		
7	Usando uma colher		
8	Varrendo (mão de cima)		
9	Acendendo um fósforo (mão que segura o fósforo)		
10	Abrindo uma caixa (tampa)		
I	Com qual pé prefere chutar?		
II	Qual olho você usa quando está usando apenas um?		

Deixe esses espaços em branco

QL.

DECILE

Oldfield. R.C. (1971) The Assessment and Analysis of Handedness: The Edinburg Inventory. *Neuropsychologia* 9:97-113.

QL - Cálculo:  $H = 100 \cdot \frac{\sum X(i,D) - \sum X(i,E)}{\sum X(i,D) + \sum X(i,E)}$

$-100 \#H \# +100$

Onde, X(i,D) e X(i,E) é o número de + por itens nas colunas da direita e esquerda;  
 QL: coeficiente de Lateralidade;  
 Decile: varia de -10 a +10.

### Anexo 3 – Comprovação de envio a publicação

----- Mensagem encaminhada -----

De: Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy <[onbehalf@manuscriptcentral.com](mailto:onbehalf@manuscriptcentral.com)>

Para: "[jglsilva@yahoo.com.br](mailto:jglsilva@yahoo.com.br)" <[jglsilva@yahoo.com.br](mailto:jglsilva@yahoo.com.br)>

Enviado: quinta-feira, 23 de agosto de 2018 12:08:25 BRT

Assunto: JOSPT - Manuscript ID 08-18-8714-RR Received

23-Aug-2018

Dear Professor Silva,

This message is being sent to acknowledge receipt of the manuscript, "ACUTE EFFECT OF DIFFERENT DURATION TIMES OF APPLICATION OF MYOFASCIAL RELEASE ON QUADRICEPS FEMORIS STRENGTH: A RANDOMIZED CONTROLLED STUDY" by the Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. Please refer to manuscript number 08-18-8714-RR when contacting JOSPT with questions regarding this submission.

If there are any changes in your contact information, please log in to Manuscript Central at <https://mc.manuscriptcentral.com/jospt> and click the "Edit Account" link in the upper right corner to edit your user information or password. You can also view the status of your manuscript at any time by checking the Author Center after logging in to the site.

JOSPT estimates the review process to take from 1 to 3 months. However, due to the voluntary nature of this process, it may potentially take longer. When the review is completed, we will notify you of the status of your submission. Thank you for giving JOSPT an opportunity to review your manuscript.

Sincerely,

JOSPT Editorial Office  
[manuscripts@jospt.org](mailto:manuscripts@jospt.org)