



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Direção de Pesquisa Extensão e Inovação

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

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

ANÁLISE ESTABILOMÉTRICA EM ADULTOS SUBMETIDOS A MANOBRA DE
LIBERAÇÃO MIOFASCIAL: UM ESTUDO QUASE-EXPERIMENTAL

POR: ALBERT NUNES QUEIROZ DOS SANTOS

ORIENTADOR: PROF. DR. JÚLIO GUILHERME SILVA

RIO DE JANEIRO

2019

ALBERT NUNES QUEIROZ DOS SANTOS

ANÁLISE ESTABILOMÉTRICA EM ADULTOS SUBMETIDOS A MANOBRA DE
LIBERAÇÃO MIOFASCIAL: UM ESTUDO QUASE-EXPERIMENTAL

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. JÚLIO GUILHERME SILVA

RIO DE JANEIRO 2019

ALBERT NUNES QUEIROZ DOS SANTOS

ANÁLISE ESTABILOMÉTRICA EM ADULTOS SUBMETIDOS A MANOBRA DE
LIBERAÇÃO MIOFASCIAL: UM ESTUDO QUASE-EXPERIMENTAL

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. Júlio Guilherme Silva
Centro Universitário Augusto Motta - UNISUAM

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

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

Prof. Dr. Aldo José Fontes Pereira
Centro Universitário Serra dos Órgãos- UNIFESO

RIO DE JANEIRO

2019

RESUMO

Introdução: O sistema nervoso central, através de suas vias aferentes recebem *input* sensoriais relacionados com o tônus muscular, coordenação e propriocepção que estão diretamente relacionados ao equilíbrio corporal. A fáscia é ricamente inervada, e por isso tem um papel em propriocepção de acordo com a rede contínua de sua estrutura. A manobra de liberação miofascial (MLM) tem sido amplamente aplicada tanto por amadores quanto para atletas de alto rendimento com objetivos diversos. Contudo, observa-se prescrições a respeito de quantidade e qualidade de exercícios de equilíbrio para adultos, porém ela está baseada em programas de estimulação proprioceptiva de médio a longo prazo. Desta forma, há uma lacuna sobre investigações acerca da manobra aplicada no tecido fascial e os seus possíveis efeitos no equilíbrio. **Objetivo** Analisar o efeito agudo da MLM no equilíbrio estático em homens adultos. **Métodos:** Neste estudo quase-experimental foram analisados 67 homens hígidos, que foram distribuídos aleatoriamente em 7 grupos a saber: G1(placebo), G2(ant), G3(post), G4(med), G5(lat), G6(ant-post), G7(med-lat). Foram dois momentos de análise estabilométrica: pré e pós MLM em posição de apoio unipodal. A MLM durou 3min. Quanto a pressão sobre a pele da MLM, a mesma foi determinada pela EVA entre 5 a 7. As variáveis estabilométricas analisadas foram: área da elipse, deslocamentos X, e Y. Além disso, foram extraídos os dados de velocidade de deslocamento do centro de pressão. Para o cálculo do tamanho amostral, foi utilizado o *software G power 3.1* (Düsserdolf – Germany). Foi realizado teste Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade, assim como (MANOVA), com o teste *post hoc* de Bonferroni, com um nível de significância de 95% ($p \leq 0,05$) para variáveis dependentes. Resultados: Observou-se uma alteração de melhora no grupo G6 com uma menor repercussão de oscilação na variável estabilométrica área elipse na condição olhos fechados, pós MLM com $p < 0,001$. Conclusão: A proposta do protocolo utilizado foi capaz de reduzir a oscilação postural repercutindo em uma melhora na variável dependente área elipse na condição de olhos fechados do G6 (ant-post). Os demais grupos não obteve melhoras nas variáveis dependentes área elipse, deslocamento e velocidade.

Palavras-chave: Fáscia; Equilíbrio corporal; Reabilitação.

ABSTRACT

Introduction: The central nervous system, through its afferent pathways, receives sensory input related to muscle tone, coordination, and proprioception that are directly related to body balance. The fascia is richly innervated and therefore has a role in proprioception according to the continuous network of its structure. The myofascial release maneuver (MLM) has been widely applied by both amateurs and high-performance athletes with diverse goals. However, there are prescriptions regarding the quantity and quality of balance exercises for adults, but it is based on medium to long-term proprioceptive stimulation programs. Thus, there is a gap about investigations about the maneuver applied to the fascial tissue and its possible effects on balance. **Objective** To analyze the acute effect of MLM on static balance in men. **Methods:** In this quasi-experimental study 67 healthy men were analyzed and randomly assigned to 7 groups: G1 (placebo), G2 (ant), G3 (post), G4 (med), G5 (lat), G6 (ant-post), G7 (med-lat). There were two moments of stabilometric analysis: pre and post-MLM in unipodal support position. The MLM lasted 3min. MLM skin pressure was determined by VAS between 5 and 7. The stabilometric variables analyzed were: ellipse area, X, and Y displacements and velocity. To calculate the sample size was used the G power 3.1 software (Düsserdolf - Germany). Kolmogorov-Smirnov test was performed to verify normality, as well as (MANOVA), with the Bonferroni post hoc test, with a significance level of 95% ($p \leq 0.05$) for dependent variables. **Results:** It was observed that there was an improvement in group G5 in the stabilometric variable ellipsis area, in the condition closed eyes after MLM with $p < 0.001$. **Conclusion:** The proposal of the protocol used was able to reduce postural sway resulting in an improvement in the variable dependent elliptic area in the G5 closed-eye condition (ant-post). The other groups did not improve in the dependent variables elliptical area, displacement, and velocity.

Keywords: Fascia; Body balance; Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** Diagrama sistema plataforma de força.
- Figura 2** 2A representação da plataforma de força eixos látero-lateral, longitudinal e anteroposterior (X, Y e Z). B Dados do estatocinesiógrama, com um exemplo de demonstração da área de deslocamento de CoP e velocidade. C – Estabilograma no domínio de tempo(s).
- Figura 3** Fluxograma do estudo .
- Figura 4** Mioblaster, tipo guidão.
- Figura 5** Foto MLM
- Figura 6** Gráfico Área olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.
- Figura 7** Gráfico Área olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.
- Figura 8** Gráfico Área olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p<0,002$.
- Figura 9** Gráfico Área olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p<0,001$.
- Figura 10** Gráfico Distância x olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.
- Figura 11** Gráfico Distância x olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.
- Figura 12** Gráfico Distância x olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.
- Figura 13** Gráfico Distância x olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.
- Figura 14** Gráfico Distância Y olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.
- Figura 15** Gráfico Distância Y olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.
- Figura 16** Gráfico Distância Y olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.
- Figura 17** Gráfico Distância Y olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.
- Figura 18** Gráfico Velocidade olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.

Figura 19 Gráfico Velocidade olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.

Figura 20 Gráfico Velocidade olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.

Figura 21 Gráfico Velocidade olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Caracterização da amostra

Tabela 2 Resultados Área, Velocidade, Distância em condição olhos abertos e fechados

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
1.1 OBJETIVO GERAL.....	13
1.2 HIPÓTESES	13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1. EQUILÍBRIO CORPORAL.....	13
2.2. ESTABILOMETRIA.....	16
2.3. FÁSCIA.....	18
2.4. HIPÓTESE DA ADAPTAÇÃO BIOLÓGICA.....	19
2.5. HIPÓTESE DA ADAPTAÇÃO DO SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO.....	19
2.6. ASPECTOS MECÂNICOS	20
3 MATERIAL E MÉTODO.....	21
3.1 AMOSTRA.....	21
3.1.1 LOCAL, RECRUTAMENTO E PERÍODO DO ESTUDO.....	21
3.1.2 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE	22
3.1.3 CÁLCULO AMOSTRAL	22
3.2 FLUXOGRAMA DO ESTUDO	22
3.3 ASPECTOS ÉTICOS.....	23
3.4 PROCEDIMENTOS	23
3.5 PROTOCOLO.....	23
3.6 ANÁLISE ESTABILOMÉTRICA.....	24
3.7 MANOBRA DE LIBERAÇÃO MIOFASCIAL.....	25
3.8 ANÁLISE DE DADOS.....	26
4. RESULTADOS.....	27
4.1 ANÁLISE ÁREA	28
4.2 ANÁLISE DISTÂNCIA X	31
4.3 ANÁLISE DISTÂNCIA Y	33
4.4 ANÁLISE VELOCIDADE	36
5. DISCUSSÃO.....	38
5.1 LIMITAÇÕES	42
6. CONCLUSÃO.....	43

7.REFERÊNCIAS	44
APÊNDICE 1.....	50
ANEXO 1.....	52
ANEXO 2.....	53
ANEXO 3 ARTIGO.....	54
ANEXO 4 EMAIL DE SUBMISSÃO.....	72

1 INTRODUÇÃO

A interação do homem com o seu ambiente é de extrema importância, isso permite a constância em seu processo de desenvolvimento. Exemplo disso é a sua evolução para um ser de equilíbrio corporal (EC) bi e unipodal (FIUSA *et al.*, 2015). O sistema de EC composto pelos sistema vestibular, proprioceptores e visão, fomentam respostas somáticas para gerar o equilíbrio do centro de pressão em uma determinada área de base de sustentação (REGUERA-GARCIA *et al.*, 2017). O sistema nervoso central (SNC), através de suas vias aferentes promovem *input* sensoriais para serem interpretados como tônus muscular, coordenação e reflexos que estão diretamente relacionados ao EC, isso mostra como essa integração é considerado uma complexa habilidade. A percepção e mecanotransdução dessa mensagem pode ser feita por mecanorreceptores que se encontram em tendões (órgão tendinoso de Golgi) e músculos (fuso muscular) influenciando *inputs* principalmente nos grupamentos musculares relacionados ao tornozelo e sola do pé. (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001; BLUM *et al.*, 2017; KAPETANAKIS *et al.*, 2017).

A inibição ou ativação excessiva dos mecanorreceptores, poderia ser influenciada por uma técnica que a alterasse a sensibilidade desses pequenos órgãos, uma vez que o tecido conjuntivo fibroso envolve e dá sustentação ao tecido muscular, e também auxilia no controle neuromotor dos segmentos corporais. (SCHROEDER & BEST, 2015; KRAUSE *et al.*, 2016; NEVITT, M. C; CUMMINGS, S. R; KIDD, S; BLACK, D,1989). Segundo Van Der Wal (2009), a fáscia é ricamente innervada e pode alterar os *input* proprioceptivos e modificar processos de integração somatossensorial, por isso possui um papel na propriocepção. De acordo com seu formato estrutural, a fáscia pode modular reflexos medulares e aumentar a atividade aferente e ocorre uma resposta neuromuscular no controle postural. Todavia, conforme os relatos Van Der Wal (2009), a resposta dessa atividade proprioceptiva, pode por intermédio de vias eferentes, estar mais relacionada a um treinamento por equilíbrio do que adaptação de um tecido fascial e ou articular. Sendo assim, o que indica que os estímulos aferentes desencadeados na fáscia podem ser capazes de gerar resposta eferente nas diversas fásCIAS. Isto sugere novas organizações de padrões de EC por influência da fáscia (LUNGHI *et al.*, 2016).

No âmbito da prática da atividade física, a manobra de liberação miofascial (MLM) tem sido amplamente utilizada tanto por amadores quanto para atletas de alto rendimento com protocolos diversos, uma vez que podem trazer benefícios como aumento da eficiência neuromuscular demonstrado por Bradbury-Squires *et al.*, (2015) que observou menor ativação do vasto lateral durante o movimento de avanço, após a MLM. Os efeitos agudos principalmente no que diz a prática clínica é de suma importância após a MLM.

Referente a aplicabilidade da MLM, estende-se desde a reabilitação física até a *performance* especialmente, antes e depois dos treinamentos. Dentre os objetivos da MLM, destaca-se a quebra de fibroses, o que melhoraria o deslizamento fascial (KALICHMAN and BEN DAVID, 2017). A pressão do estresse mecânico em um determinado tempo poderia gelificar a fáscia, influenciando mudanças no comprimento tecidual de forma a aliviar alguns distúrbios osteomioarticulares, como por exemplo, dores musculares, e perda de força (MACDONALD *et al.* 2014). Portanto, as intervenções na rede fibrosa promoveria modificações estruturais no tecido, o que melhoraria as propriedades viscoelásticas, como a elasticidade (MONTEIRO *et al.* 2017; COVIELLO, KAKAR, and REYNOLDS, 2017).

Sobre a forma de aplicação das MLM, pode ser executada tanto por meio de autoliberação (feita com rolos ou massageadores), quanto a liberação assistida (feita por ferramentas ou pelas mãos) (MARKOVIC, 2015). Ambos procedimentos trazem resultados contundentes na literatura como, diminuição de dor, edemas, espasmos, inflamação. Melhora na recuperação muscular, alívio de tensão e rigidez muscular com ganho ADM, também são encontrados, mas poucas ou quase nada de informações são vistas a respeito de sua influencia no equilíbrio (ZHUANG, TAN, and HUANG 2014; COVIELLO, KAKAR, and REYNOLDS, 2017; CRANE *et al.* 2012).

Halperin *et al.*, (2014), Cheatham *et al.*, (2015), Sullivan *et al.*, (2013) e MacDonald *et al.*, (2014) sugerem ganhos na ADM em uma única sessão aguda de tratamento, após a MLM sem déficit de força. Já as investigações de Nagano *et al.*, (2006), Maeda *et al.*, (2016) mostram a influencia de como uma manobra por alongamento estático com objetivo semelhante, (ganho de ADM,), pode gerar declínio no equilíbrio. A hipótese deste prejuízo poderia ser explicada pelo decréscimo da ativação da frequência de disparo das unidades motoras, assim como alterações da complacência das unidades musculotendíneas poderia influenciar negativamente fuso muscular e órgão tendinoso de golgi. Entretanto teoriza-se que a MLM pode através do seu protocolo resgatar essa arquitetura estrutural ótima, e

consequentemente melhorar o desempenho muscular sem influenciar negativamente capacidades motoras (HEMMATI *et al.*, 2016) (CAGNIE *et al.* 2013).

São encontradas prescrições a respeito de quantidade e qualidade de exercícios de equilíbrio para adultos, porém ela está baseada em programas de exercícios proprioceptivos, sendo que estes treinamentos devem ser utilizados em média de 11 a 12 semanas. (LESINSKI *et al.*, 2015). A MLM pode ser uma ferramenta a ser usada para desempenho agudo, fator importante por exemplo para uma melhora clínica, ou mesmo como um pré-condicionamento para performance de atleta em prova. (ZECH *et al.*, 2010) .

Baseado nas premissas supracitadas, há uma lacuna sobre investigações acerca da manobra aplicada no tecido fascial com justificativa de efeito com EC. Apesar disso, diversos trabalhos apontam que as técnicas de MLM promovem benefícios nas estruturas musculomiotendíneas, componente importante para EC (CALIXTRE, *et al.* 2015; KRAUSE *et al.* 2017). Sendo assim, necessita-se de mais investigações para estimar os possíveis benefícios da MLM, em capacidades físicas como por exemplo equilíbrio. Assim, o presente trabalho tem seguintes objetivos:

1.1 Objetivo geral

Analisar o equilíbrio estático de homens hígidos submetidos a MLM .

Objetivos específicos

- Analisar a resposta posturográfica após a MLM de diferentes cadeias musculares de membros inferiores .
- Comparar a resposta posturográfica após a MLM de diferentes cadeias musculares de membros inferiores .

1.2 Hipóteses

H0 – Não há diferença nas medidas estabilométricas após a MLM em diferentes cadeias musculares de membros inferiores

H1 - Há diferença nas medidas estabilométricas após a MLM em diferentes cadeias musculares de membros inferiores.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Equilíbrio corporal

Atividades de vida diária e as práticas esportivas possuem dependência de algumas valências físicas como o EC. O ser humano tem a capacidade de adotar diversas posturas exigindo assim diferentes formas de (EC), que podem ser influenciadas por algumas variáveis como remédios, distúrbio do sono, a própria idade, tipo e iluminação de um ambiente (MACEDO *et al.*, 2013). O (EC) pode basicamente ser dividido em estático e dinâmico. (HOWE *et al.*, 2007). O equilíbrio corporal pode ser identificado pelo seu centro de massa, que deve estar dentro dos limites de uma base de apoio ou suporte, auxiliada pela rigidez passiva das unidades musculotendíneas, atuando contra a gravidade que empurra o corpo para frente (HOWE *et al.*, 2007). Além dessa força externa conhecida como gravidade, existe outro agente que é a força de reação do solo, elas irão se somar com forças internas como perturbações gerados pelos músculos, ciclo cardíaco e respiração interna para que busquem um momento de força igual a zero, denominado equilíbrio mecânico (DUARTE, FREITAS, SANDRA, 2010).

Dentre as estruturas anatômicas envolvidas no processo do EC, destacam-se os sistemas vestibular, visual e proprioceptivo. A integração dos sistemas torna-se fundamental para a promoção do equilíbrio. As informações proprioceptivas oriundas dos fusos neuromusculares, órgãos tendinosos de Golgi, cápsula articulares, ligamentos fornecem *inputs* sensoriais referente a orientação do corpo no espaço. Os músculos envolvidos com esqueleto axial tem um papel de fornecer dados sobre a posição ereta normal, fundamental para a integração proprioceptiva e o corpo humano gasta uma energia de tônus significativa para este ortostatismo. (LUNGHI *et al.*, 2016). O tecido miofascial interliga as estruturas musculotendíneas, e segundo Van der Val (2009) a fáscia contribui com os mecanismos de distribuição de forças que auxilia no (EC). Contudo, questões como a influência e/ou predominância de cada modalidade postural e sua repercussão no (EC) ainda precisam serem elucidadas (LUNGHI *et al.*, 2016).

O sistema visual através do estímulo da luz, converge os estímulos fotoluminescentes para impulsos nervoso sensoriais, podendo a visão ser classificada como visão central, e visão periférica. A visão central atribui-se a percepção da imagem em ótima resolução com um alcance pequeno em torno de 2 a 5 graus. Se o campo de atuação da visão se transpor a essa referência, ela é classificada como visão periférica sendo essa mais relevantes para o (EC), permitindo menor variação de deslocamento do centro de massa (CoM), pois esse sistema fornece informações do corpo que se situa para interagir com o ambiente. Os movimentos da cabeça sejam eles lineares, rotacionais ou simplesmente sustentação contra a

gravidade, são fundamentais *inputs* para a estimulação e atuação do sistema vestibular. O sistema vestibular e visual se interagem em uma ótima forma chegando a formar uma interdependência quando ambos estímulos estão alterados, a visão tem um papel que pode momentaneamente substituir o papel do sistema vestibular por uma defasagem do mesmo. Tal função foi confirmada em pacientes com Vertigem posicional paroxística benigna (SILVA,2005). Além disso, esse domínio do sistema visual sobre o vestibular no EC pode ser comprovado que acontece só após os três anos, quando há realmente um aumento significativo que é por faixa de 6 a 7 anos, onde 86 crianças foram testadas na estabilometria e, a faixa etária até 3 anos ignoravam o estímulos visuais enganosos para manter o equilíbrio (SILVA,2005).

O córtex cerebral é responsável por integração de informações no giro pré-central, ou seja, área somestésica primária. Antes, os impulsos proprioceptivos chegam em regiões do tronco encefálico (ponte), cerebelo (paleocerebelo), tálamo para chegarem na área cortical primária da sensibilidade geral. Essas informações proprioceptivas conscientes são pontes para integração somatossensorial e por fim, através das áreas de associação motoras podem retroalimentar o ajuste do controle postural (MACHADO, 2013).

A Sociedade Internacional de Pesquisa em Postura e Marcha – ISPGR conseguiu alguma unificação em relação ao critério de avaliação para controle postural, todavia existe ainda questões que precisam serem resolvidas. Exemplo disso é interpretação básica é que os valores de CoM é inversamente proporcional ao desempenho da tarefa, onde valor alto de CoM significa maior instabilidade, todavia em contraste encontra-se também na literatura achados que não mostram correlação direta entre balanço postural e equilíbrio dinâmico, questionando-se assim se uma grande oscilação estaria associado com (EC). (CHO et.al 2014), (CHO e LEE, 2014). Nessa abordagem simplória do pêndulo invertido sabe que o controle postural A/P está relacionado ao tornozelo, especialmente ao tríceps sural, e o controle M/L é diferente controlada pelo quadril, tendo uma lista enorme de mecanismos não-lineares responsáveis por essa modulação. O que não está elucidado é se essa oscilação pode ser ruim para o funcionamento de retroalimentação do (EC), ou mesmo se uma resposta antecipatória antes que o CoM se torne instável é melhor para não perturbar o sistema. Assim não surgiu ainda um consenso a respeito da interpretação de dados e ou resultados, parecendo as vezes que as respostas posturais de A/P e M/L são somente descritores da eficiência do sistema em busca de estabilidade, exemplificando por exemplo o lado de maior oscilação corresponderia o de maior instabilidade. Contudo, plataforma de força na posturografia

continua sendo a principal forma de avaliação, sendo classificada como padrão ouro. (De LA TORRE *et al.*, 2017).

2.2 Estabilometria

Em avaliação postural é comum usar plataforma de força quando se quer informações a respeito de EC. Esta pode estar acompanhada de apenas uma ou mais plataformas ligadas a um computador, intermediadas por um conversor analógico digital e microcontrolador USB que irá receber as informações, e enviar para computador que através de um *software* irá fazer a leitura e exposição dos dados.

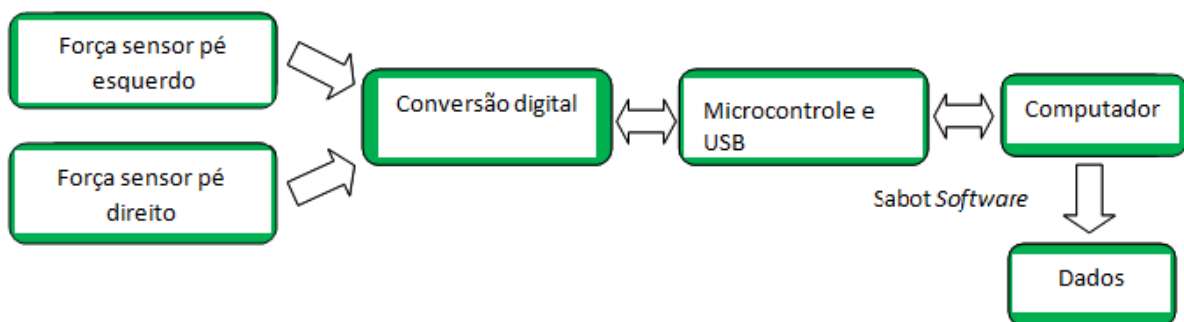


Figura 1 diagrama sistema plataforma de força

Fonte: innovative technology (in tech)- Marseille

A plataforma de força em geral é composta por três ou quatro células de carga que medem apenas a componente vertical (z) da força de reação do solo (ou os dois momentos de forças nos eixos x e y). Essa avaliação possui grande interesse para a área clínica e acadêmica, podendo observar resultados diferentes no que diz respeito a idade, condições visuais e até doenças, exemplo disso é que observamos valores com maiores médias de oscilação em indivíduos mais velhos e com Parkinson onde a posição de referência para estabilidade encontra-se mais de forma anterior. Em relação as formas de avaliação pode ser feita de forma estática (quando o sujeito encontra-se parado para uma postura quieta) e de forma dinâmica (quando estuda-se o sujeito a partir de uma perturbação externa). A padronização da estabilometria requer alguns quesitos básicos, como frequência de aquisição, número de aquisições, posicionamento, utilização de coletes ou não, apoio sobre o membro dominante ou não entre outros. Os sinais transmitidos pela plataforma de força são transformados por meio de uma análise por um estatocionesiograma ou por estabilograma, para serem retirados as principais variáveis associadas ao CoP. O sinal estabilométrico é o modo temporal na direções antero-posterior e médiolateral, enquanto os sinais do estatocionesiograma é o mapa do CoP

A/P versus M/L que demonstra domínio da frequência . Além disso, análise como força de reação do solo, momento de força, frequência de oscilação e velocidade do centro de pressão (CoP) também podem ser obtidos pela plataforma. A postura estática apresenta-se na estabilometria como uma forma de pêndulo invertido, o raio de controle de estabilidade postural é controlado por uma área determinada por uma elipse. Uma grande vantagem em relação a este método é sua confiabilidade intra e interexaminadores, além do mais, estudos com diversas perguntas como faixas etárias, influência de medicamento, doente e sem doença obstrutiva crônica já foram respondidas com esse método, mostrando sua pluralidade na avaliação. Como qualquer método tem suas limitações, como o efeito de aprendizagem da tarefa, ou mesmo a fadiga, dependendo do protocolo escolhido (DUARTE, FREITAS, SANDRA, 2010); (PEREIRA,2016). (BLASZCZYK, 2016).

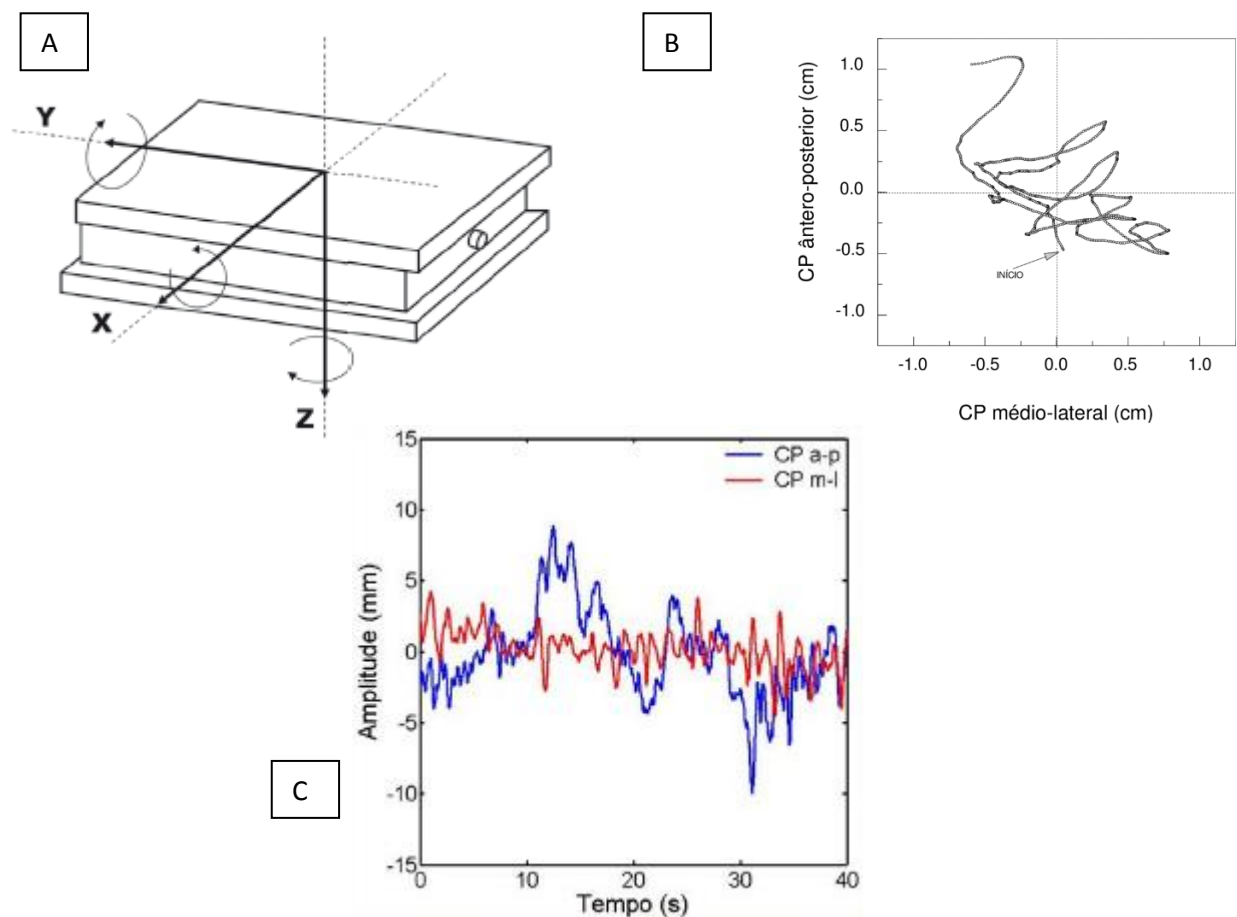


Figura 2 A representação da plataforma de força eixos látero-lateral, longitudinal e anteroposterior (X, Y e Z). B Dados do estatocinesiograma, com um exemplo de demonstração da área de deslocamento de CoP e velocidade. C – Estabilograma no domínio de tempo(s). **Fonte:** OUKNINE Maurice, les sabots dynamométriques.Université de la Méditerranée Marseille

2.3 Fáschia

Schleip, Jager & Klinger (2012) pontuam que durante um tempo substancial, os artigos colocavam a fáschia como uma estrutura negligenciada, referente as investigações sobre MLM. Tanto os métodos de mensuração eram ineficientes para os estudos, quanto a tradição de dissecação sempre se sobressaiu em relação aos anatomistas, ocorrendo assim grandes perdas destes tecidos. Entretanto, hoje esse cenário se inverte, sendo ela o centro da atenção de muita pesquisa. (SCHLEIP, JAGER & KLINGER, 2012).

A *Fascia Research Society* (FRS) define a estrutura fascial como: "uma bainha, uma folha ou qualquer número de outras agregações dessecaçãois de conectividade tecido que se forma sob a pele para anexar, encerrar, músculos separados e outros órgãos internos". (ADSTRUM et al., 2017). Entretanto essa descrição é bastante usada em sentido apenas anatômico, o que acaba limitando toda sua grandiosidade. Assim, a FRS adotou também o termo sistema facial, onde de uma forma ampla coseguiria fazer associação da fascia com suas funções. "O sistema fascial" consiste num contínuo de colágeno, macio e tridimensional, contendo tecidos conjuntivos fibrosos soltos e densos que permeiam ao corpo. Incorpora elementos como o tecido adiposo e bainhas neurovasculares, aponeuroses, fáschia profunda e superficial, epineuro, cápsulas articulares, ligamentos, membranas, meninges, periosteia, retináculos, septos, tendões, fáschias viscerais e todos os tecidos conjuntivos intramusculares e intermusculares, incluindo endo- / peri- / epimísio. (ADSTRUM et al., 2017). O sistema fascial interpenetra e envolve todos os músculos, ossos e fibras nervosas, dotando o corpo de uma estrutura funcional e fornecendo uma ambiente que permite que todos os sistemas corporais operem em um sistema de maneira integrado (ADSTRUM et al., 2017)

A fim de facilitar o seu conceito e entendimento, Kumka, Myroslava, Bonar, Jason (2012), criaram um sistema de classificação principalmente para melhor elucidção e clareza na abordagem terapêutica da fáschia. Essa classificação seria dividida em: fascia de ligação (papel no movimento e estabilização, transmissão de força miofascial e comunicação proprioceptiva no corpo todo), fáschia fascicular (transmissão de força miofascial, feedback proprioceptivo para controle de movimento, proteção de nervos e vasos), fáschia de compressão (compressão, influencia retorno venoso, aumenta a coordenação e propriocepção) e fáschia de separação (promove deslizamento e reduz atrito durante o movimento, responde ao alongamento, fornece suporte físico e absorção de choque,) (KUMKA and BONAR 2012).

2.3. Hipótese da adaptação biológica

Sob o ponto de vista das adaptações teciduais pós-manipulação miofascial, há controvérsias sobre os efeitos da MLM em diversas condições. Portanto, segundo Adstrum et al. (2017), Tozzi (2014) Kalichman and Ben David (2017), Beardsley and Karabot (2015), Laimi et al. (2017), Kumka and Bonar (2012); Partanen, Ojala, & Arokoski (2010), existem hipóteses que permitem teorizar que acontecem adaptações no tecido conjuntivo em por fatores ambientais ou por fatores internos. Esses fatores influenciam a distribuição do depósito de colágeno e conseqüentemente seu formato dentro do corpo, criando uma memória de médio prazo. Todavia, uma patologia pode influenciar o sistema, obrigado a gerar uma nova adaptação e um novo formato na cadeia fascial. (TOZZI, 2014).

A pressão mecânica exercida sobre o tecido conjuntivo, seja ela por auto liberação ou liberação assistida por um determinado tempo, seria de fundamental valia para diminuição das adesões fibrosas e rigidez muscular. Essa pressão exercida sobre uma determinada área levaria a uma isquemia temporária, que em resposta, aumentaria muito o fluxo sanguíneo local logo após a retirada da pressão, fornecendo assim uma grande oxigenação, remoção de metabólicos e restauração do tecido. A diminuição das barreiras de fibrose ocorrida pela isquemia, provocaria uma remodelação dos sarcômeros com alongamento dos mesmos, além disso ocorreria uma grande hiperemia pela MLM facilitando a hematose, deixando-os em ótimo estado por exemplo para geração de força. (KALICHMAN and BEN DAVID, 2017).

2.4 hipótese da adaptação do sistema nervoso autônomo

Os receptores sensíveis à pressão sejam eles os intersticiais tipo III e IV ou corpúsculos de Ruffini quando excitados reduziriam a atividade do tônus simpático, aumentaria a excitabilidade do neurônio motor alfa promovendo o relaxamento intrafascial. A alteração estrutural fascial poderiam ser obtida pela MLM se daria através da vasodilatação e aumento da fluxo sanguíneo local, alterando a viscosidade do tecido (PARTANEN *et al.*, 2010) (BEARDSLEY and KARABOT, 2015)

No sistema nervoso central a pressão exercida pela MLM, diminuiu o tônus das fibras musculares, por excitabilidade do fuso muscular que se encontra no ventre muscular. Quando a pressão se encontrasse exacerbada, o fuso seria ativado para diminuição da isquemia o que não prejudicaria um comprimento ideal. Outro mecanoreceptor é o órgão tendinoso de Golgi

(OTG) sensível a pressão exercida pela MLM seria inibidor do fuso muscular, esse fenômeno é conhecido como inibição autogênica. Quando a estimulação passa por um certo limiar máximo, o OTG fornece um *feedback* aferente na medula, diminuindo a frequência de disparo naquele músculo ocorrendo a inibição do fuso, fazendo com que o músculo relaxe. Reflexos locais e na medula espinhal podem também ajudar na vasoconstricção e diminuição do fluxo linfático, ocasionando melhor flidez do tecido. (TOZZI, 2014) (BEARDSLEY and KARABOT, 2015).

2.5 Aspectos mecânicos

Estruturalmente, classificamos a fáscia como um tecido conjuntivo. Essa divisão pode ser em tecido conjuntivo embrionário (mesênquima, tecido conjuntivo mucoso), tecido conjuntivo especializado (sangue, osso), tecido conjuntivo propriamente dito (tecido conjuntivo solto e denso) (MCKENNEY *et al.*, 2013). A organização estrutural da bainha de tecido conectivo para manter o seu formato possui um total de três camadas. Uma primeira camada mais superficial composta por tecido membranoso fibroelástico presente em quase todos os setores do corpo humano chamada epimísio. A camada intermediária o perimísio. O endomísio, é a camada mais profunda formada por um entrelaçamento de fibras colágeno e elastina em uma camada fina e única separada pelo epimísio nos músculos. Essa rede se mantém toda de forma interdependente. Por isso qualquer intervenção em seu ambiente devido a uma interveniência interna ou externa em uma determinada área traz implicações em outras (KLINGLER *et al.*, 2014). Dores em várias áreas podem ter origens nos locais sintomáticos ou em regiões adjacentes ou até mesmo bem distantes do local de origem. Sendo um tecido com terminações nervosas, vascular e com capacidade contrátil, a fáscia se comporta de uma maneira totalmente adaptativa a estímulos, deixando em evidencia sua capacidade de remodelação e mostrando assim toda essa integração (KUMKA, 2014).

A organização da fáscia a classifica como um tecido único, derivado de mesenquimatosos, com propriedades de integração que determinam sua funcionalidade. Dependendo da densidade e do alinhamento das fibras, a fáscia pode ser classificada como mais frouxa e um alinhamento de fibras mais irregular (superficial) enquanto em setores mais densos, as fibras são mais unidirecionais (profundo) (SCHLEIP, JAGER, and KLINGER, 2012). Não se deve descartar quando pacientes apresentarem alguma disfunção no padrão postural, na mobilidade, na força ou coordenação que a causa possa ser fascial. Evidência disso é que distribuições inadequadas de pressão por uso excessivo ou por um traumatismo

carreiam para grupamentos musculares distais levando aumento de tensão nas conexões fascias profundas (KUMKA, 2014). As propriedades biomecânicas do tecido se compõem de elementos de compressão que podem ser exemplificadas pelas ossos, e elementos de tensão visualizada pela rede fascial (SCHLEIP et al. 2012). Restrições nos segmentos comumente são encontradas no decorrer de sua formação, essa situação frequentemente refere-se a processo inflamatórios passados ou presentes, que impedem sua capacidade de mecanotransdução e geração de força, afinal a fáscia é capaz de absorver, armazenar e transmitir a energia cinética através de vários antagonistas, sinergistas e adjacentes grupos musculares (KLINGLER et al. 2014) A MLM parece ajudar no processo para normalização do deslizamento e comprimento natural da rede conjuntiva (LAIMI et al. 2017).(KUMKA and BONAR, 2012).

Os colágenos tipo IV, V, VI, XI, XII, XIV, XXI, VI, e principalmente tipo I e III são os principais componentes do tecido conjuntivo solto e denso que têm a função de transmissão de força (KUMKA and BONAR, 2012; KUMKA, 2014). A fáscia fascicular se converge para junção miotendinosa para se tornar a fáscia do tendão, sendo neste ponto envolvida pelo mecanoreceptor órgão tendinoso de Golgi, que leva tensão à fáscia pelo estímulo da contração muscular. Assim como nos músculos lisos, as propriedades contráteis dos filamentos de actina e miosina inseridos nos miofibroblastos, podem chegar a um potencial contrátil de 40 a 50N. A característica que melhor define a fáscia é a continuidade, ficando claro e justificando assim o sistema de transmissão de força miofascial que é importante para EC (KUMKA and BONAR, 2012; KUMKA 2014).

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Amostra

3.1.1 local, recrutamento, e período do estudo

O presente estudo foi realizado no Centro Universitário Augusto Motta, localizado na Av Paris 84 Bonsucesso, Rio de Janeiro RJ 21041-020. Tel: (21) 38829797. A coleta aconteceu no Laboratório de Análise Cinética e Cinemática humana que faz parte do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação- PPGCR Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação-UNISUAM. O tamanho da amostra foi embasada pelo cálculo amostral.

3.1.2 Critérios de elegibilidade

Neste estudo quase experimental foi elegível para a pesquisa 67 homens hígidos, entre 18 e 35 anos, sem queixas dolorosas e/ou funcionais de membros inferiores e ativos 3 x semana quanto ao grau de atividade física verificado pelo questionário internacional de atividade física (IPAQ) (Anexo 1).

Referente ao critério de exclusão, história de pós-operatório em membros inferiores nos últimos 12 meses; Fraturas não consolidadas em membros inferiores; queixas algicas no membro inferior no momento do teste, histórico de vertigem ou déficit vestibular. O estudo aconteceu no no Laboratório de Análise Cinética e Cinemática humana que faz parte do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação- PPGCR Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação-UNISUAM

3.1.3 Cálculo amostral

Para o cálculo do tamanho amostral, foi utilizado o *software G power 3.1* (Düsserdolf – Germany). O cálculo foi elaborado com um erro α de 0.05, um poder do teste de 95%, considerando sete grupos, em dois momentos (pré e pós-manobra) com um tamanho do efeito, de 0.35 nas variáveis posturográficas após a manobra miofascial. Assim, foi necessário uma amostra de 67 participantes que foram alocados aleatoriamente por meio de uma tabela de números aleatórios gerada pelo Excel.

3.2 Fluxograma do estudo

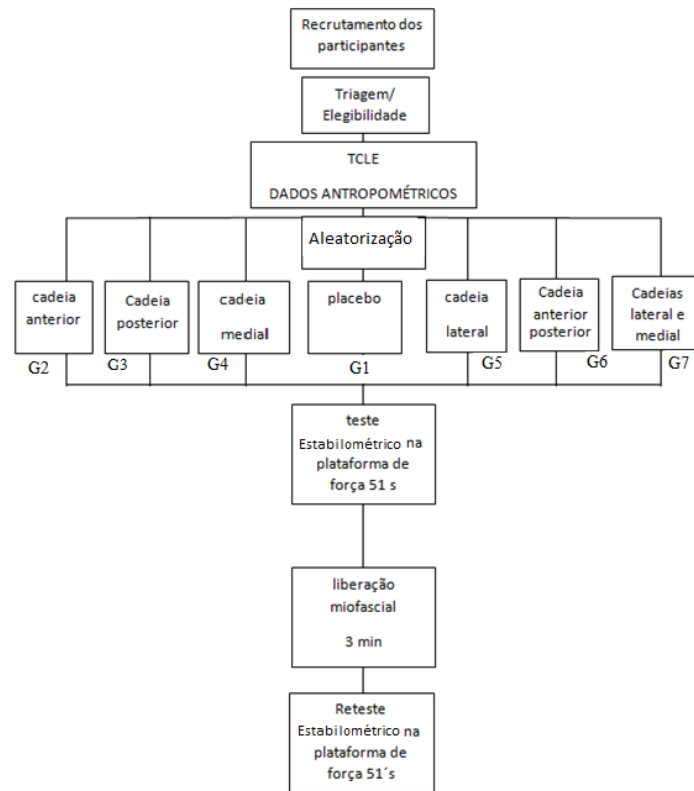


Figura. 03 - Fluxograma do estudo

3.3 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 estudo foi aprovado pelo comitê de ética e pesquisa do Centro Universitário Augusto Motta (CEP/UNISUAM) sob o CAAE nº 96771118.7.0000.5235. 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 foi utilizado somente para os fins previstos nesta pesquisa.

3.4 Procedimentos

No primeiro momento, todos os participantes foram esclarecidos a respeito da pesquisa e convidados a responderem ao questionário IPAQ . Além disso, também foram

coletados dados de massa corporal, estatura, e idade para análise descritiva de caracterização da amostra. Referente a avaliação posturográfica, foram coletados dados pré e pós-manobra miofascial. A amostra foi dividida em 7 grupos a saber: G1(placebo), G2(ant) G3(post), G4(med), G5(lat), G6(ant-post), G7(med-lat). Nos grupos onde a técnica foi aplicada, o membro manipulado foi o dominante de acordo com o inventario de lateralidade de membros inferiores de Edinburg (OLDFIELD, 1971) (ANEXO II). No grupo placebo foi feita uma massagem superficial palpando faces anteriores e posteriores do membro inferior durante 3 min.

3.5 Protocolo

O avaliador explicou ao participante como seria o funcionamento da utilização dos equipamentos e procedimentos. A primeira etapa constitui em testar a percepção de dor (PD) de acordo com a escala analógica visual (EVA) em 10, no (membro não dominante). Em uma segunda etapa o participante subiu na plataforma de força Cyber-Sabots, para marcação da base unipodal (membro dominante) e logo em seguida descia para calibragem do aparelho. Novamente ele subiu na plataforma para o teste de olhos abertos, e com olhar para ponto demarcado, em cima da marcação já feita anteriormente o teste começaria com uma duração de 51s. Depois do teste que serviu de *baseline*, o participante deitou em uma maca que estava logo ao lado da plataforma. Para a MLM foi utilizado o bastão denominado guidão. A manobra teve uma duração de 3min, na PD de 5 a 7 de acordo com a EVA (GRABOW *et al.*, 2018; ERCOLE *et al.*, 2010). Imediatamente a manobra o participante subiu na plataforma para reteste.

3.6 Análise Estabilométrica.

O ambiente para avaliação estava bem iluminado com lâmpadas *leds*, em uma sala capaz de diminuir a acuidade sonora externa. A avaliação estabilométrica aconteceu na postura unipodal. O participante se posicionou em cima da plataforma de força Cyber modelo IN TECH (impasse Gémy 13013 Marselha, (França) composta por duas plataformas de forças gêmeas com seis graus de liberdade patenteada em 2006 que medem apenas a componente vertical da força de reação do solo e as duas coordenadas do CP (ou os dois momentos de forças nos eixos x e y).

O período para aquisição do sinal foi de 51s, para fins de análise. Referente a calibração ocorreu antes de sua subida do sujeito e foi realizada por meio do *software* Sabosoft. A frequência do sinal foi determinada em 100 Hz e com uma taxa de amostragem

em 100Hz. Para a filtragem do sinal estabilométrico, foi utilizada um filtro passa-baixa de 10Hz.

O posicionamento do participante na plataforma foi determinada uma base de sustentação confortável desde que não ultrapassasse a largura dos ombros. O participante deveria fixar o olhar em um ponto estabelecido em frente a plataforma, com uma distância de 1m, ajustado na altura de seus olhos. Logo em seguida, o avaliador deu o comando, e o mesmo ficou em apoio monopodal. A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, as variáveis analisadas serão a posição do CP nas direções ântero-posterior (ap) e médio-lateral (ml) que são calculados como $CP_{ap} = (-h \cdot F_x - My) / F_z$ e $CP_{ml} = (-h \cdot F_y + Mx) / F_z$, em que h é a altura da base de apoio acima da plataforma de força. O tamanho da oscilação do domínio do tempo portanto área da elipse, distâncias X e Y, e velocidade do deslocamento (DUARTE *et. al.*2010).

3.7 Manobra de liberação miofascial

A manobra de liberação miofascial foi realizada por um único avaliador para garantir que a mesma técnica fosse aplicada a todos os participantes. Neste trabalho foi utilizado o aparelho de MLM guidão. O mesmo é composto de material inoxidável cirúrgico em 4 etapas de polimento com bordas arredondadas Comprimento – 350mm Largura – 16mm Altura – 12mm .



Figura. 04 - Mioblaster, tipo-guiadão.

Fonte: <https://www.reabilitech.com.br/produto/kit-guidao-mioblaster/>



Figura. 05 - Foto Manobra de Liberação Miofascial

O avaliador esteve embasado em uma escala de percepção subjetiva de dor do participante auxiliada pela escala analógica de dor de 0 a 10. Inicialmente foi passado um óleo puro e natural Amêndoas doce com vitamina E (para facilitar o deslizamento da ferramenta). Foi recomendado que o participante relatasse uma percepção de dor entre 5 a 7, que seria suficiente para adaptação tecidual com baixo a moderado limiar de dor. Para adequação deste formato aconteceu um teste para o limiar de dor 10 no membro contralateral como sugerido por (Halperin *et al.*, 2014; Aboodarda *et al.*, 2015). Em seguida o membro dominante recebeu a MLM por 3 min dentro da cadeia que o participante foi aleatorizado.

3.8 Análise de 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 que confirmou a distribuição normal da amostra. Referente às variáveis de interesse, foram analisados a interação e o efeito principal entres os fatores grupo (G1,G2,G3,G4,G5,G6,G7), momento (pré e pós-intervenção) e condição olhos abertos e olhos

fechados com as variáveis dependentes área total; deslocamento total nos eixos X [lâtero-lateral] e Y [ântero-posterior] e; velocidade, fornecidos pela estabilometria. Para tal, foi utilizado o teste de análise multivariada da variância (MANOVA), com o teste *post hoc* de Bonferroni, com um nível de significância de 95% ($p \leq 0,05$). Os dados foram analisados no software IBM SPSS 20.0 versão para Windows.

4. RESULTADOS

Os dados da caracterização de 67 sujeitos hígidos com as variáveis idade, peso, altura, índice de massa corporal (IMC) e nível de atividade física, estão apresentados na tabela 1 abaixo.

Tabela 1- Caracterização da amostra								
	G1 PLACEBO	G2 ANTERIOR	G3 POSTERIOR	G4 MEDIAL	G5 LATERAL	G6 ANT-POS	G7 MED-LAT	TOTAL
Idade (anos)	26,2± 6,82	28.6 ±5,02	27,4 ± 4,45	26,6±3,12	27,3 ± 5,75	27,4± 4,74	26,9 ± 3,24	27,2 ±4,70
Peso (kg)	75,40± 8,28	76,2± 17,33	74,1 ±7,96	75,6±11,36	81,0±9,32	77,2± 11,69	78,0 ±11,60	76,6±11
Altura (cm)	177,3±7,55	176.7± 9,61	176,6 ± 6,51	174,8±5,56	177,0±3,66	1,78± 6,76	178,3 ± 6,94	177,00±6,67
IMC (Kg/m²)	24,0±2,08	24,1± 3,28	23,7 ±1,87	24,6±2,72	25,1±3,08	24,2±2,75	24,2 ± 2,65	24,3±2,54
IPAQ	Muito ativo -75,25% Ativo -9,08% Irregularmente ativo (15,67%)	Muito ativo (79,78%) Ativo (20,22%)	Muito ativo -74,45% Ativo -15,55% Irregularment e ativo (10%)	Muito ativo -78,21% Ativo -19,30% Irregularmente ativo (2,49%)	Muito ativo -72,55% Ativo -13,20% Irregularmente ativo (14,25%)	Muito ativo -68,47% Ativo -17,76% Irregularmente ativo (13,77%)	Muito ativo (69,71%) Ativo -27,44% Irregularmente ativo (2,85%)	ATIVO 74,06 Ativo 17,5 Irregulaente ativo 8,44

Os valores médios e seus respectivos desvios-padrão das variáveis dependentes área, velocidade, e deslocamentos de X (deslocamento médio lateral M/L) e Y(deslocamento anteroposterior A/P), durante a análise estabilométrica uipodal da perna dominante no teste de 51s na condição de olhos abertos e olhos fechados estão apresentados na tabela abaixo.

Tabela 2- Resultados Área, Velocidade, Distância em condição olhos abertos e fechados															
Variável	Visão	G1 Placebo		G2 Ant		G3 Post		G4 Med		G5 Lat		G6 Ant-Post		G7 Med-Lat	
		(n=10)		(n=10)		(n=9)		(n=10)		(n=9)		(n=10)		(n=9)	
		Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Área (cm ²)	Abertos	509,9	540,7	669,8	574,7	543,4	486,7	559,2	490,7	527,5	465,5	596,1	581,7	436,5	501,2
		±193,7	±225,1	±654,4	±301,5	±216,9	±216	±128,8	±132,3	±271,8	±117,5	±222,4	±207,1	±159	±239,8
	Fechados	1921,8	1806	2595,2	1998,2	2482,5	2605,1	2483	2121,2	1771#	1600,9#	3104,8*#	2409,4*#	2633	2002,9
		±696,59	±670,5	±1479,9	±828,44	±1146,5	±1674,9	±1081	±760,6	±530,5	±587,53	±982,66	±813,4	±921,21	±780,03
Velocidade (cm/s)	Abertos	33,1	34,8	39	34,4	40,6	37,3	32,3	31,2	32,6	33,2	34,5	33,8	31,1	29,2
		±8,64	±12,02	±26,56	±13,48	±13,47	±13,59	±5,58	±7,29	±6,91	±8,63	±10,85	±9,06	±6,4	±6,8
	Fechados	84,8	76,5	88,3	85,5	85,3	81,4	70,5	63,3	93,8	84,2	88,6	76,3	77,2	76
		±13,38	±14,46	±31,94	±39	±14,63	±15,5	±10,26	±13,01	±21,81	±18,93	±18,3	±19,43	±19,8	±20,45
Distância Y (mm)	Abertos	911,8	938,6	1101,1	957,7	1154,9	931,9	886,2	804,2	808,8	820,7	921	882,5	852,2	764,3
		±356,4	±425,1	±810,9	±410,1	±587,7	±354,4	±191,6	±208,8	±181	±198,1	±294,3	±246,1	±213,7	±188,5
	Fechados	2221,3	2105,2	2576,7	2178,9	2774,2	2685,6	2451	2210,2	1830,7	1584,7	2818,1	2363,2	2669,7	2221,3
		±809,67	±569,59	±823,26	±689,68	±1381,3	±1742,55	±654,94	±467,05	±363	±286,85	±532,34	±502,51	±611,24	±809,67
Distância X (mm)	Abertos	1233,1	1310	1415,1	1275,1	1457,8	1473,3	1219,9	1226,1	1290,2	1304	1326,7	1307,6	1171,3	1123
		±300,89	±439,6	±915	±467	±502,2	±620,9	±203,4	±280,3	±324,5	±479,8	±450,5	±371,7	±255,4	±291,3
	Fechados	2696,2	2765,8	2877,1	2742,6	2913,4	2793,8	3044,1	3066,3	2668,8	2461	3197	3041,1	3040,4	2739,8
		±1023,2	±1063,81	±469,03	±600,79	±923,27	±993,35	±541,43	±657,03	±609,46	±690,73	±983,72	±889,73	±758,3	±811,64

Valores média ± desvio padrão. * Diferença significativa (P <0,05) em comparação com o pré-teste. #Diferença significativa (P <0,05) em comparação intergrupos

Referente à variável dependente área foi realizada um MANOVA e os nossos resultados apontaram um efeito principal de interação no momento, olhos fechados com MLM, onde o p valor obteve significância de $p < 0,001$ no grupo 5. Referente às variáveis dependentes distância X, Y e velocidade não houve nenhum efeito entre as condições olhos abertos e olhos fechados com MLM.

As figuras abaixo demonstram a distribuição do valores das variáveis dependentes área, velocidade, e deslocamentos de X (deslocamento médio lateral M/L) e Y(deslocamento anteroposterior A/P), e suas interações entre grupos (1-Anterior, 2-Posterior, 3-Medial, 4-Lateral, 5-Anterior/posterior, 6-Medial/Lateral, 7-Placebo) durante a análise estabilométrica unipodal da perna dominante no teste de 51s.

4.1 Análise da Área

Pela análise dos *box-plots* abaixo, observa-se que os grupos de olhos abertos, tanto pré quanto pós, apresentam uma variação pequena quando comparados com os grupos de olhos fechados pré e pós, que apresentam uma variação bem maior. Os resultados dos grupos de olhos abertos também são menores do que os resultados dos grupos de olhos fechados. A variação da variável área não foi significante com um p valor $> 0,05$ na comparação intra e intergrupos olhos abertos.

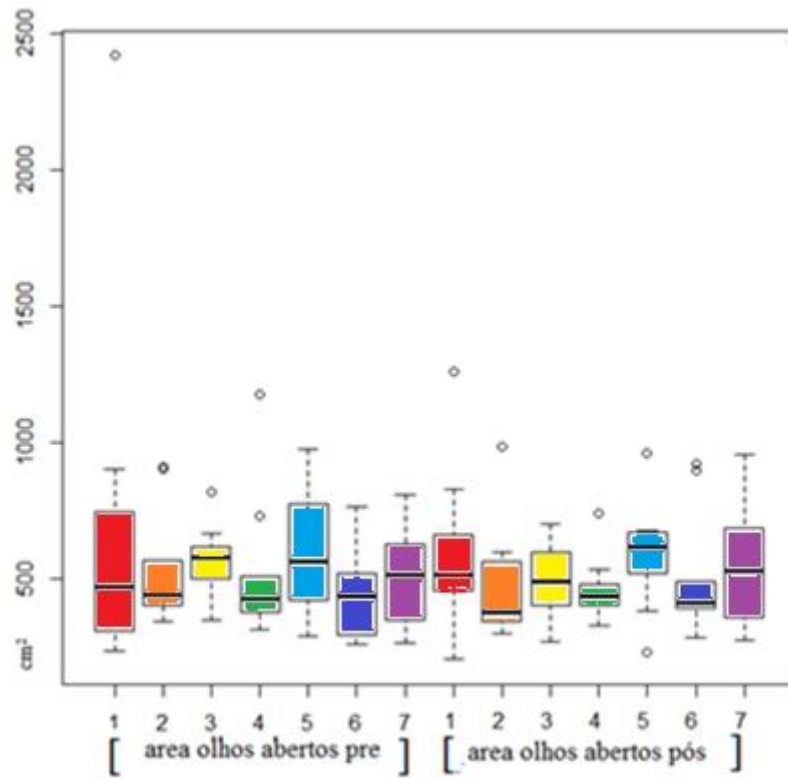


Figura. 6 - Gráfico Área olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p > 0,05$.

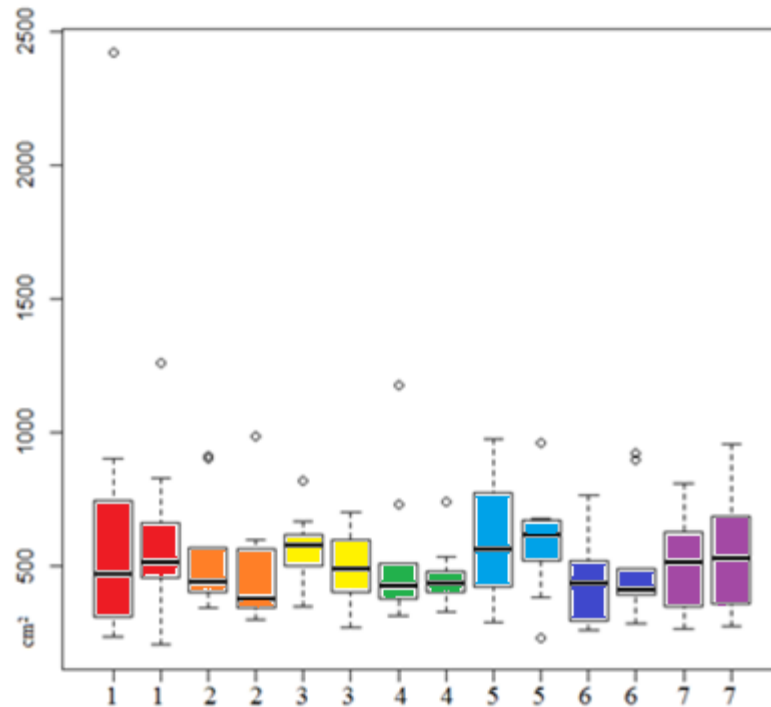


Figura. 7 - Gráfico Área olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p > 0,05$.

Quando se analisa a condição olhos fechados tanto pré quanto pós, podemos observar algumas mudanças nos gráficos. Existe uma diferença entre o grupo 4 e 5, na condição de olhos fechados, tanto pré quanto pós, no gráfico intergrupos. Pode-se observar no *box-plot* que há uma concentração de 50% dos dados de cada grupo (entre primeiro e terceiro quartil) praticamente não possuem interseção nos valores, ou seja, quando termina o grupo 4, começa o grupo 5. Na MANOVA com essa comparação entre os grupos 4 e 5, olhos fechados, tanto PRÉ quanto PÓS comprovou-se pelo teste diferença significativa. O G4 areaOFpre e o G5 areaOFpre apresentaram $P=0,002$. O G4 areaOFpos e G5 areaOFpos também apresentaram $P=0,002$. No gráfico de comparação intragrupos olhos fechados, o grupo G5 obteve diferença significativa com $p<0,001$ confirmando a interação com MLM no momento pré x pós. A comparação MANOVA à situação intervenção x placebo não obteve diferença significativa em nenhum momento (olhos abertos x olhos fechados) e nenhuma condição (pré x pós).

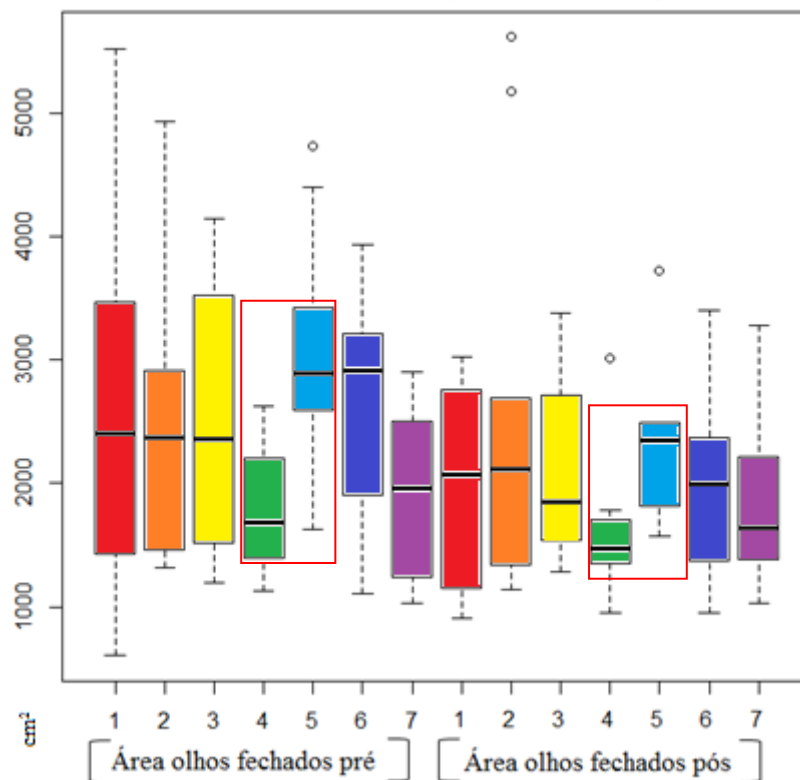


Figura. 8 - Gráfico Área olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p<0,002$.

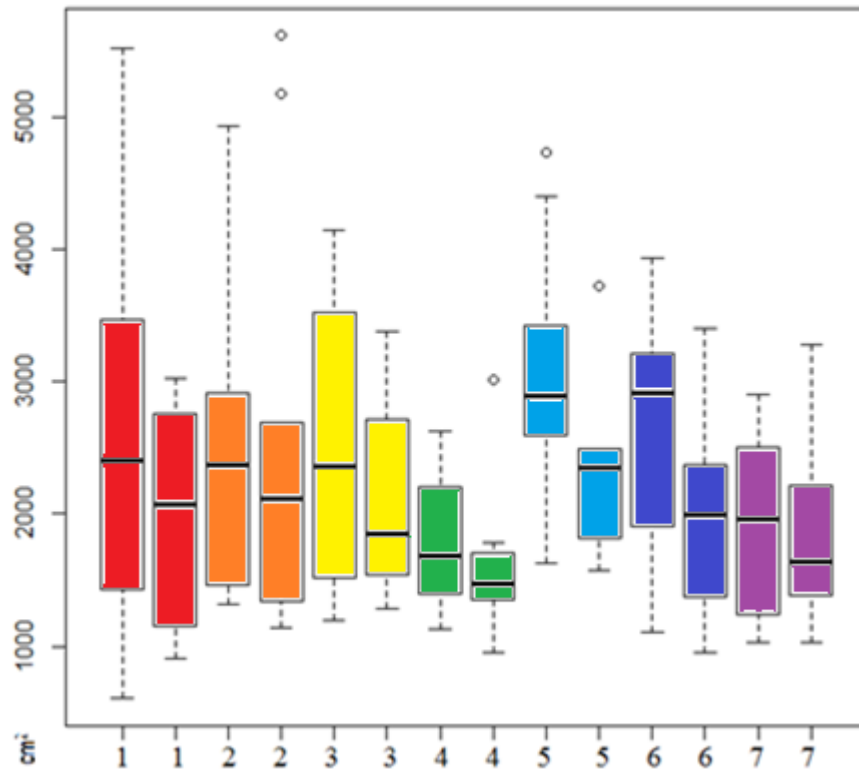


Figura. 9 - Gráfico Área olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p < 0,001$.

4.2 Análise distância X

Pela análise dos *box-plots* vemos que os grupos de olhos abertos, tanto pré quanto pós, apresentam uma variação pequena quando comparados com os grupos de olhos fechados pré e pós que retratam uma variação bem maior. Os resultados dos grupos de olhos abertos também são menores do que os resultados dos grupos de olhos fechados.

Em equivalência, não verificou-se diferenças entre os resultados pré e pós considerando olhos abertos. Da mesma forma não houve diferença significativa entre os resultados pré e pós considerando olhos fechado, todos com p valor $> 0,05$. Na comparação MANOVA na variável distância X, não foi encontrada diferença intra e intergrupos em nenhuma condição (olhos abertos x olhos fechados), foi simulado também a situação intervenção x placebo, ambos com $p > 0,05$.

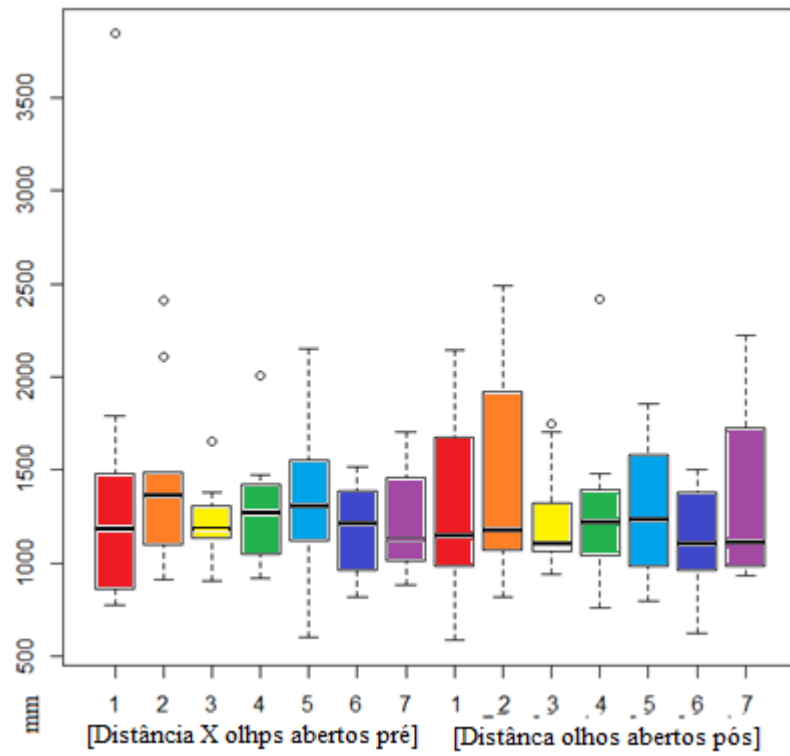


Figura. 10 - Gráfico Distância x olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p > 0,05$.

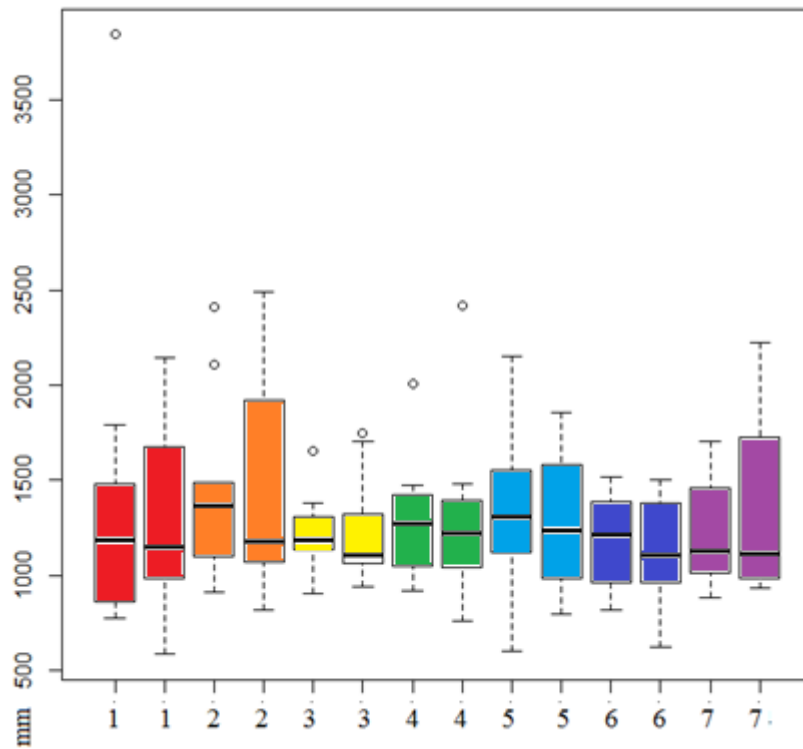


Figura. 11- Gráfico Distância x olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p > 0,05$.

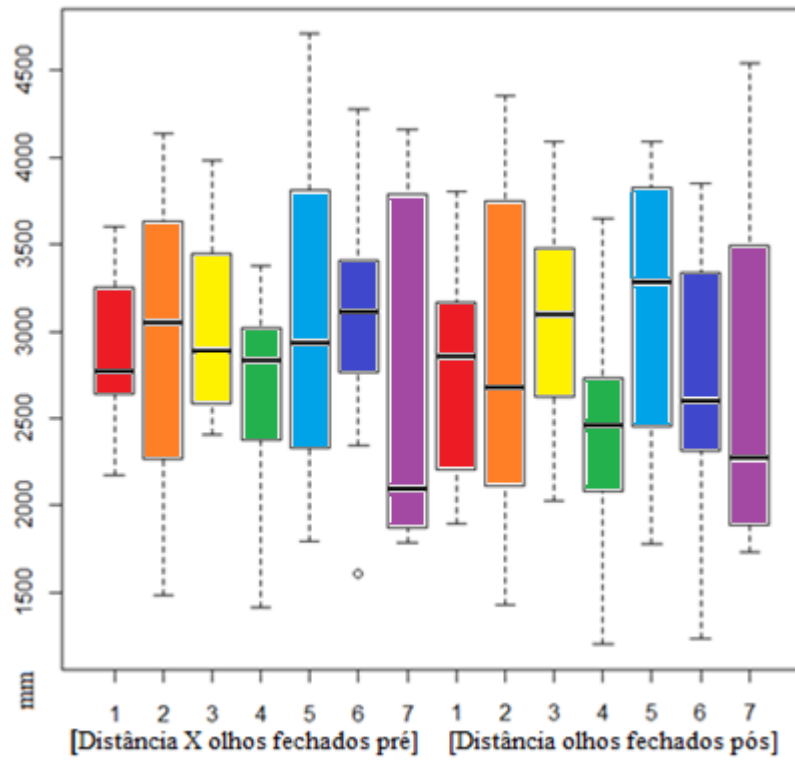


Figura. 12 - Gráfico Distância x olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.

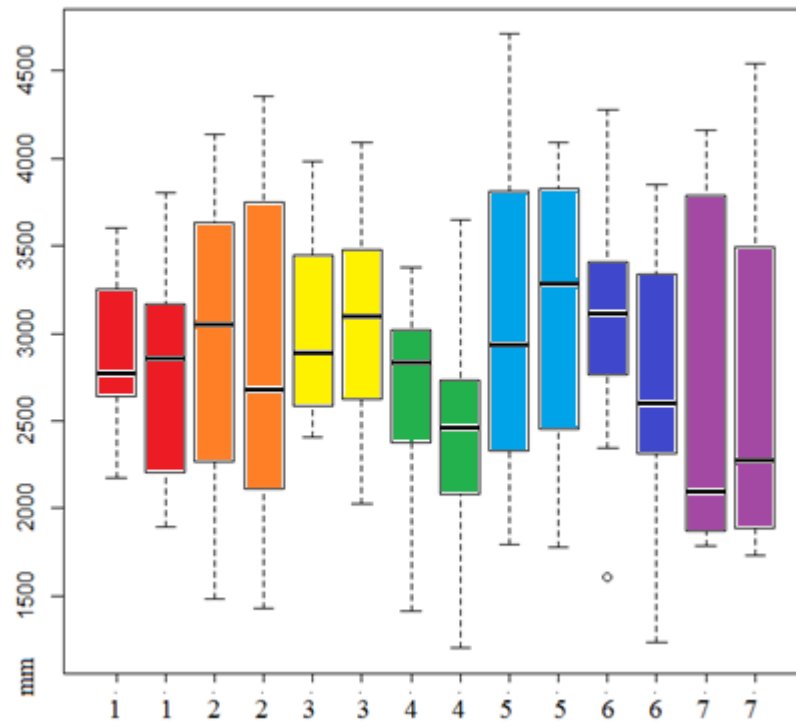


Figura. 13 - Gráfico Distância x olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.

4.3 Análise Distância Y

Pela análise dos *box-plots* vemos que os grupos de olhos abertos, tanto pré quanto pós, apresentam uma variação pequena quando comparados com os grupos de olhos fechados pré e

pós que apresentam uma variação bem maior. Os resultados dos grupos de olhos abertos também são menores do que os resultados dos grupos de olhos fechados.

Outro resultado não apresentou diferença significativa entre os dados pré e pós considerando olhos abertos. Da mesma forma não aparenta ter diferença entre os resultados pré e pós na fechados com $p > 0,005$. Na comparação MANOVA na variável distância Y, não foi encontrada diferença significativa inter e intergrupos em nenhuma condição (olhos abertos x olhos fechados). Foi simulado também a situação intervenção x placebo, todos com p valor $> 0,05$.

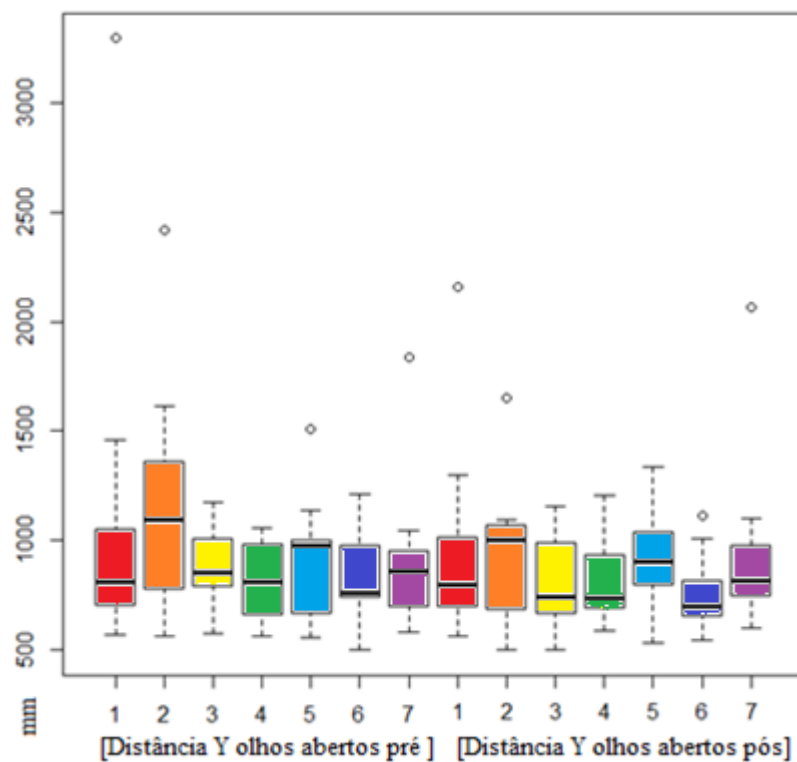


Figura. 14 - Gráfico Distância Y olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p > 0,05$.

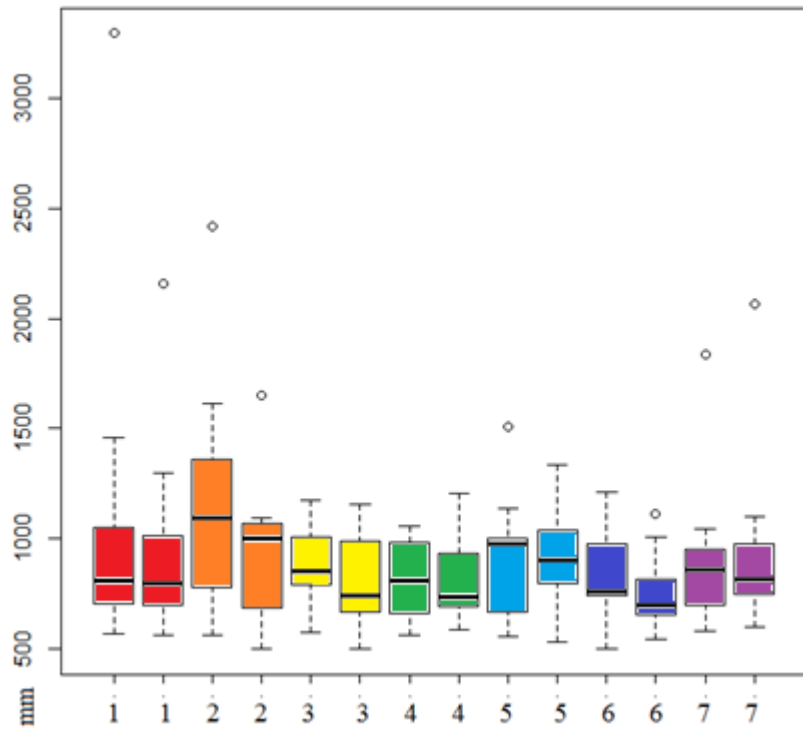


Figura. 15 - Gráfico Distância Y olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p>0,05$.

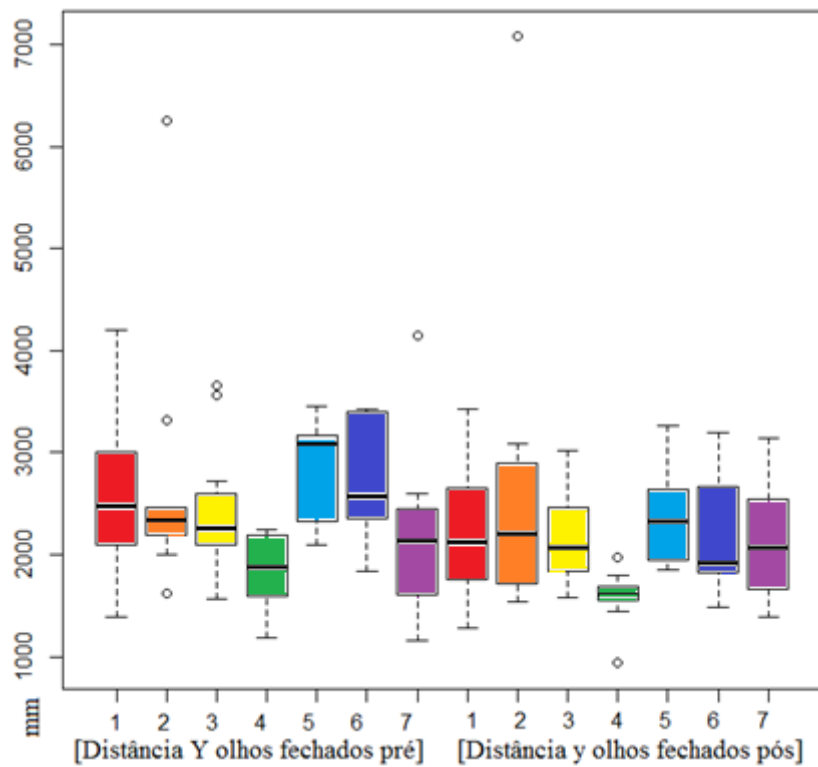


Figura. 16 - Gráfico Distância Y olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p>0,05$.

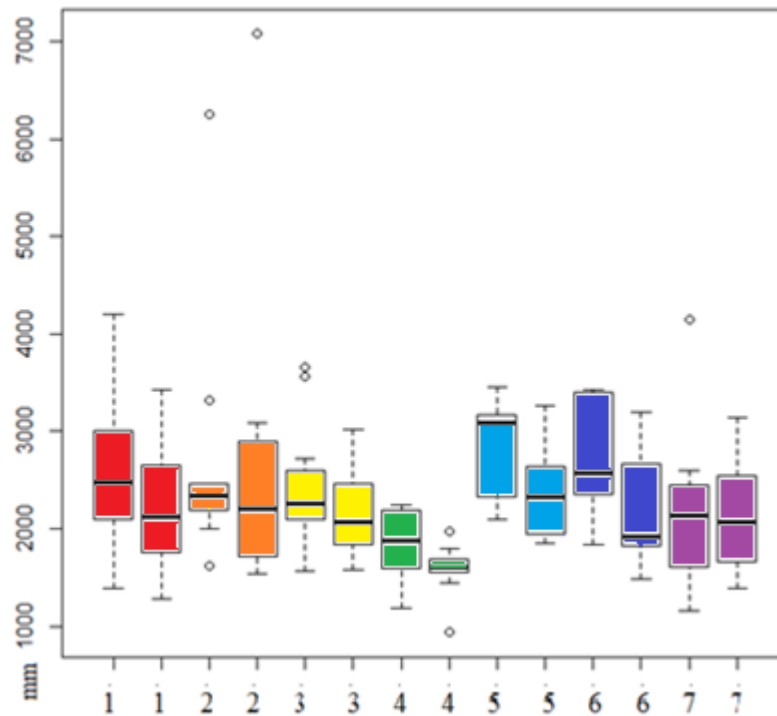


Figura. 17 - Gráfico Distância Y olhos fechados pré x pós diferença intragrupos $p > 0,05$.

4.4 Análise Velocidade

Pela análise dos *box-plots* vemos que os grupos de olhos abertos tanto pré quanto pós, apresentam uma variação pequena quando comparados com os grupos de olhos fechados pré e pós, que apresentam uma variação bem maior. Os resultados dos grupos de olhos abertos também são menores do que os resultados dos grupos de olhos fechados intra e intergrupos.

Outra conclusão que podemos obter visualmente é que não apresenta diferença entre os resultados pré e pós considerando olhos abertos. Da mesma forma não indica diferença entre os resultados pré e pós considerando olhos fechados com $p > 0,05$.

O resultado de MANOVA na variável velocidade diferente da variável área, não expõe diferença intra e intergrupos em nenhuma condição (olhos abertos x olhos fechados), e, nenhum momento (pré x pós), onde a significância foi de $p > 0,05$. A simulação da situação intervenção x placebo e também não mostrou diferença significativa, com $p > 0,05$.

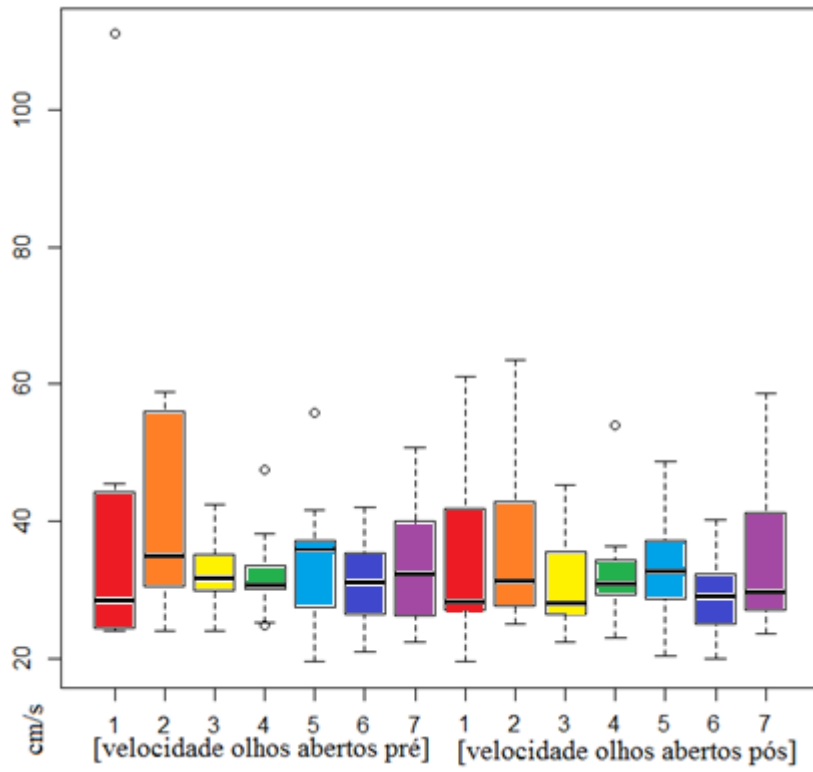


Figura. 18 - Gráfico Velocidade olhos abertos pré x pós diferença intergrupos $p > 0,05$.

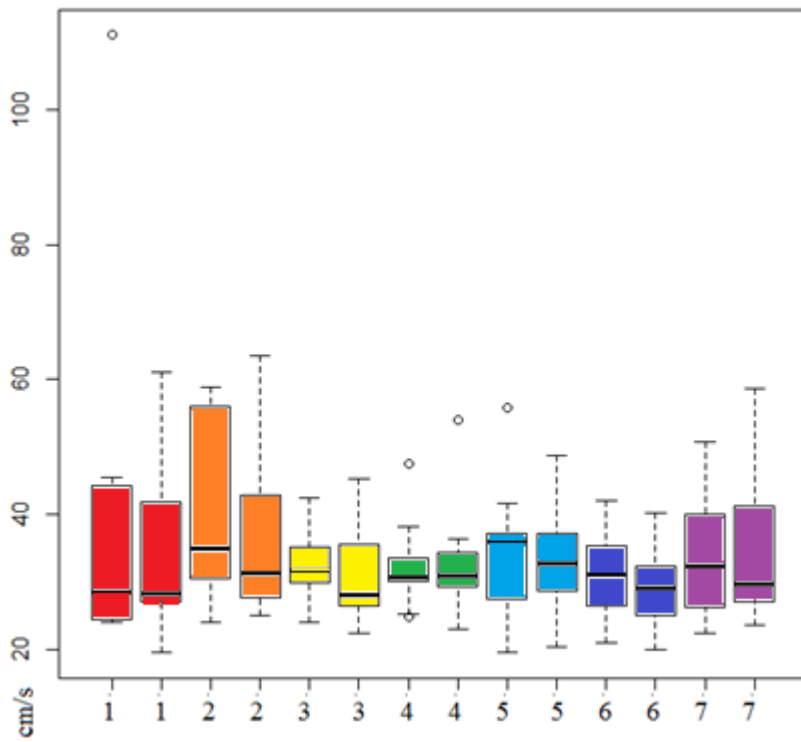


Figura. 19 - Gráfico Velocidade olhos abertos pré x pós diferença intragrupos $p > 0,05$.

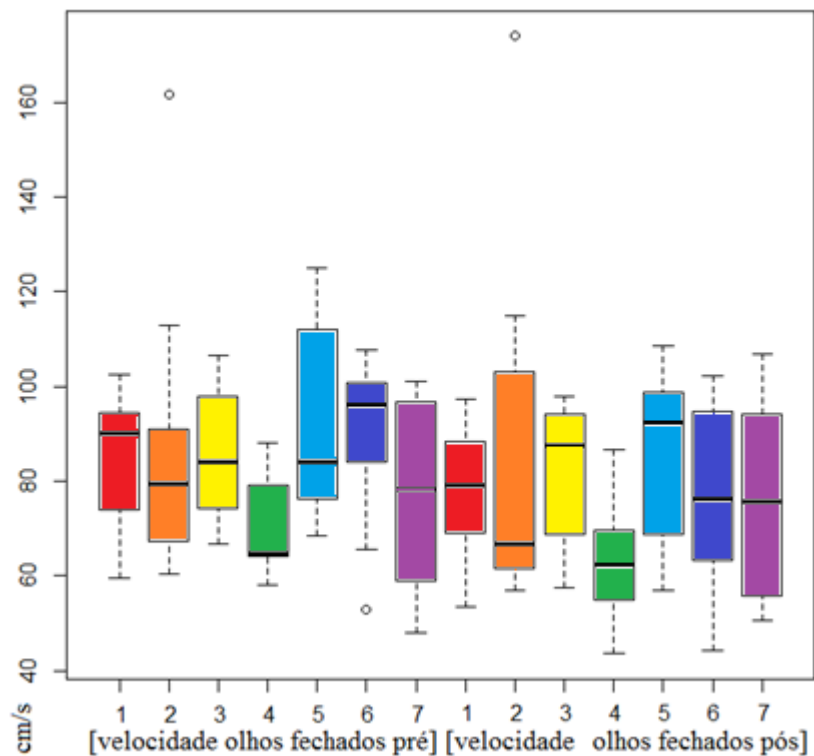


Figura. 20 - Gráfico Velocidade olhos fechados pré x pós diferença intergrupos $p > 0,05$.

5 DISCUSSÃO

O objetivo principal deste estudo foi avaliar o efeito da MLM na resposta posturográfica de homens hígidos em diferentes grupos musculares. Foi encontrado interação da variável depende área na condição olhos fechados no momento pós do grupo G6 (antero- posterior) após MLM com p valor de $< 0,001$. Ocorreu também interação intergrupos G5 (medial) e G6 (antero- posterior) na condição olhos abertos e olhos fechados, com p valor de $0,002$. Não houve diferença significativa nas variáveis velocidade e distância X e Y dos demais grupos, condições e momentos. Esses últimos achados não estão em conformidade com as observações de estudos em que foram utilizados métodos de alongamento estático, no qual não se observou uma repercussão de menor oscilação postural dessas variáveis, assim como já ocorrido em outras capacidades físicas, como força e potência. (BEHM et.al. 2004; SU et.al.2016). Essa não interação, não significa que houve um prejuízo nas demais análises na estabilometria. Sendo assim, se esta manobra fosse feita imediatamente antes de um trabalho proprioceptivo para indivíduos saudáveis, poderia trazer ganhos de ADM, ou servir de *pré-condition* como já visto, ficando assim como sugestão um experimento parecido com esse formato (LEE et. al 2018).

A fásia tem aspectos adaptativos que podem hipotetizar alterações induzidas após MLM modificando a complacência do tecido fascial testado. Essa manobra pode atingir a

entrada aferente muscular para o sistema nervoso central e saída muscular para controle postural pelo fuso muscular e órgão tendinosos de Golgi. O decréscimo de *stiffness* na unidade músculotendínea com o seu crescimento em comprimento, é de extrema importância podendo alterar a morfologia e propriedades mecânicas da fásia plantar, que pode influenciar na propriocepção e no desempenho de equilíbrio (TAS, & BECK, 2018). Tas & Bel, (2018) ressaltam que morfologia e propriedades mecânicas da fásia plantar podem influenciar na propriocepção e EC valorizando a hipótese supracitada. Wilkstrom, Song, Brown, (2017) mostraram que a liberação miofascial plantar teve interação com a variável área indo de encontro aos nossos achados, todavia, vale destacar que os participantes eram caracterizados com instabilidade de tornozelo, e as formas de liberação foram a auto liberação com bola, escova e liberação manual em um protocolo com total de tempo de 5 min. No presente estudo dentre as intervenções escolhidas não houve nenhuma que utilizou o protocolo da fásia plantar, observando assim que diferente de Wilkstrom, Song, Brown (2017) outra cadeia muscular pode influenciar o controle do EC. Lunghi et al (2015) afirmam que cerca de 60% das oscilações do corpo se dão no sentido A/P, o grupo 6 relaciona a cadeia antero-posterior, principal cadeia responsável pela resposta nesse eixo, principalmente quando é retirado um dos sistemas de controle postural, no caso o visual, aumentando assim, a demanda do sistema proprioceptivo resultando achados em consonância com presente estudo. O EC possui um sistema integrado de partes automáticas e parte motora voluntária, que envolve tronco e membros inferiores. As interações que não foram sustentadas pelos achados, talvez pudessem ter sido observadas se na amostra tivesse sujeitos realmente encurtados comprovados por testes de ADM, para associar a real adaptação fascial, no presente estudo não foi realizado como (GRABOW et al., 2017).

As maiores oscilações em todas as variáveis dependentes no momento tanto pré quanto pós intervenção na condição olhos fechados, vão de encontro com achados de Angin et al, (2013) no qual testes de equilíbrio com olhos fechados, trouxeram mais oscilações comparado ao teste de olho aberto, nas variáveis área e velocidade.

Quanto a variável dependente velocidade, sua alteração para aumento geralmente está associado à um declínio de estabilidade. (HENRY *et al.*, 2006). Nossos achados mesmo apresentando valores menores pós MLM não encontraram interação com essa variável assim como no estudo de Grabrow et. al(2017), onde estudantes fisicamente ativos e com média de idade de 27 anos em um protocolo de manobra de liberação miofascial na sola do pé, não obteve diferença significativa no teste unipodal na estabilometria Cop velocidade. Vale

ressaltar que o tempo de estímulo da manobra teve um total de 3 minutos com escala de percepção de dor próximo a 7, que se aproxima muito da metodologia proposta neste estudo. Behn, et al (2004) também não encontrou melhoras em uma análise aguda de velocidade sobre equilíbrio e taxa de reação em 60 homens saudáveis com média de idade de 24 anos. Já Lima et.,al (2014), encontrou piora nas velocidades tanto de A/P quanto de M/L, onde o protocolo utilizado parece ter reduzido a rigidez articular, fascial e muscular, mas pela característica bem prolongada de protocolo interferiu negativamente no equilíbrio.

Como lidamos somente com homens e com um grupo muito homogêneo, essas características não se destacaram na subdivisão dos grupos como fatores intervenientes, diferente dos achados de (ERA *et al.*, 1996) (BLASZCYK *et al.*, 2009). A média de idade dos integrantes do presente estudo é de jovens, e Blaszyk ,Lowe & Hansn, (1994) afirmam que as respostas estabilométricas em jovens são bastante simétricas, enquanto em adultos essa simetria já começa a se quebrar principalmente com oscilações no sentido A/P maiores que ML. Assim, há uma interferência da idade nas respostas posturográficas, dependente do declínio do desempenho motor relacionado ao amadurecimento e envelhecimento do sistema, e igualmente as condições ambientais. Parece que o declínio da integridade em alguns sistemas fisiológicos particularmente no sensorial, tem um profundo efeito na gama de controle de estabilidade durante a postura ereta, o balanço postural em ambas as direções AP e ML representam a eficácia do sistema de EC para manter postura estável (WINTER *et al.* 1996). A adaptação a resposta a grupos com maiores idades fica claro visto que a massagem no pé com fricção aumentou a informação somatosensorial, e consequentemente a performance de idosos em testes funcionais melhorando o EC A/P e M/L, principalmente na condição de olhos fechados, deve-se reiterar que tempo de estimulação médio de manobra foi muito maior desses autores em comparação com presente estudo (VAILLAN *et al.*, 2009; PERRY,S.D.2006) (VAILLANT *et al.*, 2008). Já Hemmati, Rojhani-Shirazi & Ebrahimi (2016) mostraram que a MLM pode intervir negativamente nas variáveis A/P e M/L tanto em área quanto velocidade e que a oscilação postural pode até aumentar ainda mais se o protocolo de 8 minutos for combinado com alongamento estático de três séries de 45´, com pausa de 30´ entre as séries em 23 indivíduos de 50 a 65 anos. Isso deixa claro como diferentes protocolos trazem repercussões divergentes nas variáveis estabilométricas e como a condução desse protocolo ainda precisa ser padronização para se evidenciar resultados tanto laboratoriais quanto clínicos.

Quanto ao protocolo utilizado na liberação referente a pressão e tempo de utilização Ercole *et al.*, (2010), citam que o tempo médio para gerar adaptação no tecido fascial seria próximo de 3 minutos, e que dependendo da especificidade do paciente, esse tempo poderia ser um pouco maior ou menor. Já Bradbury-Squires *et al.*, (2015) usaram um tempo muito curto - 5s´ e 10s´-, e já tiveram respostas em adaptação em ADM. todavia com cargas absurdas e escala de dor a nível elevado. Em nossa abordagem foi utilizado a escala analógica de dor de 5 a 7 de EVA para pressão da MLM, onde uma pressão moderada ja teve respostas em adaptação tecidual como sugerido por (GRABOW *et.al.*, 2018).

5.1 Limitações

É perceptível a valorização referente ao estudo da fásia, da mesma forma ao que se refere a MLM. Entretanto, a grande quantidade de protocolos e resultados relacionados aos assuntos, dificulta explicações e equivalências. Ao relacionar a análise da MLM e fásia no contexto da análise de estabilometria, percebe-se uma escassez de investigações para uma melhor discussão e elucidação do tema.

Alguma variável de confusão como temperatura ou nível de encurtamento podem ter sido interventores, contudo não foram controlados neste estudo sendo limitantes do estudo.

O formato quase-experimental sem comparação com grupo controle, tem uma limitação apontada para viés.

6. CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados no presente estudo, pode-se concluir que na condição pós MLM obteve-se uma interação com a variável dependente área que repercutiu em uma menor oscilação no momento olhos fechados, no grupo cadeia anterior-posterior. As demais variáveis velocidade e distância A/P e M/L, tanto em momento de olhos abertos quanto no momento olhos fechados, e também em condição pré e pós, não obtiveram interação.

Sendo assim, nossos achados sugerem novas investigações acerca do tema, principalmente com desenhos longitudinais, com maior número de visitas e avaliações, a fim de elucidar os reais mecanismos da MLM envolvidos nos parâmetros estabilométricos. Sugere-se ainda aplicações em tempos diferentes de MLM, assim como análise associada a testes funcionais em indivíduos não hígidos e com grupos de média de idade diferentes do que foi estudado.

Não obstante a MLM deve ainda ser desbravada com análise de outras variáveis estabilométricas, como por exemplo, a aceleração, quociente do romberg, que podem ser associadas com outros posicionamentos de bases bipodais e bases em oscilação da plataforma.

7. REFERÊNCIAS

- ABOODARDA, S. J.; SPENCE, A. J.; BUTTON, D. C. **Pain pressure threshold of a muscle tender spot increases following local and non-local rolling massage.** BMC Musculoskelet Disord, v. 16, p. 265. 2015.
- ADSTRUM, S.; HEDLEY, G.; SCHLEIP, R.; STECCO, C.; & YUCESYOY, C. A. **Defining the fascial system.** Journal of Bodywork and Movement Therapies. v.21, n. 1, p.173–177. 2017.
- ANGIN, S; ILÇIN, N; YESILYAPRAK, S. S; SIMSEK, I. E. **Prediction of postural sway velocity by foot posture index, foot size and plantar pressure values in unilateral stance.** Eklem Hastalik Cerrahisi, v. 24, n. 3, p. 144-8, 2013.
- BEARDSLEY, C.; & KARABOT, J. **Effects of self-myofascial release: A systematic review.** Journal of Bodywork and Movement Therapies. v.19, n.4, p. 747–758, 2015.
- BEHM, D.G.; BAMBURY, A.; CAHILL, F.; POWER, K. **Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time.** Med Sci Sports Exerc. v.,36, n.8,p.1397-402, 2004
- BŁASZCZYK, J. W. **The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability.** Gait Posture, v. 44, p. 1-6, 2016.
- BŁASZCZYK, J. W.; CIESLINKA-SWIDER, J.; PLEWA, M.; ZAHORSKA-MARKIEWICZ, B.; MAKIESICZ, A. **Effects of excessive body weight on postural control.** J Biomech, v. 42, n. 9, p. 1295-300, 2009.
- BŁASZCZYK, J,W; LOWE, L.D; HANSEN, P.D; **Ranges of postural stability and their changes in the elderly.** Gait Posture, v, 2. n,1. p,11-17, 1194.
- BLUM, K.P; LAMOTTI,D.'I,B; ZYTNICKI, D; TINGH, L.H. **Force encoding in muscle spindles during stretch of passive muscle.** PLoS Comput Biol, v. 13, n. 9, p.2017.
- BRADBYRY-SQUIRES, D. J.; NOFTALL J. C.; SULLIVAN, K. M.; BEHM, D. G.; POWER, K. E.; & BURRON, D. C. **Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge.** Journal of Athletic Training.v.50, n.2, p. 133–140, 2015.
- CAGNIE, B.; DEWITTE, V.; COPPIETERS, I.; VAN OOSTERWIJCK, J.; COOLS, A.; & DANNEELS, L. **Effect of ischemic compression on trigger points in the neck and shoulder muscles in office workers: A cohort study.** Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. v. 36, n.8, p. 482–489, 2013.
- CALIXTRE, L. B; MOREIRA, R. F. C.; FRANCHINI, G. H.; ALBURQUEQUE-SEND, F.; & OLIVEIRA, A. B. **Manual therapy for the management of pain and limited range of motion in subjects with signs and symptoms of temporomandibular disorder: A systematic review of randomised controlled trials.** Journal of Oral Rehabilitation. v.42, n. 11, p. 847–861, 2015.

CHEATHAM, S.; KOLBER, M.; CAIN, M.; LEE, M. **The Effects of Self-Myofascial Release Using a Foam Roll or Roller Massager on Joint Range of Motion, Muscle Recovery, and Performance: a Systematic Review.** International Journal of Sports Physical Therapy. v.10, n.6, p. 827–838, 2015.

CHO,K; LEE,K; LEE,B; LEE,H; LEE,W.. **Relationship between Postural Sway and Dynamic Balance in Stroke Patients.** J Phys Ther Sci, v. 26, n. 12, p. 1989-92, 2014.

CHO, K. H.; LEE, W. H. **Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled trial.** Gait Posture, v. 39, n. 1, p. 523-8, 2014

COVIELLO, J. P.; KAKAR, R. S.; & REYNOLDS, T. J. **Short-Term Effects of Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization on Pain Free Range of Motion in a Weightlifter With Subacromial Pain Syndrome.** International Journal of Sports Physical Therapy. v.12, n.1, p. 144–154, 2017.

CRANE, J. D.; OGBORN D. I.; CUPIDO, C.; MELOV, S.; HUBBARD, A.; BOURGEIS, J. M.; & TARNOPOLSKY, M. A. **Massage Therapy Attenuates Inflammatory Signaling After Exercise-Induced Muscle Damage.** Science Translational Medicine, v.4, n. 119, 2012.

DE LA TORRE, J; MARIN, J; MARIN, J, J; AURIA, J, M; SANCHES VALVERDE, M, B. **Balance study in asymptomatic subjects: Determination of significant variables and reference patterns to improve clinical application.** Journal of biomechanics. n.8, v.65, p.161-168. 2017.

DUARTE, M; FREITAS, S, M. S. F. **Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio.** Rev. bras. fisioter.v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

ERA, P; SCHROLL, M, YTTING, H, GAUSE-NILSSON, I; HEIKKINEN, E; STEEN, B. **Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study.** The journal of gerontology. n, 36, p, 30-34.

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

FIUSA, J. M; FREZ, AR; PEREIRA, W.M. **Analysis after stabilometric proprioceptive exercises: a randomized controlled clinical study.** Rev. bras. crescimento desenvolv. hum., v. 25, n. 1, p. 63-67, 2015.

GRABOW, L; YOUNG, J.D; ALCOCK, L.R; QUIGLEY,P.J; BYRNE, J.M; GRANACHER, U; ŠKARABOT, J;BEHM, D.G. **Higher Quadriceps Roller Massage Forces Do Not Amplify Range-of-Motion Increases nor Impair Strength and Jump Performance.** J Strength Cond Res. v.32, n ,11 2018.

GONÇALVES, EC; TROMBETTA, JB; GESSINGER, CF. **Prevalência de dor na coluna vertebral em motoboys de uma cooperativa de Porto Alegre, RS.**v,56.n,4.p,314-319. 2012

HALPERIN, I.; ABOORDARDA, S.J.; BUTTON,D.C.; ANDERSEN,L.L.; BEHM, D.G. **Roller massager improves range of motion of plantar flexor muscles without subsequent decreases in force parameters.** *International Journal Physiotherapy*, v. 9, n.1, p. 92-102.

HERTEL, J.; GAY, M. R.; DENEGAR, C. R. **Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types.** *J Athl Train*, v. 37, n. 2, p. 129-132, 2002.

HEMMATI, L.; ROJHANI-SHIRAZI, Z.; EBRAHIMI, S. **Effects of Plantar Flexor Muscle Static Stretching Alone and Combined With Massage on Postural Balance.** *Ann Rehabil Med*, v. 40, n. 5, p. 845-850, 2016.

HENRY,S.M;HITT,J.R;JONES,S.L;Bunn, J. Y.**Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain.** *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, v. 21, n. 9, p. 881-92, 2006.

HOWE, T. E; ROCHESTER, L; NEIL F; SKELTON D,A; BALLINGER, C. **Exercise for improving balance in older people.** *Cochrane Database Syst Rev*, n,9,v,11. 2011.

KALICHMAN, L.; & BEN DAVID, C. **Effect of self-myofascial release on myofascial pain, muscle flexibility, and strength: A narrative review.** *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 21, n.2, p. 446–451, 2017.

KAPETANAKIS, S; GKASDARIS, G; DANEVA, E; GIVISSIS, P; PAPATHANASIOU, J; XANTHOS, T. **Mechanoreceptors of the Achilles tendon: a histomorphological study in pigs with clinical significance for humans.** *Muscles Ligaments Tendons J*, v. 7, n. 4, p. 558-563, 2017.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, J. P. **Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation.** *J Physiol*, v, 532. n.3. p. 869-78.2001.

KLINGLER, W.; VELDERS, M.; HOPPE, K.; PEDRO, M.; & SCHLEIP, R.. **Clinical relevance of fascial tissue and dysfunctions.** *Current Pain and Headache* , v. 18, n. 439 , 1-7, 2014.

KRAUSE, F.; WILKE, J; VOGT, L; BANZER, W. **Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review.** *J Anat*, v. 228, n. 6, p. 910-8, 2016.

KRAUSE, F.; WILKE, J.; NIEDERER, D.; VOGT, L.; & BANZER, W. **Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial.** *Trials*, v.18, n.1, p. 114, 2017.

KUMKA, M. **Kumka’s response to Stecco’s fascial nomenclature editorial.** *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v.18, n. 4 p. 591–598, 2014.

KUMKA, M.,; & BONAR, J. **Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review.** *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, v. 56, n. 3, p. 179–91, 2012.

LAIMI, K.; MAKILA, A.; BARLUND, E.; KATAJAPUU, N.; OKSANEN, A; SEIKKULA, V.; SALTYCHEV, M. **Effectiveness of myofascial release in treatment of chronic musculoskeletal pain: a systematic review.** *Clinical Rehabilitation*, 2017.

LEE,C.L;CHU, I.H; LYU, B.J; CHANG,W.D; CHANG, **Comparison of vibration rolling, nonvibration rolling,and staticstretching asa warm-up exercise on flexibility, joint proprioception, muscle strength, and balance in young adults.** *N.J.J Sports Sci.*v.36, n.22, p, 2575-2582, 2018.

LESINSKI, M.; HORTOBÁGYI T.; MUEHLBAUER T.; GOLLHOFER,A.; GRANACHER, U. **Dose-response relationships of balance training in healthy young adults: a systematic review and meta-analysis.** *Sports Med*, v. 45, n. 4, p. 557-76, 2015.

LIMA, B,N.; LUCARELI, P, R, G.; GOMES, W, A.; SILVA, J, J.; BLEY, A, S.; HARTIGAN, E, H.; MARCHETTI, P, H. **The acute effects on unilateral ankle plantar flexor static-stretching on postural balance sway and gastrocnemius muscle activity durante single balance tasks.** *Journal of sports science and medicine.* n.13, p.564-570, 2014.

LUNGI,C; DO. N, D.; TOZZI, P. OST, M, PT; FUSCO, G. **The biomechanical model in manual therapy. is thre ongoing crisis just the need to revise the underlying concept and application.** *Journal of body work and movement therapies.* v. 20, n.4, p, 784-799, 2016.

MACDONALD, G, Z.; PENNEY, D. H.; & MULLALEY, M, E.; CUCONATO, C, D, J.; BEHN, D, D. **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*, n.27, v. 3, p. 812–821, 2013.

MACEDO, C.; GAZZOLA,J,M.; CAOVIALLA, H,H.; RICCI, N,A;DONÁ,F;GANANÇA,F. **Posturografia em idosos com distúrbios vestibulares e quedas.** *Health sciences.*v,38,n,,. 2013.

MACHADO, A. *Neuroanatomia funcional 3ª edição.* São Paulo. Editora Atheneu, 2013.

MAEDA, N; URABE Y; FUJII E; MORIYAMA N; IWATA S, SASADAI J. **The effect of different stretching techniques on ankle joint range of motion and dynamic postural stability after landing.** *J Sports Med Phys Fitness*, v. 56, n. 6, p. 692-8, 2016.

MARKOVIC, G. **Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on knee and hip range of motion in soccer players.** *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, n. 19, v. 4, p. 690–696, 2015.

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.

MONTEIRO, E. R.; SKARABOT, J.; VIGOTSKY, A. D.; BROWN, A. F.; GOMES, T. M.; & NOVAES, J. D. **Acute Effects of Different Self-Massage Volumes on the Fms Overhead Deep Squat Performance.** *Int J Sports Phys Ther*, v.12, n.1, 2017.

NAGANO, A.; YOSHIKAS, S.; HAY, D.C; HIMENO, R; FUKASHIRO, S. **Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing.** Hum Mov Sci, v. 25, n. 3, p. 422-34, 2006.

NEVITT,M.C.; CUMMINGS, S.R.; KIDD, S; BLACK, D. **Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study.** JAMA .v,261,p, 2663–2668, 1989.

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

PARTENEN, J. V.; OJALA, T. A.; & AROKOSKI, J. P. A. **Myofascial syndrome and pain: A neurophysiological approach.** Pathophysiology, v.17, n.1,p. 19–28, 2010.

PEREIRA, C. **Plataforma de força e equilíbrio postural: guia de avaliação e exercícios** Camila Pereira., 2016

PERRY, S.D. **Evaluation of age- related platar surface insensitivty an onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation sets.** Neurosci Lett. v. 9, n. 392. p,62-7, 2006.

REGUERA-GARCIA, M. M.; DE SOUZA-TEIXEIRA, F.; FERNANDEZ, J. A. P. **Test-retest reliability of static postural control in people with multiple sclerosis.** J Phys Ther Sci, v. 29, n. 8, 2017.

SCHLEIP, R.; JAGER, H.; & KLINGER, W. **What is “fascia”? A review of different nomenclatures.** Journal of Bodywork and Movement Therapies, v.16, n.4, 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, P, G. **A visão no controle postural ortostático: o quociente de Romberg e a velocidade do sinal estabilométrico.** tese pós graduação Tese (mestrado em Ciências em engenharia Biomédica.). Universidade Federal do Rio de janeiro, 2005.

SU, H.; CHANG, N.J.; WU, W.L.; 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.**J Sport Rehabil. v.26, n.6, p. 469-477, 2016.

SULLIVAN, K. M.; SILVEY, D.B.; BUTTON, D.C.; BEHM, D.G. **Roller- massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments.** Int. J. Sports Phys. Ther. v.8, 228-236, 2013.

TAS,S.; BEK N. **Effects of morphological and mechanical properties of plantar fascia and heel pad performance in asyntomatic females.** The Foot v.36, p. 30-34,2018.

TOZZI, P. **Does fascia hold memories?** Journal of Bodywork and Movement Therapies, v.18, n.2, p. 259–265, 2014.

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

VAILLANT, J; ROULAND, A.; MARTIGNÉ, P.; BRAUJOU, R.; NISSEN, M, J.; CAILLAT-MIOUSSE, J.L; VUILLERME, N; NOUGIER, V; JUVIN, R. **Massage and mobilization of the feet and ankles in elderly adults: effect on Clinical balance performance.** *Manual therapy*, v, 14. n, 6. p. :661-4, 2009.

VAILLANT,J.; VUILLERME, N.; JANVEY, JANVEY, A;. LOUIS, F; BRAJOU, R; JUVIN, R; NOUGIER, V. **Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults.** *Brain reserach bulletin*, v. 75, n. 1, p. 18-22, 2008.

WINTER, D. A.; PRINCE, F.; FRANK, J. S.; POWELL, C.; ZABJEK, K. F. **Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance.** *J Neurophysiology*, v. 75, n. 6, p. 2334-43, 1996.

WILKSTROM, E.A.; SONG,K.; LEA, A.; BROWM, N. **Comparative effectiveness of plantar- massage techniques on postural control in those with chronic ankle instability.** *journal of athletic training*. v.52, n.7, p. 629-635, 2017.

ZECH, A; HUBSCHER M, VOGT, L.; BANZER, W.; HANSEL, F.; PFEIFER, K. **Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review.** *J Athl Train*, v. 45, n. 4, p. 392-403, 2010.

ZHUANG, X. Q.; TAN, S. S.; & HUANG, Q. M. **Understanding of myofascial trigger points.** *Chinese Medical Journal*, v.127, n.24, p. 4271–4277, 2014.



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 “Análise das respostas posturográficas de homens após manobra de liberação miofascial.”

Objetivo do estudo: Analisar a resposta do equilíbrio postural de homens após a massagem miofascial.

Como será feito o estudo: Caso o Sr^o (a) concorde em participar deste estudo, deverá preencher um questionário sobre atividade física e passar informações sobre o peso, idade e altura. Em seguida o Sr^o (a) será convidado (a) a subir em uma plataforma para analisar o seu equilíbrio. Este equipamento é conectado ao aparelho, onde será posicionado para o teste. Posteriormente, o avaliador irá analisar quanto de equilíbrio o sr^o (a) tem ficando em uma perna. Após feita a análise o sr^o (a) irá deitar em uma maca, para vermos qual força de acordo com o que relatar faremos a massagem em sua perna. Logo após o sr^o (a) será posicionado, novamente, na plataforma para o avaliador realizar o equilíbrio de uma perna. O teste de equilíbrio será feito em um aparelho chamado plataforma de força. Esse procedimento terá uma duração entre 15 a 20 minutos. Haverá diferentes grupos, inclusive um grupo que será placebo. No final da pesquisa, se houver diferença em relação ao grupo placebo, os mesmos receberão convite para terem oportunidade das diferenças entre grupo intervenção.

Riscos: A massagem poderá provocar apenas um desconforto muscular local, como por exemplo uma sensação de “pressão”. Se o sr^o (a) manifestar qualquer quadro de dor que não suportar, o procedimento será interrompido automaticamente.

Benefícios: Espera-se que os resultados desse estudo forneçam informações que possam mostrar as mudanças no equilíbrio da perna após a aplicação da massagem na perna.

Acompanhamento, assistência e responsáveis: Garantimos a todos os voluntários, qualquer assistência e/ou acompanhamento, caso ocorra qualquer desconforto, tonteira e/ou mal-estar pesquisa. Assim como se qualquer pessoa se sentir lesada, iremos buscar alternativas, para suprir essa deficiência. O pesquisador responsável Albert Nunes Queiroz dos Santos será imediatamente contatado e tomará as medidas cabíveis, nos telefones, (31) 982710953 ou (31) 98393399 e nos e-mails: albert_nunes@yahoo.com.br ou cep@unisuam.edu.br. 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 voce 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 para esclarecer a pesquisa e todas foram respondidas. Eu, por intermédio deste, dou livremente meu consentimento para participar nesta pesquisa. O sigilo sobre minha pessoa esta seguro e a qualquer momento posso me retirar da pesquisa sem que haja qualquer tipo de prejuizo. Os meus dados serao apenas para fins científicos e o resultado sera divulgado ao termino do estudo.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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 ARTIGO**POSTUROGRAPHIC ANALYSIS OF ADULTS SUBMITTED TO THE MYOFASCIAL
RELEASE MANEUVER: A NEARLY EXPERIMENTAL STUDY**

Albert Nunes Queiroz dos Santos¹, Julio Guilherme Silva^{2,3}, Pedro Henrique Duarte
Carvalho⁴, Aldo José Fontes Pereira⁵.

1 - Máster, Stricto Sensu Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences - UNISUAM

2- Professor, Stricto Sensu Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences - UNISUAM

3 - Professor. Adjunct, Faculty of Medicine / Department of Physiotherapy - UFRJ

4- Mastering, Stricto Sensu Postgraduate Sport Sciences - IGP

5 - PHD, Centro Universitário Serra dos Órgãos- UNIFESO

Corresponding author:

Teacher. Julio Guilherme Silva, PT, PhD

Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences

Rehabilitation Virtual Reality Laboratory

Dona Isabel 94 Street, Bonsucesso - Rio de Janeiro, RJ

ZIP Code 21041-010

Email: jglsilva@yahoo.com.br, julioguilherme@souunisiam.com.br

Abstract

Objective: To compare the stabilometric behavior of healthy men immediately after the myofascial release maneuver (MLM) in different lower limb chains.

Methods: In this quasi-experimental study, 67 healthy men randomly assigned to 7 groups were analyzed: placebo, and chains: anterior, posterior, medial, lateral, anterior/posterior, and medial/lateral. MLM lasted 3 min in the lower limb region according to the chains of each group. Skin pressure during MLM was determined by a visual analog scale between 5 and 7, previously tested on participants. The posturographic analysis took place at the pre and post MLM moments in unipodal support, with eyes closed. The stabilometric variables analyzed were: area and the speed. The Kolmogorov-Smirnov test was applied, which confirmed the normality of the data, and that was followed by a MANOVA-RM, with the Bonferroni post hoc test to verify the interaction between the factors: Moment and group and interaction moment*group with $p \leq 0.05$.

Results: The results showed no interaction effect between the group*moment factors for both of the dependent variables of interest area and speed. Both area and speed had a major effect on the factored moment with a small effect size. The value for area and speed decreased after the maneuver. No major effects of group factors were observed for area or speed.

Conclusion: Postural stability is immediately affected by performing myofascial release maneuvers. However, there does not appear to be an effect of lower limb muscle grouping.

Keywords: Fascia; Stabilometry; Body balance; Myofascial maneuver; Acute effect

INTRODUCTION

The central nervous system (CNS), composed of the vestibular, proprioceptive, and visual systems, receives somatic information about the body position and its spatial orientation to maintain postural stability. ⁽¹⁾ The CNS, through its afferent pathways, receives sensory inputs related to muscle tone, coordination, and reflexes, whose integration is considered a complex skill. The perception and mechanotransduction of this message can be done by mechanoreceptors found in tendons, Golgi tendon organs, and neuromuscular spindles. This fact influences sensory inputs, especially in muscle groups related to the ankle and sole of the feet. ⁽²⁻⁴⁾

The excessive inhibition or activation of these mechanoreceptors may be influenced by a technique that alters the sensitivity of these small organs. Fibrous connective tissue promotes muscle tissue support and aids neuromotor control of body segments. ^(5, 6) According to Van der Wal, ⁽⁷⁾ the fascia is richly innervated and can alter proprioceptive inputs and modify somatosensory integration processes. Therefore, the role of the fascia in the proprioceptive process has been reinforced. ⁽⁷⁾ According to its structural format, the fascia can modulate spinal reflexes and can increase afferent activity. Thus, a neuromuscular response occurs to adjust the myotendinous structures and may interfere with postural control. This suggests new organizations of body balance patterns influenced by the fascia. ⁽⁸⁾

Myofascial release maneuver (MLM) has been widely used by both high performance and amateur athletes to increase the range of motion, gain flexibility, and this suggests increase neuromuscular mechanical efficiency. ⁽⁹⁾ Pressure and friction heat generated by the mechanical stress at a given time facilitate the structural changes in the fascia such as tissue

length to alleviate some osteomioarticulars disorders such as muscle pain and decreased strength.⁽¹⁰⁾ So, this intervention can promote organizational changes in the fascia. This improves viscoelastic properties, rescues its optimal structural architecture, and consequently improves muscle performance without negatively influencing physical capabilities.^(11, 12)

Several studies point out that MLM techniques promote an increase in muscle strength, a vital component for body balance^(5, 13) Wikstrom et al.⁽¹⁴⁾ point out in their study that MLM stimuli through implements (ball and brush) and manual release, the three conditions modify body balance. However, there is a gap in the investigations about the maneuver applied to the fascial tissue justifying interaction with BB. Regarding body balance, the question posed is: what would the repercussion of MLM be for possible benefits or damages to the myofascial system? Would other lower limb muscle groups have any influence on BB.

MLM are tools widely used by manual therapists, physical therapists, physical education teachers. Especially as a strategy, for example, to gain flexibility, or as a condition for pre-training and / or activity. However, the effects of MLM are not yet conclusive. Therefore, more investigations are needed to associate the possible benefits of MLM in physical valences, especially static equilibrium. Thus, this study aimed to evaluate the immediate effects of MLM on different lower limb chains on the static balance of healthy men.

MATERIAL AND METHOD

Ethical aspects

The research followed all the precepts of research ethics involving human beings. This study was approved by the Research Ethics Committee of the Augusto Motta University Center (CEP / UNISUAM), according to Resolution 466/12 of the National Health Council - Ministry of Health CNS / MS (BRAZIL, 2013), under the number CAAE 96771118.7.0000.5235.

Study design

A quasi-experimental before-and-after type study conducted at the Human Movement Analysis Laboratory (UNISUAM, RJ).

Sample size calculation

To calculate the sample size, the G power 3.1 software⁽¹⁵⁾ was used. The calculation was made with an α error of 0.05, a test power of 80%, considering seven groups, in two moments (pre and post maneuver) with an effect size of 0.35 in the posturographic variables after the myofascial maneuver. Thus, a sample of 63 participants who were randomly allocated to the groups through an Excel-generated random number table (Microsoft, WA).

Sample

The characterization of the data of 63 healthy subjects with the variable age, weight, height, body mass index (BMI) and level of physical activity are presented in Table 1. 63 healthy men, aged 18 to 35 years old, without painful and / or functional complains in the lower limbs, and active (practicing physical activity for at least 3 days / week as verified by the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)^(16, 17) participated the study. Participants with postoperating history of limbs in the last 12 months, unconsolidated fractures in the lower limbs, pain in the lower limb at the time of the test and history of vertigo or vestibular deficit were excluded. The sample was divided into 7 groups: placebo (n = 9), anterior chain (n = 9), posterior chain (n = 9), medial chain (n = 9), lateral chain (n = 9), anterior / posterior chain (n = 9) and medial / lateral chain (n = 9).

<insert table 1>

Procedures

At first, all participants were informed about the research and invited to answer the IPAQ questionnaire.(16, 17) It was also collected data on body mass, height, and age to characterize the sample. The posturographic evaluation was performed before and after the myofascial maneuver.

The evaluator explained to the participant how the use of equipment and procedures would be. The first step is to test the participant's perception of pain (PD) according to the visual analog scale (VAS) at 10 in the non-dominant limb. In the second step, the participant climbed on the Cyber-Sabots force platform to mark the uni pedal base (dominant member) and then get out to calibrate the apparatus. Once again, the participant climbed onto the platform for the closed-eyes test, above the previous foot marking, the test would then begin and would last 51 seconds.

After the pre-intervention test, the participant lay on a stretcher beside the platform. In the groups where the technique was applied, the manipulated limb was dominant according to Oldfield's lower limb laterality inventory. ⁽¹⁸⁾ In the placebo group, a superficial massage was performed on the anterior and posterior surfaces of the lower limb. For the MLM, a handlebar was used (Figure 1).

<insert fig. 1>

Myofascial Release Maneuver (MLM)

MLM was performed by a single evaluator to minimize possible application variations between participants. In this work, the handlebar MLM device was used. It is made up of 4-stage surgical stainless steel polishing with rounded edges (length: 350 mm; width: 16 mm; height: 12 mm).

The evaluator based on the participant's subjective pain scale perception using the analog pain scale from 1 to 10. Initially, pure oil was put on the area to facilitate the sliding of the tool. It was recommended that the subject informed a pain perception between 5 and 7, that would be sufficient for tissue adaptation with low to moderate pain threshold. To adapt this format, a test for pain threshold 10 in the contralateral limb was performed, as suggested by other studies.^(19, 20) Next, the dominant limb underwent MLM for 3 min within the chain, which the participant was randomized.

Posturographic Analysis

The assessment room was brightly lit and in a soundproof room. The posturographic evaluation was established with eyes-closed condition in the uni-pedal posture. The participant positioned himself on top of the Cyber IN TECH force platform model (Impasse Gémy 13013 Marseille - France) consisting of two identical 6-degree-of-freedom force platforms patented in 2006 that measure the vertical components of the ground reaction force and the two coordinates of the center of pressure (CP).

The period for the signal acquisition was 51 s. The self-calibration occurred prior to the participant's climb onto the platform and was performed using the Sabosoft software. The signal acquisition frequency was defined at 100 Hz. For filtering the posturographic signal, low pass filter defined at 10 Hz was used.

The participant's positioning on the platform was determined by a comfortable base. Then the evaluator gave the command to the participant to close his eyes and start the test. From the signals measured by the force platform, the variables analyzed were the ellipse area and velocity that characterized the displacement of the PC.⁽²¹⁾

Data analysis

Demographic or socio-anthropometric data were analyzed using descriptive statistics with the determination of central tendency (mean and median) and dispersion (standard deviation) values. Interaction and main effect between-group factors (placebo, anterior chain, posterior chain, medial chain, lateral chain, anterior/posterior chain, medial/lateral chain) and momentum (pre and post-intervention) in eyes-closed condition were analyzed. The dependent variables were the ellipse area and CP displacement velocity. For this, the repeated measures variance analysis (ANOVA-RM) was used with the Bonferroni post hoc test, with the significance level of 0.05. Data were analyzed using the JASP software version 0.10.2 (<https://jasp-stats.org>).

RESULTS

The mean values and their respective standard deviations, confidence interval of the dependent variables area and velocity, during the uni-pedal posturographic analysis of the dominant leg are presented in Table 2. The ANOVA-RM showed no interaction effect between the group factors*moment for both dependent variables of interest (Area: $F(6.56) = 1.457$, $p = 0.210$, $\omega^2 = 0.004$; Speed: $F(6.56) = 1.129$, $p = 0.358$, $\omega^2 < 0.001$). Both Area ($F(1.56) = 15.709$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.038$) and Speed ($F(1.56) = 27.406$, $p < 0.001$, $\omega^2 = 0.028$)

had the greatest effect on the factor moment with low effect size. The value for Area decreased from 2450,621 mm² (95% CI = [2206,023; 2695,218]) to 2068,008 mm² (95% CI = [182,411; 2312,605]) after the maneuver. The Speed value decreased from 83,769 mm² / s (95% CI = [78,557; 88,980]) to 76,931 mm² / s (CI = [71,719; 82,142]) after the maneuver. No major effects of group factor were observed for Area ($F(6,56) = 1.521, p = 0.188, \omega^2 = 0.047$) or Speed ($F(6,56) = 1.274, p = 0.284, \omega^2 = 0.025$).

<insert table 2>

DISCUSSION

This study evaluated the immediate effects of MLM on different lower limb chains on the static balance of healthy men. Despite the main effect observed for the moment in the area and velocity variables, no effect in groups or significant interaction between these factors was found. However, a sharp way it can be observed a decrease in the variable mean values of the Area with modest effect size and Speed with small effect size. Of the interventions chosen from the present study, none used the plantar fascia protocol, it was observed that this muscle chain group might influence the control of the BB⁽²²⁾ It is noteworthy that in the present study, six different chains were manipulated, and we did not find any intergroup difference, reflecting that different chains do not have sufficient mechanisms for lower displacement, and the MLM is sufficient to generate this adaptation.

Lunghi et al. and Seffrin, Cattano and Gardiner-Shires claim that about 60% of the body displacement occurs in the AP direction, especially when information is removed from one of the postural control systems, thus increasing the proprioceptive system demand^(8, 23) Studies on the influence of the feet on proprioceptive performance are observed in the literature, especially the anatomical part referring to the muscles that make up the plantar arches.⁽²²⁻²⁴⁾ These findings are often based on massages with different stimulus protocols. Somatosensory.

(25, 26) Our results are in agreement with findings by Chatchawan et al. in which diabetic patients with peripheral neuropathy had reduced oscillation levels in functional tests after maneuver in the plantar region. As well as Wilkstrom, Song, and Brow who achieved results in the reduction in Area, generating an increase in BB with the main effect related to time maneuver. However, it is noteworthy that participants were characterized by ankle instability different from our healthy participants. The longer time, together with ankle instability, probably reflected in a more significant effect size (score close to 1), much higher than the data presented here.⁽¹⁴⁾

Regarding the variable speed, its increase is usually associated with a decline in postural stability.⁽²⁷⁾ Our findings showed lower values after MLM, differing from the study by Grabow et al. in which physically active students with a mean age of 27 years old on an MLM protocol in the sole of the foot did not find a significant difference in the uni-pedal posturography test.⁽²⁰⁾ Behn et al. also found no improvement in an acute analysis of dynamic balance velocity and reaction rate in 60 healthy men with a mean age of 24 years using static stretching.⁽²¹⁾ Lima et al. found an increase in the mean velocity interfering negatively on the BB, it is hypothesized the results obtained due to the well-prolonged protocol characteristic that was able to reduce joint, fascial and muscular stiffness.⁽²⁷⁾

These findings are in contrast to the observations of studies using static stretching methods, in which there was no reduction in posturographic variables. Once again, MLM brings different results as it has done in other physical capacities, such as strength, power^(20, 28) LEE et al. and Seffrin et al. demonstrate the efficacy of MLM for pre-condition and also ADM gains, however, participants were also tested in pre and post condition flexibility tests, thus proving fascial adaptation, this is a limitation of the present study that justifies possible interactions that were not sustained.^(23, 29)

The adaptation of response to older groups is clear when Vaillant et al. using rubbed foot massage increased the somatosensory information, and consequently, the performance of the elderly in functional tests improving EC A / P and M / L, especially in the condition of closed eyes.⁽³⁰⁾ It should be reiterated that stimulation time mean maneuver was much higher (20 min) compared to this study, thus showing as found by Wikstrom, Song and Brow that the main effect may be linked to the protocol time.⁽¹⁴⁾ Hemmati Rojhani-Shirazi & Ibrahim showed that MLM may negatively intervene in the area and velocity variables and that the CP displacement may even increase further if the 8-minute protocol is combined with three-series static stretching of 45 s, with a 30-second pause between sets in 23 individuals 50 to 65 years old.⁽³¹⁾ This makes it clear how different protocols have diverging repercussions on posturographic variables and how the conduct of this protocol has yet to be standardized to both laboratory, and clinical results are evident.

Regarding the protocol used for release according to pressure and time of use Ercole et al. mentions that the average time to generate fascial tissue adaptation should be close to 3 min and that depending on the patient's specificity, this time could be slightly longer or shorter.⁽³²⁾ Bradbury-Squires et al. used a very short time - 5 s and 10 s -, and already got a response in ADM adaptation however, with absurd loads and high pain scale.⁽⁹⁾ In our approach, we used the 5 to 7 VAS analog pain scale for MLM pressure, where moderate pressure has already had responses in tissue adaptation, as suggested by Grabow. et al.⁽²⁰⁾

Our findings suggest further investigations on the subject, especially with a longitudinal design, with more visits and evaluations, in order to elucidate the real mechanisms of MLM involved in posturography. It is also recommended to apply different times of MLM being longer and comparative with the plantar region that has a higher somatosensory sensitivity, besides analyzes associated with functional tests in non-healthy individuals and with different age groups studied.

Conflicts of interest

No funding sources or conflicts of interest were reported for this study.

Limitations

The quasi-experimental format, without comparison with the control group, has a limitation bias that indicates to be cautious with the presented results. As we deal only with men and with a very homogeneous group, these characteristics did not stand out in the subdivision of the groups as intervening factors, unlike the findings of Era et al. and Błaszczyk et al.^(33, 34)

The mean age of the members of the present study was young, and Błaszczyk, Lowe & Hansn state that posturographic responses in young people are quite symmetrical, and that they tend to decline over time. The aging process mainly with AP oscillations are greater than ML.⁽³⁴⁾

Thus, there is an interference of age in posturographic responses, mainly explained by the decline in motor performance related to system maturation and aging.⁽³⁴⁾ It is noticeable the appreciation regarding the study of the fascia in the same way as the MLM. However, the large number of protocols and results related to the subjects turn explanations and equivalences difficult. When relating MLM and fascia analysis in the context of posturography analysis, there is a lack of investigations for a better discussion and elucidation of the subject. Some confounding variables such as room temperature or measurement of participants to classify them with or without shortening may have been intervening, however, were not controlled in this case and were limiting the study.

CONCLUSION

Postural stability is immediately affected by performing myofascial release maneuvers, however, there does not appear to be an effect of lower limb muscle grouping.

References

1. Reguera-Garcia MM, de Souza-Teixeira F, Fernandez JAP. Test-retest reliability of static postural control in people with multiple sclerosis. *J Phys Ther Sci.* 2017;29(8):1399-404. Epub 2017/09/08. doi: 10.1589/jpts.29.1399. PubMed PMID: 28878471; PubMed Central PMCID: PMC5574355.
2. Blum KP, Lamotte D'Incamps B, Zytnicki D, Ting LH. Force encoding in muscle spindles during stretch of passive muscle. *PLoS Comput Biol.* 2017;13(9):e1005767. Epub 2017/09/26. doi: 10.1371/journal.pcbi.1005767. PubMed PMID: 28945740; PubMed Central PMCID: PMC5634630.
3. Kapetanakis S, Gkasdaris G, Daneva E, Givissis P, Papathanasiou J, Xanthos T. Mechanoreceptors of the Achilles tendon: a histomorphological study in pigs with clinical significance for humans. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2017;7(4):558-63. Epub 2018/05/04. doi: 10.11138/mltj/2017.7.4.558. PubMed PMID: 29721457; PubMed Central PMCID: PMC5908332.
4. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol.* 2001;532(Pt 3):869-78. Epub 2001/04/21. PubMed PMID: 11313452; PubMed Central PMCID: PMC52278585.
5. Krause F, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. *J Anat.* 2016;228(6):910-8. Epub 2016/03/24. doi: 10.1111/joa.12464. PubMed PMID: 27001027.
6. Schroeder AN, Best TM. Is self myofascial release an effective preexercise and recovery strategy? A literature review. *Curr Sports Med Rep.* 2015;14(3):200-8. doi: 10.1249/JSR.000000000000148. PubMed PMID: 25968853.
7. van der Wal J. The architecture of the connective tissue in the musculoskeletal system-an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2009;2(4):9-23. Epub 2009/01/01. PubMed PMID: 21589740; PubMed Central PMCID: PMC3091473.
8. Lunghi C, Tozzi P, Fusco G. The biomechanical model in manual therapy: Is there an ongoing crisis or just the need to revise the underlying concept and application? *J Bodyw Mov Ther.* 2016;20(4):784-99. Epub 2016/11/07. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.01.004. PubMed PMID: 27814859.
9. Bradbury-Squires DJ, Nofall JC, Sullivan KM, Behm DG, Power KE, Button DC. Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. *J Athl Train.* 2015;50(2):133-40. Epub 2014/11/22. doi: 10.4085/1062-6050-49.5.03. PubMed PMID: 25415414; PubMed Central PMCID: PMC4495431.
10. 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;27(3):812-21. Epub 2012/05/15. doi: 10.1519/JSC.0b013e31825c2bc1. PubMed PMID: 22580977.
11. Monteiro ER, Skarabot J, Vigotsky AD, Brown AF, Gomes TM, Novaes JD. ACUTE EFFECTS OF DIFFERENT SELF-MASSAGE VOLUMES ON THE FMS OVERHEAD DEEP SQUAT PERFORMANCE. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(1):94-104. Epub 2017/02/22. PubMed PMID: 28217420; PubMed Central PMCID: PMC5294950.
12. Coviello JP, Kakar RS, Reynolds TJ. SHORT-TERM EFFECTS OF INSTRUMENT-ASSISTED SOFT TISSUE MOBILIZATION ON PAIN FREE RANGE OF MOTION IN A WEIGHTLIFTER WITH SUBACROMIAL PAIN SYNDROME. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(1):144-54. Epub 2017/02/22. PubMed PMID: 28217425; PubMed Central PMCID: PMC5294941.
13. Calixtre LB, Moreira RF, Franchini GH, Albuquerque-Sendín F, Oliveira AB. Manual therapy for the management of pain and limited range of motion in subjects with

signs and symptoms of temporomandibular disorder: a systematic review of randomised controlled trials. *J Oral Rehabil.* 2015;42(11):847-61. Epub 2015/06/07. doi: 10.1111/joor.12321. PubMed PMID: 26059857.

14. Wikstrom EA, Song K, Lea A, Brown N. Comparative Effectiveness of Plantar-Massage Techniques on Postural Control in Those With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2017;52(7):629-35. doi: 10.4085/1062-6050-52.4.02. PubMed PMID: 28722491; PubMed Central PMCID: PMC5517117.

15. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175-91. PubMed PMID: 17695343.

16. Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, Andrade D, Andrade E, Oliveira L, et al. Questionário

internacional de atividade física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. 2001.

17. Bassett DR, Jr. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(8):1396. Epub 2003/08/06. doi: 10.1249/01.mss.0000078923.96621.1d. PubMed PMID: 12900695.

18. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia.* 1971;9(1):97-113. PubMed PMID: 5146491.

19. Grabow L, Young JD, Byrne JM, Granacher U, Behm DG. Unilateral Rolling of the Foot did not Affect Non-Local Range of Motion or Balance. *J Sports Sci Med.* 2017;16(2):209-18. Epub 2017/06/21. PubMed PMID: 28630574; PubMed Central PMCID: PMC5465983.

20. Grabow L, Young JD, Alcock LR, Quigley PJ, Byrne JM, Granacher U, et al. Higher Quadriceps Roller Massage Forces Do Not Amplify Range-of-Motion Increases nor Impair Strength and Jump Performance. *J Strength Cond Res.* 2018;32(11):3059-69. Epub 2017/03/13. doi: 10.1519/jsc.0000000000001906. PubMed PMID: 30152808.

21. Behm DG, Bambury A, Cahill F, Power K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(8):1397-402. PubMed PMID: 15292749.

22. Birinci T, Demirbas SB. Relationship between the mobility of medial longitudinal arch and postural control. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017;51(3):233-7. Epub 2017/04/24. doi: 10.1016/j.aott.2016.11.004. PubMed PMID: 28462802; PubMed Central PMCID: PMC6197327.

23. Seffrin CB, Cattano NM, Reed MA, Gardiner-Shires AM. Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization: A Systematic Review and Effect-Size Analysis. *J Athl Train.* 2019;54(7):808-21. Epub 2019/07/20. doi: 10.4085/1062-6050-481-17. PubMed PMID: 31322903; PubMed Central PMCID: PMC6709755.

24. !!! INVALID CITATION !!! {}.

25. Chatchawan U, Eungpinichpong W, Plandee P, Yamauchi J. Effects of thai foot massage on balance performance in diabetic patients with peripheral neuropathy: a randomized parallel-controlled trial. *Med Sci Monit Basic Res.* 2015;21:68-75. Epub 2015/04/20. doi: 10.12659/MSMBR.894163. PubMed PMID: 25892354; PubMed Central PMCID: PMC54416467.

26. Tutun Yumin E, Simsek TT, Sertel M, Ankarali H, Yumin M. The effect of foot plantar massage on balance and functional reach in patients with type II diabetes. *Physiother Theory Pract.* 2017;33(2):115-23. Epub 2017/01/18. doi: 10.1080/09593985.2016.1271849. PubMed PMID: 28095093.

27. Lima BN, Lucareli PR, Gomes WA, Silva JJ, Bley AS, Hartigan EH, et al. The acute effects of unilateral ankle plantar flexors static- stretching on postural sway and

- gastrocnemius muscle activity during single-leg balance tasks. *J Sports Sci Med.* 2014;13(3):564-70. Epub 2014/09/02. PubMed PMID: 25177183; PubMed Central PMCID: PMC4126293.
28. 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;26(6):469-77. Epub 2016/10/14. doi: 10.1123/jsr.2016-0102. PubMed PMID: 27736289.
29. Lee CL, Chu IH, Lyu BJ, Chang WD, Chang NJ. Comparison of vibration rolling, nonvibration rolling, and static stretching as a warm-up exercise on flexibility, joint proprioception, muscle strength, and balance in young adults. *J Sports Sci.* 2018;36(22):2575-82. Epub 2018/04/27. doi: 10.1080/02640414.2018.1469848. PubMed PMID: 29697023.
30. Vaillant J, Rouland A, Martigné P, Braujou R, Nissen MJ, Caillat-Miousse JL, et al. Massage and mobilization of the feet and ankles in elderly adults: effect on clinical balance performance. *Man Ther.* 2009;14(6):661-4. Epub 2009/05/08. doi: 10.1016/j.math.2009.03.004. PubMed PMID: 19427810.
31. Hemmati L, Rojhani-Shirazi Z, Ebrahimi S. Effects of Plantar Flexor Muscle Static Stretching Alone and Combined With Massage on Postural Balance. *Ann Rehabil Med.* 2016;40(5):845-50. Epub 2016/11/17. doi: 10.5535/arm.2016.40.5.845. PubMed PMID: 27847714; PubMed Central PMCID: PMC45108711.
32. Ercole B, Antonio S, Julie Ann D, Stecco C. How much time is required to modify a fascial fibrosis? *J Bodyw Mov Ther.* 2010;14(4):318-25. Epub 2010/05/20. doi: 10.1016/j.jbmt.2010.04.006. PubMed PMID: 20850038.
33. Era P, Schroll M, Ytting H, Gause-Nilsson I, Heikkinen E, Steen B. Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1996;51(2):M53-63. PubMed PMID: 8612104.
34. Błaszczyk JW, Cieślinska-Swider J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. *J Biomech.* 2009;42(9):1295-300. Epub 2009/04/21. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.006. PubMed PMID: 19386313.

Table1 : Characterization of the sample.

Grupo	Total	Placebo	Anterior	Posterior	Medial	Lateral	Anteroposterior	Mediolateral
N	63	9	9	9	9	9	9	9
Age (anos)	27,2 ± 4,7	26,2 ± 6,8	26,9 ± 3,2	28,6 ± 5,0	27,4 ± 4,5	26,6 ± 3,1	27,3 ± 5,8	27,4 ± 4,7
Mass (kg)	76,6 ± 11,0	75,4 ± 8,3	78,0 ± 11,6	76,2 ± 17,3	74,1 ± 8,0	75,6 ± 11,4	81,0 ± 9,3	77,2 ± 11,7
Height (cm)	177 ± 7	177 ± 8	178 ± 7	177 ± 10	177 ± 7	175 ± 6	177 ± 4	178 ± 7
IMC (Kg/m²)	24,3 ± 2,5	24,0 ± 2,1	24,2 ± 2,7	24,1 ± 3,2	23,7 ± 1,9	24,6 ± 2,7	25,1 ± 3,1	24,2 ± 2,8
IPAQ								
<i>Very active</i>	43 (68,25%)	0 (0%)	6 (66,6%)	8 (88,8%)	7 (77,7%)	7 (77,7%)	7 (77,7%)	8 (88,8%)
<i>active</i>	15 (23,80%)	7 (77,7%)	3 (33,3%)	1 (11,1 %)	1 (11,1%)	1 (11,1%)	1 (11,1 %)	1 (11,1 %)
<i>Irregularly ativo</i>	5 (7,93%)	2 (22,2%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (11,1%)	1 (11,1%)	1 (11,1 %)	0 (0%)

Table 2: Descriptive analysis of the Area and Speed of the pressure center under closed eyes, intra and intergroup comparisons.

Group	N	Moment	Área (mm ²)		Speed (mm ² /s)	
			Mean	CI95%	Média	CI95%
Placebo	9	Baseline	2724,344	[2077,201; 3371,488]	86,144	[72,355; 99,933]
		Post-test	2059,956	[1412,812; 2707,099]	77,254	[63,465; 91,043]
Anterior	9	Baseline	2482,556	[1835,412; 3129,699]	88,336	[74,547; 102,125]
		Post-test	2605,111	[1957,968; 3252,254]	85,550	[71,761; 99,339]
Posterior	9	Baseline	2440,556	[1793,412; 3087,699]	83,128	[69,339; 96,917]
		Post-test	2011,222	[1364,079; 2658,366]	78,563	[64,774; 92,352]
Lateral	9	Baseline	3104,889	[2457,746; 3752,032]	93,870	[80,081; 107,659]
		Post-test	2409,4442	[1762,301; 3056,588]	84,281	[70,492; 98,070]
Medial	9	Baseline	1771,000	[1123,857; 2418,143]	70,553	[56,764; 84,342]
		Post-test	1600,944	[953,801; 2248,088]	63,308	[49,519; 77,097]
Anteroposterior	9	Baseline	2633,000	[1985,857; 3280,143]	88,614	[74,825; 102,403]
		Post-test	2002,933	[1355,790; 2650,077]	76,386	[62,597; 90,175]
Mediolateral	9	Baseline	1998,000	[1350,857; 2645,143]	75,736	[61,947; 89,525]
		Post-test	1786,444	[1139,301; 2433,588]	73,172	[59,383; 86,961]

Area: Group*Moment: $F(6,56)=1,457, p=0,210, \omega^2=0,004$; **Moment:** $F(1,56)=15,709, p<0,001, \omega^2=0,038$; **Group:** $F(6,56)=1,521, p=0,188, \omega^2=0,047$. **Speed: Group*Moment:** $F(6,56)=1,129, p=0,358, \omega^2<0,001$;

Moment: $F(1,56)=27,406, p<0,001, \omega^2=0,028$; **Group:** $F(6,56)=1,274, p=0,284, \omega^2=0,025$.

ANEXO 4 EMAIL DE SUBMISSÃO

Albert

Segue a confirmação da submissão.

Att
Julio

----- Forwarded message -----

De: **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics** <em@editorialmanager.com>
Date: qui., 28 de nov. de 2019 às 11:17
Subject: Confirming submission to Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics
To: Julio Guilherme Silva <jgsilva@hucff.ufrj.br>

This is an automated message.

POSTUROGRAPHIC ANALYSIS OF ADULTS SUBMITTED TO THE MYOFASCIAL RELEASE MANEUVER: A QUASI-EXPERIMENTAL STUDY

Dear Professor Silva,

We have received the above referenced manuscript you submitted to Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.

To track the status of your manuscript, please log in as an author at <https://www.editorialmanager.com/JMPT/>, and navigate to the "Submissions Being Processed" folder.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,
Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

More information and support

You will find information relevant for you as an author on Elsevier's Author Hub: <https://www.elsevier.com/authors>.

FAQ: How can I reset a forgotten password?

https://service.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/28452/supporthub/publishing/kw/editorial+manager/

For further assistance, please visit our customer service site: <https://service.elsevier.com/app/home/supporthub/publishing/>. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about Editorial Manager via interactive tutorials. You can also talk 24/7 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

In compliance with data protection regulations, you may request that we remove your personal registration details at any time. (Use the following URL: <https://www.editorialmanager.com/JMPT/login.asp?a=r>). Please contact the publication office if you have any questions.

--

Prof. Julio Guilherme Silva
Universidade Federal do Rio de Janeiro
Prof. Adjunto - Curso de Fisioterapia
CV Lattes <http://lattes.cnpq.br/3335633004443074>

