

ANA ELISA ZULIANI STROPPA MARQUES

EFEITOS DA MOBILIZAÇÃO MIOFASCIAL PLANTAR NO EQUILÍBRIO CORPORAL,
MOBILIDADE FUNCIONAL E ATIVAÇÃO MUSCULAR EM IDOSAS

Tese apresentada ao Instituto de
Biociências do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista Júlio
de Mesquita Filho, como parte dos
requisitos para obtenção do título de
Doutor em Desenvolvimento Humano
e Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

Rio Claro

2016

796.022 Marques, Ana Elisa Zuliani Stroppa
M357e Efeitos da mobilização miofascial plantar no equilíbrio corporal, mobilidade funcional e ativação muscular / Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques. - Rio Claro, 2016
81 f. : il., figs., tabs., fots.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Marcelo Tavella Navega

1. Cinesiologia. 2. Pé. 3. Idoso. 4. Controle postural. 5. Manipulação musculoesquelética. 6. Eletromiografia. I. Título.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: EFEITOS DA MOBILIZAÇÃO MIOFASCIAL PLANTAR NO EQUILÍBRIO CORPORAL, MOBILIDADE FUNCIONAL E ATIVAÇÃO MUSCULAR EM IDOSAS.

AUTORA: ANA ELISA ZULIANI STROPPA MARQUES

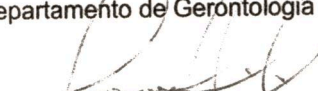
ORIENTADOR: MARCELO TAVELLA NAVEGA

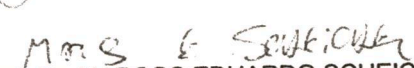
Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Doutora em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: TECNOLOGIAS NAS DINÂMICAS CORPORAIS, pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. MARCELO TAVELLA NAVEGA
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP


Profa. Dra. CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP


Profa. Dra. KARINA GRAMANI SAY
Departamento de Gerontologia / Universidade Federal de São Carlos - SP


Prof. Dr. MARCOS SEIZO KISHI
Faculdade de Educação Física e Fisioterapia - Departamento de Fisioterapia / Universidade Federal de Uberlândia - MG


Prof. Dr. MARCOS EDUARDO SCHEICHER
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

Rio Claro, 12 de fevereiro de 2016

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus filhos, Arthur e Felipe, que mesmo tão pequeninos, souberam respeitar cada momento de ausência, não só física. Amo cada pedacinho de vocês.

Amor maior do mundo...

AGRADECIMENTOS

À **Deus** por ter me dado a possibilidade para conduzir este processo de doutoramento, junto a minha família.

Ao meu marido **Ro** que tanto me incentivou e muitas vezes, me norteou desde de inúmeras tentativas, até continuidade deste sonho. Muito obrigada marido...Você é minha decisão mais certa. Amo muito você.

Aos meus **filhotes**, minha força de viver!!!

Aos meus **pais** que sempre acreditaram em mim, vibraram a cada passo da minha vida e me ensinaram que a queda é parte do crescimento e a vitória é fruto do semeio. Muito obrigada por me fazerem assim e por todo o suporte nos cuidados com meus pequenos. Agradeço a Deus por ter permitido que eu pudesse nascer na casa de vocês.

Aos meus **irmãos** que ora presentes, ora distantes, me apoiaram e torceram a cada etapa da minha vida. Vocês são parte de mim. Amo vocês.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega** por ter me dado a efetiva oportunidade de realizar este sonho. Minha eterna gratidão por ter acreditado em mim para a confecção deste trabalho e pelas orientações não somente da tese.

Aos **membros da banca** por se disponibilizarem a avaliar o trabalho e pelas contribuições

Aos colegas de trabalho que se tornaram estimados companheiros de jornada **Flávia Faganello, Cristiane Pedroni, Karina Gramani, Alexandre Ambrozim, Marcos Kishi e Marcos Scheicher** pela parceria, apoio e incentivo sempre, tornando cada encontro e cada palavra uma orientação e um ensinamento profissional e de vida, muito obrigado por tudo.

Às parceiras de viagem **Dora Raquel, Juliana Ruzene, Barbara Eden, Leticia Mendes** que me acompanharam para a disciplina de quarta-feira em Rio Claro e possibilitaram viagens mais agradáveis. “Fecha o vidro” kkk

À minha parceira de todos dias, sol chuva, sábado, domingos feriados e véspera de natal. Muito obrigada Bia – **Beatriz Tozim**.

Ao **João Neto** pela parceria de sempre. Que continue rendendo bons frutos...

Às **voluntárias** que se disponibilizaram a participar assiduamente. Sem vocês esse sonho não seria possível.

À **Ana Akerman** que possibilitou o conhecimento da técnica utilizada neste estudo além do, desenvolvimento de uma visão global para o atendimento dos meus pacientes e facilitou meio de elucidação para meus alunos.

Aos **funcionários do CEES** (Centro de Estudos da Educação e Saúde), que contribuíram muito de diferentes formas e, facilitaram cada passo deste caminho.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa de estudos.

RESUMO

A manutenção da postura ortostática revela um comportamento inerente ao ser humano, de oscilação postural. Essa contínua oscilação, fornece *input* vindo da área plantar, para ativação do sistema nervoso central, que resulta em ajustes na manutenção da postura em equilíbrio. O aumento na ativação muscular é uma importante estratégia para suprir a instabilidade, sendo o músculo trapézio superior (TS) um importante marcador de controle postural. No idoso as estratégias de manutenção da postura ficam comprometidas, o que aumenta o risco de quedas e compromete a mobilidade funcional. Assim, entende-se que a qualidade do apoio plantar pode auxiliar a população idosa na manutenção da postura em equilíbrio e menor necessidade de ativação muscular. O objetivo desse estudo foi verificar o efeito da manobra de mobilização miofascial plantar na área de apoio dos pés, bem como a implicação das variações do suporte plantar em postura ortostática, no tempo de manutenção das posturas, no equilíbrio, na mobilidade funcional, na ativação do músculo trapézio superior de idosos. Foram recrutadas por triagem, 28 idosos saudáveis, com $69,03 \pm 3,32$ anos, e divididas aleatoriamente em dois grupos: Manobra (GM) com 15 idosos e Sham (GS) com 13 idosos. O protocolo de manobra foi aplicado, pelo mesmo avaliador, bilateralmente com 5 repetições, divididos em duas semanas. Para o GM foi realizado deslizamentos plantar com vigorosa pressão das mãos do pesquisador, no intuito de alcançar a musculatura intrínseca do pé. No GS, a manobra foi realizada de forma suave, auxiliado por óleo de massagem, para favorecer o deslizamento na pele. A análise dos dados aconteceu em três momentos diferentes: momento antes da primeira manobra (pré), imediatamente após (pós) e no último dia de coleta (D6). Os resultados foram divididos em dois estudos. O estudo 1 analisou dados de avaliação de área e de arco plantar, índice do arco plantar, tempo de manutenção na postura unipodal com olhos abertos (TAUoa) e fechados (TAUof) e o teste de mobilidade funcional – *Timed Up and Go* (TUG). O estudo 2 analisou dados da avaliação como área plantar, e tempo de manutenção nas posturas mais desafiadoras, ativação eletromiográfica do músculo TS no momento pré intervenção, em variações do apoio plantar e após o protocolo de mobilização. No estudo 1 houve significativo aumento, nas condições após a intervenção, somente para o GM, para a área de contato plantar em ambos os pés ($F=7,577$, $p=0,001$), no TUG ($F=15,099$, $p<0,001$), no TAUoa ($F=14,592$, $p<0,0001$) e TAUof ($F=3,398$, $p=0,048$) o que mostra efeito benéfico da técnica de mobilização miofascial plantar para o aumento de área de contato, equilíbrio e mobilidade funcional. No estudo 2 houve aumento da atividade eletromiográfica com a redução da base de apoio para os olhos abertos ($F=7,456$; $p=0,0002$) e

fechados ($F=23,019$, $p<0,0001$). Nas condições olhos abertos e fechados notaram-se valores significativos ($p<0,0001$) para tandem e unipodal. Houve significativo aumento para o GM, para a área de contato plantar em ambos os pés ($F=7,577$, $p=0,001$) e pé direito ($F=5,332$, $p=0,011$), o tempo de manutenção das posturas desafiadoras mostrou resultados significativos no momento pós ($p<0,05$), no GM, para tandem complacente olho fechado e para as duas condições em unipodal; já para o D6 o as posturas em tandem rígida olho fechado e unipodal olho aberto foram significativos. Os dados da atividade mioelétrica normalizados não apresentaram significância estatística. Os resultados deste estudo apresentaram efeitos benéficos da manobra de mobilização miofascial plantar para todas as variáveis estudadas, exceto para a ativação do músculo trapézio superior após a aplicação dos protocolos de mobilização.

Palavras-chave: Pé. Idoso. Controle Postural. Manipulação Musculoesquelética. Eletromiografia

ABSTRACT

Maintaining upright posture reveals an inherent to the human behavior, of postural sway. This continuous oscillation, provides input from the plantar area, for activating the central nervous system, resulting in adjustments to maintain posture in balance. The increase in muscle activation is an important strategy to address instability, and the upper trapezius muscle (UT) an important reference for postural control. In the elderly the position of maintenance strategies are compromised, which increases the risk of falls and compromises functional mobility. Thus, it is understood that the quality of support plant can help the elderly population in the maintaining of posture and less need for muscle activation. The aim of this study was to investigate the effect of maneuver planting myofascial mobilization the feet support area, as well as the involvement of variations of feet support in standing position at the time of maintenance of posture, balance, functional mobility, activation the upper trapezius muscle older. Were recruited for screening, 28 healthy older, with 69.03 ± 3.32 years, and randomly divided into two groups: Maneuver (MG) with 15 elderly and Sham (SG) with 13 elderly. The protocol was applied by the same appraiser, bilaterally, with 5 repetitions, divided into two weeks. For MG was conducted landslides plant with vigorous pressure from the hands of the researcher in order to reach the intrinsic muscles of the foot. In SG, the maneuver was carried out smoothly, aided by massage oil to encourage the slip on the skin. The data analysis took place in three different moments: the moment before the first maneuver (pre), immediately after (post) and on the last day of collection (D6). The results were divided into two studies. The study1 examined area of assessment data and plantar arch, plantar arch index, downtime in single leg stance with eyes open (SLSeo) and closed (SLSec) and functional mobility test - Timed Up and Go (TUG). Study 2 analyzed assessment data as plantar area, and downtime in the most challenging postures, electromyographic activation of the UT muscle in pre intervention time, in support of changes to plant and after mobilization protocol. In Study 1 there were significant increases in the conditions after the intervention only for the MG to contact plantar area of both feet ($F = 7.577$, $p = 0.001$) in the TUG ($F = 15.099$, $p < 0.001$) in SLSeo ($F = 14.592$, $p < 0.0001$) and SLSec ($F = 3.398$, $p = 0.048$) showing the beneficial effect of plant myofascial mobilization technique for increasing the contact area, balance and functional mobility. In study 2 showed an increase in electromyographic activity with reduced support base to open eyes ($F = 7.456$; $p = 0.0002$) and closed ($F = 23.019$, $p < 0.0001$). In the eyes open and closed conditions were noted-significant values ($p < 0.0001$) for tandem and single leg. There was a significant increase for

the MG for the contact area to plant both feet ($F = 7.577$, $p = 0.001$) and right foot ($F = 5.332$, $p = 0.011$), the maintenance time of challenging postures showed significant results in post time ($p < 0.05$) in MG for accommodating tandem closed eye and the two-leg conditions; already for the D6 postures tandem rigid eye closed and one-leg open eye were significant. The data normalized myoelectric activity were not statistically significant. The results of this study showed beneficial effects of myofascial mobilization maneuver plant for all variables, except for the activation of the upper trapezius muscle after application of mobilization protocols.

Keywords: Foot. Elderly. Postural Control.. Musculoskeletal Manipulation. Electromyography

SUMÁRIO

1. APRESENTAÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1. ENVELHECIMENTO E EQUILÍBRIO EM IDOSOS	12
2.2. CONTROLE POSTURAL: INFLUENCIA DO APOIO PLANTAR E MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR	14
2.3. REFERÊNCIAS	18
3. ARTIGO 1	22
3.1. RESUMO	23
3.2. ABSTRACT	24
3.3. INTRODUÇÃO	23
3.4. MÉTODOS	27
3.4.1. SUJEITOS	27
3.4.2. EXPERIMENTO	27
3.4.3. PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO	28
3.4.3.1. Teste <i>Timed Up and Go</i> (TUG)	28
3.4.3.2. Teste de Dominância dos membros	29
3.4.3.3. Plantigrafia	29
3.4.3.4. Teste de Apoio unipodal (TAU)	31
3.4.3.5. Protocolo de mobilização plantar	32
3.4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	33
3.5. RESULTADOS	34
3.6. DISCUSSÃO	40
3.7. CONCLUSÃO	45
4. ARTIGO 2	49
4.1. RESUMO	50
4.2. ABSTRACT	51

4.3. INTRODUÇÃO	52
4.4. MÉTODOS	54
4.4.1. SUJEITOS	54
4.4.2. EXPERIMENTO	54
4.4.3. PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO	55
4.4.3. 1. Teste de Dominância dos membros	55
4.4.3.2. Plantigrafia	56
4.4.3.3. Teste de Apoio unipodal (TAU)	57
4.4.3.4. Coleta eletromiográfica	58
4.4.3.5. Protocolo de mobilização miofascial plantar	59
4.4.3.6. Análise Eletromiográfica	60
4.4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	60
4.5. RESULTADOS	61
4.6. DISCUSSÃO	69
4.7. CONCLUSÃO	73
4.8. REFERÊNCIAS.....	74
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	77
6. ANEXOS	78

1. APRESENTAÇÃO

O presente trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Avaliação Musculoesquelética localizado no Centro de Estudo do Ensino e da Saúde (CEES) da Universidade Estadual Paulista-Campus de Marília, sob a orientação do Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, conjuntamente com o Grupo de Pesquisa de Investigações da Atuação Fisioterapêutica Neuromuscular.

A apresentação dar-se-á por uma revisão de literatura com o objetivo de contextualização do tema principal e dois artigos científicos. Os artigos serão submetidos em periódicos internacionais, mas serão apresentados em português e com as tabelas e figuras ao longo do texto. Abaixo estão listados os artigos científicos que serão apresentados, bem como seus respectivos autores.

Artigo 1: Influência da mobilização miofascial plantar na área de contato dos pés, na mobilidade funcional e no equilíbrio de idosas

Artigo2: Implicação da manobra miofascial plantar na área de contato dos pés e na atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Os problemas relacionados ao equilíbrio corporal, no idoso, despertam o interesse de diferentes grupos de pesquisadores em todo mundo. Nota-se incansável busca por respostas pautadas nas causas, além de melhores tratamentos para prevenção de quedas e suas complicações, tais como fraturas, lesões de estruturas periarticulares, incapacidades funcionais e imobilismo.

2.1. ENVELHECIMENTO E EQUILÍBRIO EM IDOSOS

A população de idosos com mais de 65 anos representa 7,9% da população brasileira total, com previsão de que em 2030 passará para 13,44% (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2015). Associado ao envelhecimento estão as mudanças fisiológicas relacionadas ao controle da postura (FREITAS; WIECZOREK; DUARTE, 2005), como variações estruturais e funcionais dos pés (CARVALHO et al., 2015) e distúrbios de sensibilidade tátil que, estão intimamente relacionados a deterioração do equilíbrio corporal (KURZ; ODDSON; MELZER, 2013; MENZ; MORRIS; LORD, 2005). Muitas vezes, é assumido que estas deficiências desencadeiam à perda funcional, tal como a incapacidade de caminhar com segurança, para subir escadas e se vestir de forma independente (HORAK, 2006)

O comprometimento do *feedback* cinestésico, provocado pela diminuição da sensibilidade, induzida por anestésico, na região do dorso dos pés e face anterior da tíbia, resultou em diminuição da precisão de movimentos do tornozelo e pé o que pode ameaçar ainda mais a estabilidade do corpo em idosos (LOWREY; STRZALKOWSKI; BENT, 2010).

Em condições de instabilidade há aumento na ativação da musculatura envolvida no equilíbrio presente em qualquer fase da vida, com intensidade de estímulos variadas e, ajustes proporcionais às particularidades das estratégias de cada ser humano. No estudo de Callegari et al. (2010) com adultos jovens de 20 a 35 anos, verificaram que quando submetidos a condições de grande instabilidade em apoio unipodal, sobre o dispositivo balancim, aumentaram significativamente a ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio na busca de estabilidade.

Já Amiridis; Hatzitaki; Arabatzi (2003) utilizaram a postura tandem para comparar o comportamento para a manutenção da postura, em idosos com idade média de 70 anos e

jovens com idade média de 20 anos e, notaram um misto de ativação nas estratégias de tornozelo e quadril, na população idosa, associado ao importante aumento na ativação dos músculos do quadril, para a manutenção da postura, que pode ser explicado pela perda em unidades motoras distal, provavelmente causado pela insuficiente geração de torque de tornozelo pela perda muscular, enquanto nos participantes jovens aumentaram sua a ativação apenas como respostas as estratégias de tornozelos. Esses ajustes proporcionados pelas perdas com a progressão da idade acontecem na tentativa de manter a estabilidade postural e minimizar os riscos de quedas (NAGAI, et al., 2013).

Por outro lado, Nagai et al. (2013) observaram o aumento na rigidez do tornozelo em idosos; que embora útil para condições estáticas, pode ser desvantajoso para o controle postural em circunstâncias cotidianas, onde continuas mudanças dinâmicas ocorrem (ALLUM et al., 2002). No entanto, no processo de envelhecimento é comum o aumento das oscilações posturais, este fato tem sido utilizado como sinal de alteração do sistema de controle da postura (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003). Apontando aumento no risco de quedas graves (KURZ; ODDSON; MELZER, 2013), uma vez que, às variações de terreno continuam presentes (MARIGOLD; PATLA 2005).

Com base no exposto, entende-se que a manutenção do corpo em equilíbrio não acontece por uma posição fixa, mas um espaço delimitado pelo tamanho da base de suporte, força muscular e *inputs* sensoriais para detectar os limites do movimento dentro da estabilidade (HORAK, 2006). Essas condições possibilitam, de forma automática, que o corpo seja conservado na postura sentada, em pé ou em marcha, ajustando-se por meio de mínimas alterações de tônus muscular, até movimentos de tronco e de membros superiores e inferiores, para se proteger (DAVIES, 2008). Além disso, utiliza-se da contribuição de informações visuais e vestibulares na orientação espacial para o controle da postura (FORBE; BRUIJN; SCHOUTEN, 2013; HORAK, 2006).

Assim, entende-se que os mecanismos de equilíbrio são influenciados por muitos fatores e, são ainda mais acentuados, quando associado aos comprometimentos causados pelo envelhecimento.

2.2. CONTROLE POSTURAL: EQUILÍBRIO, INFLUÊNCIA DO APOIO PLANTAR E MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR

O equilíbrio pode ser definido como a capacidade de um corpo em manter seu centro de gravidade, diretamente sobre uma base de suporte (GAGEY; WEBER, 2000), respeitando os limites de estabilidade (BURKE et al., 2010). Envolve a coordenação de estratégias sensório-motoras para estabilização do centro de massa e se moldam de acordo com a natureza da tarefa, para uma resposta confiável na estabilidade corporal (ALCANTARA; PRADO; DUARTE, 2012; HORAK, 2006).

No intuito de evitar desequilíbrio e quedas, as estratégias sensório-motoras são geradas por ativação das aferências visual, tátil, vestibular e proprioceptiva que promovem adaptações na postura, na marcha (BARBARÁ et al., 2012; HORAK, 2006; THIES; RICHARDSON; ASHTON-MILLER, 2005; MARIGOLD; PATLA, 2005) além de, manter o ajuste postural e estabilidade adequadas para as atividades de rotina (BARBARÁ et al. 2012; HORAK, 2006; MACLELLAN; PATLA, 2005; THIES; RICHARDSON; ASHTON-MILLER, 2005).

O envolvimento do componente postural depende das características mecânicas da tarefa, como quantidade de força muscular, peso do segmento corporal e momentos de inércia envolvidos na tarefa (TETTAMANTI; GIORDANO; GATTI, 2013) que acontece de forma dinâmica (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012). Para isso, conta com distribuição do peso corporal homogêneo, organização do esqueleto ósseo, resistência viscoelástica dos componentes ligamentares e apoio plantar (BARCELLOS; IMBIRA, 2002).

O pé humano é uma estrutura complexa, que controla o equilíbrio por meio de sustentação do corpo contra a gravidade (MCKEON et al. 2014). Sua arquitetura parece ser projetada para a tarefa de controle postural em bipedestação (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012), que oferecem rigidez e flexibilidade para promover vantajosamente, adaptações do terreno no suporte e propulsão da marcha (KU et al., 2012). Além disso, proporciona importante informação sobre a oscilação postural e/ou referência postural (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012; VAILLANT et al., 2008).

Em ortostatismo, o pé atua como base de suporte, auxiliado pelos músculos intrínsecos e pela fásia plantar que oferece resistência passiva, mantendo-se em estado ativo e contínuo para controlar o grau de deformação do arco (MCKEON et al. 2014; KELLY et al., 2012; WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012). Molda-se as variações impostas pela tarefa

(WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012) e ambiente (BÁRBARA et al., 2012; HARIDAS; ZEHR; MISIASZEK, 2006), no controle da postura e equilíbrio.

Assim, os componentes estruturais dos pés são de fundamental importância para a manutenção do corpo contra a gravidade (CARVALHO et al., 2015; MENZ; MORRIS; LORD, 2005), bem como, a influência da área de contato plantar, que quando sofre as variações presentes no envelhecimento (CARVALHO et al., 2015; HORAK, 2006; MENZ; MORRIS; LORD, 2005), acarreta alterações na distribuição de pressão plantar (FERNÁNDEZ-SEGUÍN et al., 2014).

As estratégias, para estabilizar o centro de massa durante o trabalho estático e dinâmico (MCKEON et al. 2014; TETTAMANTI; GIORDANO; GATTI, 2013), acontecem por intenso recrutamento, de forma coordenada da musculatura intrínseca do pé (KELLY et al., 2012). Contudo, as respostas dos sistemas neuromuscular e biomecânico podem ser afetadas pela superfície de apoio plantar, variação na posição inicial do indivíduo, tipo perturbação sensorial, condições ambientais e aprendizado motor individual (MURNAGHAN; ROBINOVITCH, 2013; ALCANTARA et al., 2012; PREUSS; FUNG, 2008).

As aferências podais são priorizadas pelo sistema nervoso central na resposta de manutenção e recuperação da postura e equilíbrio no corpo humano (CAMARGO; FREGONESE, 2011). Os receptores cutâneos da região plantar controlam aspectos específicos de compensação rápida de reações no pisar, causadas por perturbações posturais (PERRY et al., 2000). Porém, o comprometimento cinestésico causado por hipoestesia superficial do membro inferior, parece não ser compensado por outros *inputs* como os vindo fuso neuromuscular ou receptores articulares (LOWREY; STRZALKOWSKI; BENT, 2010).

Já a estimulação sensitiva por meio de deslizamento, com pressão, na região plantar e mobilização dos tornozelos apontou melhora nas condições de controle postural (VAILLANT et al., 2009; VAILLANT et al., 2008), o que evidencia a importância das informações sensoriais para o controle postural humano (HORAK, 2006). No entanto, pouco se sabe a respeito da contribuição da musculatura do pé na absorção de choque e força de atenuação na face plantar (MULLIGAN; COOK, 2013) e informações referentes área de apoio plantar e equilíbrio em idosos.

Os músculos intrínsecos do pé tem a função de melhorar a dinâmica do alinhamento, controlar a posição do arco e estimular a propriocepção plantar para melhor reposta no

equilíbrio (MOON; KIM; LEE, 2014). O fortalecimento desses músculos parece ter um impacto positivo sobre as estratégias de recrutamento muscular durante o apoio unipodal, do membro contralateral, uma vez que, o membro de apoio melhora sua estabilidade, permite melhor habilidade do membro contralateral e funções dinâmicas (MULLIGAN; COOK, 2013).

A postura do pé está relacionada com a idade e a presença de doenças, mas não é influenciada pelo sexo ou pelo Índice de Massa Corporal (REDMOND; CRANE; MENZ, 2008). A elevação (2-6 mm) do antepé, associado à estabilidade de tornozelo e calcâneo influencia no controle da postura humana (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012), bem como, o aumento da superfície de contato, permitem melhor distribuição dos picos de pressão plantar e proporcionando maior estabilidade e controle dos movimentos em ortostatismo (STROPPA-MARQUES, et al., 2012).

Em estudo realizado por Barbosa, et al. (2013) que investigaram a influencia da palmilha para elevar e apoiar o arco longitudinal do pé, com aumento da área de contato plantar, encontrou-se melhora no equilíbrio corporal. Esses autores apontaram ainda, vários estudos que ofereceram diferentes protocolos para modificar a superfície de apoio plantar e muitos obtiveram boas respostas em relação ao equilíbrio.

No entanto, nota-se que existe uma individualidade nas respostas ao controle postural e equilíbrio como refere Horak (2006). A manutenção do equilíbrio é um grande desafio para o sistema nervoso central. As características de atividade postural derivam de particularidades mecânicas de movimento de partes do corpo (TETTAMANTI; GIORDANO; GATTI, 2013) e ajustes estruturais, como acontece no idoso (MENZ; MORRIS; LORD, 2005), que quando a manutenção da postura fica comprometida é substituída por outras estratégias não tão eficientes, aumentando o risco de quedas (FREITAS et al., 2005), como a ativação do membro superior para auxiliar no equilíbrio.

Bent e Lowrey (2013) verificaram a relação de músculos do membro superior (deltoide e tríceps braquial) com estimulação de regiões específica do pé, e observaram conexões reflexas entre os mecanorreceptores plantares de baixo limiar, com neurônios motores do membro superior. No entanto, ao avaliar diferentes condições no movimento funcional do membro superior, Tettamanti; Giordano; Gatti (2013) notaram um aumento na tarefa de controle postural.

Em condições de instabilidade é observado na prática clínica, um comportamento de elevação dos ombros. De modo similar, o aumento na ativação do músculo trapézio superior (TS) foi verificado por Nhouvannasak; Clément; Manto (2015); Westgaard; De Luca (2001) como respostas às condições de instabilidades, assim, é importante que protocolos de tratamento para a região cervical, visem neutralizar as perturbações mecânicas do corpo, com a finalidade de diminuir a ativação deste músculo.

No entanto, para este processo de reabilitação é importante atentar-se as alterações de base de suporte, uma vez que, suas variações promovem ajustes motores no intuito de manter a estabilidade corporal (MARIGOLD; PLATA, 2005; VUILLERME; PINSAULT; VAILLANT, 2005). Assim, acredita-se que a melhora nas condições do apoio plantar possa trazer benefícios para diminuir a hiperativação do músculo trapézio.

2.3. REFERÊNCIAS

- ALCANTARA, C. P. A.; PRADO, J.M.; DUARTE, M. Análise do controle do equilíbrio em surfistas durante a postura ereta. *Rev Bras Med Esporte*, vol. 18, n. 5, Set/Out, 2012.
- ALLUM, J. H. J.; CAARPENTER, M. G.; HONEGGER, F.; ADKIN, A. L.; BLOEM, B. R. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *Journal of Physiology*, v. 542.2, p. 643-663, 2002.
- AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett* v. 350, n. 3, p. 137–40, 2003. doi:10.1016/S0304-3940(03)00878-4
- BÁRBARA, R. C. S.; FREITAS, S. M. S. F.; BAGESTEIRO, L. B.; PERRACINI, R.; ALOUCHE, S. R. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev Bras Fisioter*, v.16, n.5, p.375-80, sept/oct, 2012.
- BARBOSA, C. M.; BÉRTOLO, M.B.; MARQUES NETO, J. F.; COIMBRA, I. B.; DAVITT, M.; MAGALHÃES, E. P. The effect of foot orthoses on balance, foot pain and disability in elderly women with osteoporosis: a randomized clinical trial. *Rheumatology*, v. 52, p. 515-522, 2013.
- BARCELLOS, C.; IMBIRA, A. L. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. *Revista Paulista de Educação Física*. São Paulo, v. 16, n. 1, p. 43-52, jan./ jun. 2002.
- BENT, L. R.; LOWREY, C. R. Single low-threshold afferents innervating the skin of the human foot modulate ongoing muscle activity in the upper limbs. *J Neurophysiol*, v.109, p. 1614–1625, 2013. doi:10.1152/jn.00608.2012.
- BURKE, T.N.; FRANCA, F. J. R., MENESES, S. R. F.; CARDOSO, V.I.; PEREIRA R. M. R.; DANILEVICIUS, C.F., et al. Postural control among elderly women with and without osteoporosis: is there a difference? *São Paulo Med. J.* v. 128, n. 4, 2010.
- CALLEGARI, B.; RESENDE, M. M.; RAMOS, L. A. V.; BOTELHO, L. P.; ALBUQUERQUE, S. A. Atividade eletromiográfica durante exercícios de propriocepção de tornozelo em apoio unipodal. *Fisioterapia e Pesquisa*, São Paulo, v.17, n.4, p. 312-6 , out/dez. 2010.
- CAMARGO, M. R.; FREGONESI, C. E. P. A importância das informações aferentes podais para o controle postural. *Rev Neurocienc.*, v. 19, n. 1, p. 165-170, 2011.
- CARVALHO, C.E.; SILVA, R.A.; GIL, A.W.; OLIVEIRA, M.R.; NASCIMENTO, J.A.; PIRES OLIVEIRA, D.A.A. Relationship between foot posture measurements and force platform parameters during two balance tasks in older and younger subjects. *J. Phys. Ther. Sci.*, v. 27, n. 3, p.705-710, 2015. doi: 10.1589/jpts.27.705.
- DAVIES, P. M. Hemiplegia: tratamento para pacientes após AVC e outras lesões cerebrais. 2. ed. Revisada e ampliada, Barueri: Manole, 2008. Tradução Reinaldo Guarany.

- FERNÁNDEZ-SEGUÍN, L. M.; MANCHA, J. A. D.; RODRÍGUEZ, R. S.; MARTÍNEZ, E. E.; MARTÍN, B. G.; ORTEGA, J. R. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & Posture*, n. 39, p. 789-792, 2014. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.018>.
- FORBES, P. A.; BRUIJN, E.; SCHOUTEN, A. C. Dependency of human neck reflex responses on the bandwidth of pseudorandom anterior-posterior torso perturbations, *Exp Brain Res*, v. 226, p.1-14, 2013.
- FREITAS, S. M. S.F.; WIECZOREK, S. A.; MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait & Posture*, v. 22, p.322-330, 2005. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.11.001
- GAGEY, P-M.; WEBER, B. *Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática*. 2ª edição. São Paulo: Manole, 2000.
- HARIDAS, C.; ZEHR, E. P.; MISIASZEK, J. E. Context-dependent modulation of interlimb cutaneous reflexes in arm muscles as a function of stability threat during walking. *Journal of Neurophysiology*, v. 96, p. 3096–3103, 2006.
- HORAK, F.B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35-S2: ii7-ii11, 2006.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). *Projeção e estimativas da população do Brasil e das Unidades da Federação. Gráfico: Brasil: Evolução dos grupos etários 2000-2030* < <http://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao/> > Acesso em: 04/10/2015.
- KELLY, L. A.; KUITUNEN, S.; RACINAIS, S.; GRESSWELL, A. G. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscle with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, v. 27, n. 1, p. 46-51, 2012.
- KU, P. X.; OSMAN, N. A.; YUSOF, A.; ABAS, W. A. B. W. The effect on human balance of standing with toe-extension. *PLoS ONE*, v. 7, n. 7, p. e41539, 2012.
- KURZ, I.; ODDSSON, L.; MELZER, I. Characteristics of balance control in older persons who fall with injury – A prospective study. *Journal of electromyography and kinesiology*, v. 23, n. 4, p. 814-19, 2013.
- LOWREY, C. R.; STRZALKOWSKI, N. D. J.; BENT, L. R. Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. *Neuroscience Letters*, v. 485, p. 6-10, 2010.
- MARIGOLD, D.S.; PATLA, A.E. Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics. *J. Neurophysiol*, n.94, p. 1733-1750, 2005. doi:10.1152/jn.00019.2005
- MCKEON, P. O.; HERTEL, J.; BRAMBLE, D.; DAVIS, I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br. J. Sports Med.*, v.0, p. 1-9, 2014.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E.; LORD, S.L. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people, *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, v. 60A, n. 12, p. 1546-1552, 2005.

MOON, D.; KIM, K; LEE, S. Immediate effect of short-foot exercise on dynamic balance of subjects with excessively pronated feet. *Journal of Physical Therapy Science*, v. 26, n. 1, p.117-119, 2014

MULLIGAN, E. P.; COOK, P. G. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, v.18, n. 5, p. 425-430, 2013.

MURNAGHAN, C. D.; ROBINOVITCH, S. N. The effects of initial movement dynamics on human responses to postural perturbations, *Human Movement Science*, v. 32, n. 4, p. 857-865, 2013. doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.002.

NAGAI, K.; YAMADA, M.; MORI, S.; TANAKA, B.; UEMURA, K.; AOYAMA, T.; ICHIHASHI, N.; TSUBOYAMA, T. Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamics postural control in older adults. *Archives of gerontology and geriatrics*, v. 56, n.1, p.129-33, 2013.

NHOUVANNASAK, V.; CLÉMENT, S.; MANTO, M. Trains of electrical stimulation of the trapezius muscles redistribute the frequencies of body oscillations during stance. *Neurological Research*, v. 37, n. 9, p. 751- 762, 2015.

PERRY, S. D.; McLLROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, q multi-directional perturbation. *Brain Research*, v. 877, p. 401–406, 2000.

PREUSS, R.; FUNG, J. Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 5, p. 815-828, 2008. doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.003.

REDMOND, A.C.; CRANE, Y. Z.; MENZ,H. B. Normative values for the Foot Posture Index. *J. Foot and Ankle Research*, v.1, n.6, 2008.

STROPPIA-MARQUES, A. E. Z.; LIMA, N. T.; VALARETTO, L. S.; MELO NETO, J. S.; JACINTO, M. E.; CORRÊA, P. R.; LORENZETTI, M. I. Manipulação da musculatura intrínseca do pé em portadores de lesão encefálica adquirida. *Rev. Inspirar Mov. Saude*, v. 4, n. 20, p.1-5, 2012.

TETTAMANTI, A.; GIORDANO, M.; GATTI, R. Effects of coupled upper limbs on postural stabilization. *Journal of Electromyography and kinesiology*, v. 23, n. 5, p.1222–1228, 2013

THIES, S. B.; RICHARDSON, J. K.; ASHTON-MILLER, J. A. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: a study in healthy Young and older women. *Gait & Posture* , v. 22, p. 26-31, 2005.

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

VAILLANT, J.; ROULAND, A.; MARTIGN, 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.661-664, 2009.

VUILLERME, N.; PINSAULT, N.; VAILLANT, J. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neuroscience Letters*, v. 378, p. 135-139, 2005. doi:10.1016/j.neulet.2004.12.024

WESTGAARD, R. H. AND C. J. DE LUCA. Motor control of low-threshold motor units in the human trapezius muscle. *J Neurophysiol* , v. 85, p. 1777–1781, 2001.

WRIGHT, W. G.; IVANENKO, Y. P.; GURFINKEL, V. S. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *J Neurophysiol.*, v. 107, n. 5, p.1513–1521, 2012.

3. ARTIGO 1

INFLUÊNCIA DA MOBILIZAÇÃO MIOFASCIAL PLANTAR NA ÁREA DE CONTATO DOS PÉS, MOBILIDADE FUNCIONAL E EQUILÍBRIO DE IDOSAS.

Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques e Marcelo Tavella Navega

3.1. RESUMO

O pé humano é uma importante estrutura de sustentação que contribui para equilibrar e manter a mobilidade funcional em idosos para a manutenção do corpo em equilíbrio. O envelhecimento está associado a mudanças estruturais e funcionais dos pés comprometendo sua função, então, um bom apoio plantar poderá refletir em maior estabilidade. Deste modo, a proposta deste estudo foi verificar se a mobilização miofascial plantar exerce efeitos sobre a área de suporte plantar, equilíbrio e mobilidade funcional de idosas hígdas. Vinte e oito idosas (idade média $69 \pm 3,35$ anos) foram divididas em Grupo Manobra (GM) e Grupo Sham (GS), com 15 e 13 voluntárias respectivamente. Todas passaram pelo mesmo processo de avaliação, nos momentos pré, pós e sexto dia (D6), com dados de área plantar (cm^2), índice de arco plantar (cm^2), apoio unipodal (TAU) com olhos abertos (TAUoa) e fechados (TAUof) e tempo (s) dos testes *Timed Up and Go* (TUG). A manobra foi aplicada bilateralmente e, no GM foi empregada com vigorosa pressão das mãos do pesquisador, no intuito de alcançar a musculatura intrínseca do pé, já para o GS, a manobra foi realizada de forma sutil e com auxílio de óleo de massagem para favorecer o deslizamento da pele. A análise estatística foi realizada utilizando o ANOVA com medidas repetidas e teste t pareado para as análises intragrupos e o teste t não-pareado, para as análises intergrupos. Para associação entre as variáveis foi utilizado o OddsRatio (OR) com intervalo de confiança (IC), considerando significativo $p \leq 0,05$. Houve significativo aumento, nas condições após a intervenção, somente para o Grupo Manobra (GM), para a área de contato plantar em ambos os pés ($F=7,577$, $p=0,001$), no TUG ($F=15,099$, $p<0,001$), no TAUoa ($F=14,592$, $p<0,0001$) e TAUof ($F=3,398$, $p=0,048$). O OR mostrou que a manipulação da musculatura intrínseca está associada a área de contato plantar (OR= 4,48, IC= 1,419-14,146; $p=0,013$ teste exato de Fischer) e o GM está associado com o aumento da área de contato plantar no pé dominante (OR=9,167, IC=1,633-51,449; $p=0,021$). A manobra miofascial plantar mostrou ter efeito benéfico na mobilidade funcional e na manutenção do equilíbrio em postura ortostática mesmo com aumento de apoio plantar.

Palavras-chave: Manipulação Musculoesquelética. Pé. Idoso. Equilíbrio Postural.

3.2. ABSTRACT

The human foot is an important support structure that maintaining which contributes to balancing and maintaining functional mobility in the elderly for maintenance of body in balance. Aging is associated with structural and functional changes of the feet compromising its function, then good support plantar may reflect greater stability. Thus, the purpose of this study was to determine whether plantar myofascial mobilization has effects on the plantar support area, balance and functional mobility from healthy elderly. Twenty-eight elderly (mean age $69 \pm 3,35$ anos) were divided into Maneuver Group (MG) and Sham Group (SG) with 15 and 13 subject respectively. All went through the same evaluation process, the pre-, post and sixth day (D6), with plantar area data (cm^2), plantar arch index (cm^2), single leg stance (SLS) with open eyes (SLSoe) and closed (SLScce) and time (s) the Timed Up and Go test (TUG). The maneuver was applied bilaterally and in the MG was employed with vigorous pressure from the hands of the researcher in order to reach the intrinsic muscles of the foot. For SG, the maneuver was carried out in a subtle manner and with massage oil aid to favor sliding skin. Statistical analysis was performed using ANOVA with repeated measures and paired t test for intragroup analysis and the unpaired t-test for intergroup analysis. For association between variables was used Odds Ratio (OR) with confidence interval (CI), considering significant $p \leq 0.05$. A significant increase in the conditions after the intervention only for maneuver group (MG) to the plantar contact area of both feet ($F = 7.577$, $p = 0.001$), the TUG ($F = 15.099$, $p < 0.001$) in SLSoe ($F = 14.592$, $p < 0.0001$) and SLScce ($F = 3.398$, $p = 0.048$). The OR showed that manipulation of the intrinsic muscles is associated with plantar contact area (OR = 4.48, CI = 1.419 to 14.146; $p = 0.013$ Fisher's exact test) and MG is associated with increased contact area plantar the dominant foot (OR = 9.167, CI = 1.633 to 51.449, $p = 0.021$). Like this, plantar myofascial maneuver shown to have beneficial effect on functional mobility and in maintaining balance in the standing posture even with increased plantar support.

Keywords: Musculoskeletal Manipulations. Foot. Aged. Postural Balance.

3.3. INTRODUÇÃO

O equilíbrio é atualmente considerado como estratégia vital para os seres humanos nas atividades diárias (KU et al., 2012). Está relacionado às características estruturais dos pés e tornozelos e tem íntima relação com centro de massa corporal (HORAK, 2006; MENZ; MORRIS; LORD, 2005).

Os pés fornecem contato direto entre o solo e o indivíduo (CARVALHO et al., 2015), além de, ricas aferências, sensíveis às deformações plantares, para fornecer informação sobre a oscilação corporal e referência postural (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012; VAILLANT et al., 2009; VAILLANT et al., 2008; HORAK, 2006; VUILLERME; PINSAULT; VAILLANT, 2005). Sua arquitetura anatômica e fisiológica foi projetada para a complexa tarefa da postura bípede, o que muitas vezes, é ignorado por teorias suprapodálicas de controle postural (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012).

A acolchoada superfície plantar atenua as variações sofridas pelo tornozelo. Mesmo as pequenas oscilações corporais e a carga imposta pelo corpo em ortostatismo, provocam deformações na estrutura do pé, o que interfere nas aferências dos mecanorreceptores e sobre o ângulo da articulação do tornozelo, ajustados pela capacidade plástica do pé (MCKEON et al. 2014; WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012). Deste modo, um correto apoio plantar pode promover a manutenção da postura em equilíbrio (OLIVEIRA; OTOWICZ, 2004).

Chien, Lu e Liu (2013) observaram que a diminuição da base de suporte, proporcionou diminuição na velocidade da marcha e estratégia conservadora de fixação pélvica na busca do equilíbrio. Semelhante as estratégias apresentadas com o envelhecimento, em que as estruturas dos pés e tornozelos sofrem variações estruturais como deformidade e/ou dor, diminuição na mobilidade de tornozelo e hálux, depressão do navicular, sensibilidade plantar e força muscular (CARVALHO et al., 2015; MENZ; MORRIS; LORD, 2005).

Por outro lado, Stroppa-Marques et al. (2012), na busca de um facilitador de apoio plantar, realizaram liberação miofascial da musculatura intrínseca do pé, em pacientes com lesão encefálica adquirida, com o intuito de diminuir a sobrecarga das estruturas de sustentação da base de suporte. Verificaram que houve aumento na área de contato plantar com maior distribuição dos picos de pressão e diminuição nos valores de desvio radial do baricentro corporal, proporcionando maior estabilidade e controle dos movimentos em ortostatismo, provavelmente causado pelo alongamento da musculatura intrínseca do pé e

reposicionamento das estruturas ósseas. Porém, os efeitos dessa técnica ainda não tinham sido explorados em outras populações com efeito tardio.

Dessa forma o presente estudo teve por objetivo investigar os possíveis efeitos da mobilização miofascial plantar sobre as variáveis relacionadas a superfície de contato plantar, equilíbrio e mobilidade funcional em idosas híginas. Os resultados deste estudo podem fornecer subsídios para guiar o tratamento das instabilidades posturais, pois acredita-se que com a manipulação da musculatura intrínseca do pé atue com um aumento da área de contato plantar, o que pode resultar em melhor desempenho relacionado ao equilíbrio corporal e mobilidade funcional.

3.4. MÉTODOS

Estudo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (Protocolo de nº 0863/2013 e Parecer de nº 882834). Todas as voluntárias foram esclarecidas em relação ao estudo e assinaram o do Termo de Consentimento Livre Esclarecido conforme determina a Resolução 466/12 CNS.

3.4.1. SUJEITOS

Utilizou-se como critério de elegibilidade ter idade entre 65 e 75 anos, ter capacidade para realizar ortostatismo sem qualquer dispositivo auxiliar e capacidade para adotar a postura em apoio unipodal. Como critérios de não inclusão foram apresentar déficit visual não corrigido, incapacidade para entender os testes, lesões osteomusculares nos últimos seis meses, estar em tratamento físico ou medicamentoso para correção de equilíbrio, psicotrópicos e sedativos, além de doenças que impeçam a execução dos testes.

O estudo foi composto por 28 idosas saudáveis caracterizadas na Tabela 1, divididas em Grupo Manobra (GM) e Grupos Sham (GS).

3.4.2. EXPERIMENTO

Trata-se de um estudo longitudinal, randomizado com acompanhamento de seis dias, distribuídos em duas semanas, como segue Figura 1. O protocolo de avaliação foi aplicado na 1ª sessão, duas vezes, uma na condição pré e outra na condição pós imediato à manobra e no 6ª dia (D6), a avaliação foi realizada sem a aplicação da manobra. O protocolo de manobra foi realizado nas cinco sessões iniciais, com um intervalo de um dia de repouso ou dois quando correspondia ao final de semana.

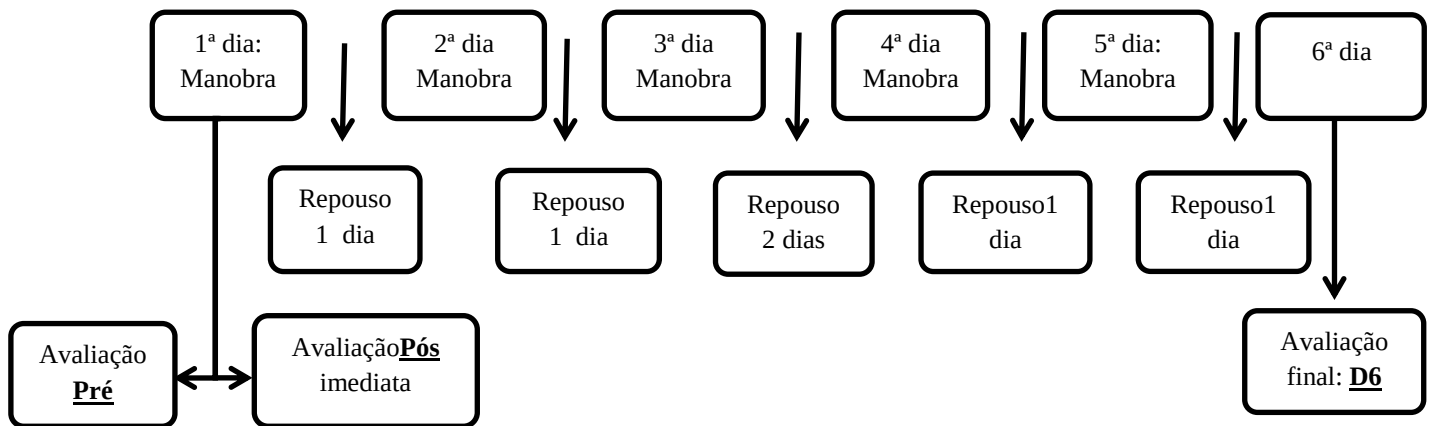


Figura 1 - Fluxograma de atendimento. Dias de aplicação da avaliação, execução da manobra de mobilização miofascial plantar e manobra superficial e intervalos de repouso.

3.4.3. PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO

Uma ficha de avaliação foi utilizada para a obtenção de dados para nortear os critérios de inclusão e não inclusão o. Além de mensuração de medidas de massa corporal (kg) e estatura (m) para o cálculo do índice de massa corporal (IMC).

Os procedimentos de avaliação e manobra foram realizados com os pés descalços, para excluir qualquer influência do calçado.

3.4.3.1. Teste *Timed Up And Go* (TUG)

O TUG é um teste utilizado para triagem do risco de queda em idosos, o equilíbrio (SILVA et al., 2011) e a mobilidade funcional básica (ALEXANDRE et al., 2012). Neste estudo não se utilizou desses valores para prever risco de quedas, mas somente para parâmetros de avaliação e verificação do efeito do protocolo deste estudo.

O teste teve início após o pesquisador perguntar “está preparada?” e seguido a resposta positiva da voluntária, foi dado o comando “pode começar”, concomitante ao disparo do cronometro (Figura 2). O cronômetro foi pausado no instante em que a idosa se posicionou na cadeira com as costas apoiadas e membros superiores apoiados nos braços da cadeira, como na posição de partida (adaptado de ALEXANDRE et al., 2012). Para o experimento, foi realizado um teste de familiarização seguida por três repetições do teste. A análise dos dados foi realizada com a média dos três valores do teste.



Figura2: Imagens da execução do teste *Timed Up and Go* (TUG), com o posicionamento da voluntária, realizado com cadeira com apoio posterior e para braços

3.4.3.2. Teste de dominância dos membros

O teste de dominância dos membros foi realizado para detectar qual o membro inferior é utilizado para as funções como chutar uma bola, subir o degrau e por fim realizou-se o com deslocamento anterior da voluntária que respondia com a estratégia do passo, com o membro inferior dominante.

Neste estudo, este teste foi aplicado para obter qual o membro não dominante, para a aplicação do teste de apoio unipodal, pois para que aja a função de motricidade do membro dominante, o membro contralateral deve promover um bom apoio, para a manutenção postural. Cada tarefa foi realizada três vezes (SADEGHI et.al, 2000) e realizado a média entre elas para a análise.

3.4.3.3. Plantigrafia

A impressão plantar foi realizada bilateralmente a cada avaliação (LUVIZUTTO; COVOLAN, 2010) (Figura 3). As voluntárias realizaram um passo sobre o plantígrafo PODO Tech, com dimensão 376x189,8x10 mm e folhas 370x180 mm. O plantígrafo é composto por duas pranchas retangulares intermediadas por uma lâmina de borracha estruturada na face superior, para o apoio do pé, e na face inferior, composto por material absorvente no qual se aplica tinta solúvel em água.

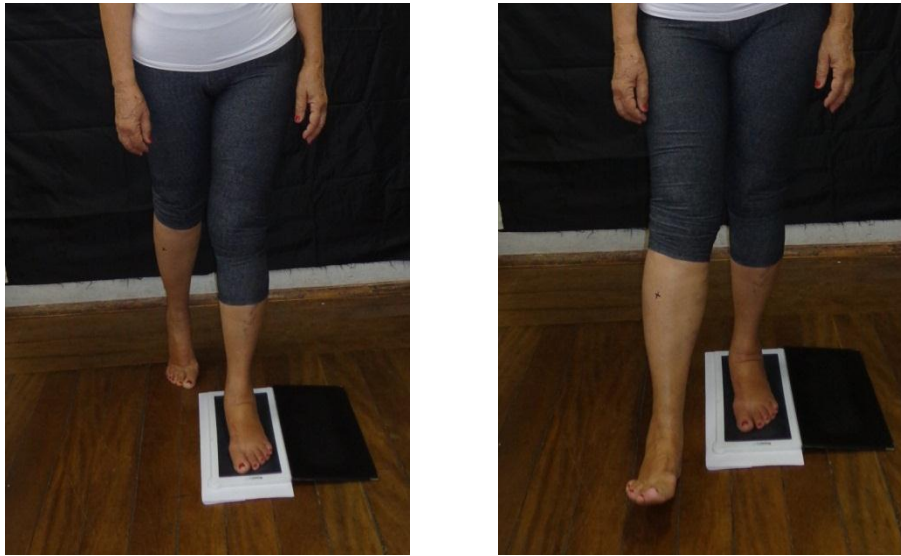


Figura3: Imagens da obtenção da impressão da área plantar realizada bilateralmente utilizando um passo sobre a lamina emborrachada

As imagens plantigráficas foram escaneadas em alta resolução (500 dpi) seguindo para a análise no software Image J 1.47, versão para Windows (National Institutes of Health, United States of America, USA). As imagens dos pés direito e esquerdo foram analisadas separadamente e também foi realizada uma média entre os dois pés. Essa imagens foram configuradas em 8-bit, seguidas por seleção contorno de toda área de contato plantar (Figura 4 – imagem 3) e para a área do arco foi realizado uma tangente no bordo medial da imagem plantar delimitando esta região (figura 4 – imagem 2) e quantificadas em cm^2 (FERREIRA, 2012) (Figura 4). Os dados seguiram para análise estatística.

O Índice do arco (IA) plantar foi calculado de acordo com Staheli et al.(1987) (Figura 4) representado pela fórmula $IA = A/B$; utilizou-se como critério de classificação os valores entre 0,44 e 0,89 definido como pés normais, índices $<0,44$, foi classificado como arco baixo e índices $>0,89$, classificados como arco alto (TASHIRO et al., 2015; STAHELI et al., 1987).

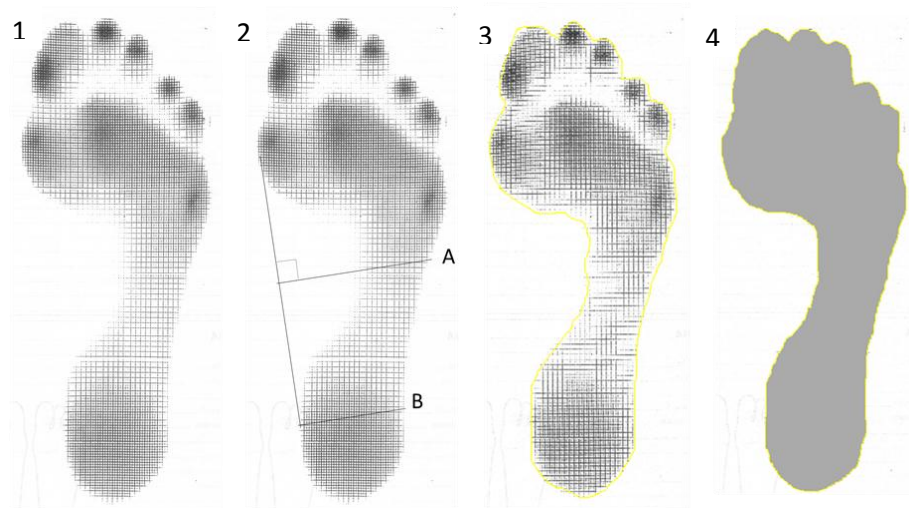


Figura 4 - Imagem plantigráfica (1), marcações para do índice de arco e área do arco (2) e delimitação da área de contato plantar (cm²) (3, 4).

3.4.3.4. Teste de Apoio Unipodal (TAU)

O TAU foi escolhido por proporcionar uma postura com diminuição da base de suporte tornando-se mais desafiadora (KELLY et al., 2012), pois a população escolhida, de idosas saudáveis, é capaz de realizar ajustes posturais rápidos na condição bipodal, como justificado por Carvalho et al.(2015),

O experimento foi realizado com o TAU com olhos abertos (TAUoa) e fechados (TAUof). Foi solicitado que as participantes, realizassem apoio no membro inferior não dominante, por maior tempo possível, sem que o membro dominante tocasse o membro inferior de apoio. Cada condição foi realizada por três repetições, com um tempo teto de 90 segundos cada e intervalos de repouso entre as coletas de três minutos. O primeiro minuto de intervalo, com as voluntárias em sedestação, foi realizado ativamente movimentos sustentados de dorsiflexão (30 segundos) e plantiflexão (30 segundos), bilateralmente, devido ao desconforto na musculatura envolvida no tornozelo, relatado pela voluntárias do estudo piloto, fim de promover relaxamento dos membros inferiores.

Nas posturas com os olhos abertos as participantes foram orientadas a fixar os olhos em uma marca vermelha colocada na parede branca, ao nível dos olhos, a um metro a sua frente. No teste com os olhos fechados elas foram orientadas a manter a cabeça como se estivessem olhando para o ponto fixado na parede, para dar início ao teste (VAILLANT et al., 2008; VUILLERME, et al., 2005).

3.4.3.5. Protocolo de mobilização plantar

O protocolo utilizado para o GM foi a mobilização miofascial da musculatura intrínseca do pé. Foram aplicadas cinco intervenções intercaladas por um ou dois dias de descanso. Para o preparo do posicionamento do tornozelo com liberação miofascial de tendão calcâneo e músculo sóleo, a voluntária foi posicionada em sedestação, quadris e joelhos fletidos em aproximadamente a 90°. Os pés foram posicionados em dorsi-flexão e realizou-se deslizamento manual no sentido látero-lateral do ventre do músculo sóleo até tendão calcâneo, até que houvesse a diminuição da tensão do mesmo, para garantir o melhor posicionamento do pé no solo.

Para a mobilização da musculatura intrínseca do pé foi realizado manipulação vigorosa da região de retropé em direção ao antepé. Este deslizamento foi repetido por cinco vezes na região de bordo medial do pé e cinco no bordo lateral, alternadamente. Em seguida foram realizadas mais cinco repetições de deslizamento no sentido pósterio-anterior, com desvio lateral e medial, também alternados, da mão do fisioterapeuta, na região de antepé, com movimentos em leque. Estes movimentos foram realizados explorando ou estimulando as curvaturas fisiológicas do pé. Posteriormente realizaram-se cinco repetições de deslizamento no sentido pósterio-anterior, com uma toalha de rosto no pé totalmente apoiado no solo (STROPPIA-MARQUES et al., 2012) (Figura 5)

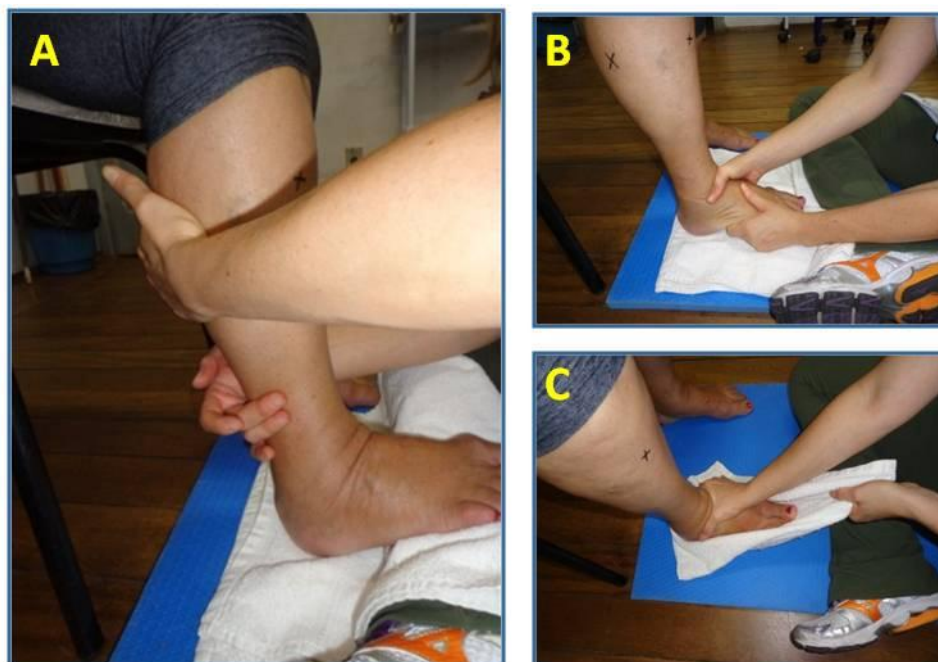


Figura 5 - Protocolo de mobilização miofascial plantar. Mobilização do Tríceps sural (A), deslizamento vigoroso nos pés (B) e deslizamento com toalha (C)

Para o GS, foi realizado deslizamento superficial dos pés na direção de retro para antepé com auxílio de óleo de massagem, para promover maior deslizamento e menor pressão, o qual seguiu a mesma direção e número de repetições do protocolo do GM. As manobras realizadas nos dois grupos foram aplicadas pelo mesmo examinador treinado e experiente.

3.4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foram avaliados os efeitos (d) e o poder da amostra para a análise de todas as variáveis analisadas (área de contato plantar: d = 2,53, poder: 0,986; área do arco plantar: d = 2,53, poder: 0,986; índice do arco plantar: d = 2,94, poder: 0,997; TUG: d = 0,70, poder: 0,856; TAUoa: d = 6,79, poder: 1,00; TAUof: d = 0,98, poder: 0,805), sendo considerado os seguintes efeitos: <0,49 baixo, 0,50-0,79 moderado e alto para valores >0,80, conforme *software* GPower (FAUL et al. 2007) e quanto mais próximo de 1,00, maior o poder estatístico.

Os dados foram analisados usando estatística descritiva e inferencial. Os resultados descritivos foram expressos conforme a distribuição de normalidade, assumindo todos os dados paramétricos e expressos como média e desvio padrão ($\pm$). Para analisar a normalidade dos dados foi usado o teste de Shapiro Wilk. Para comparações intergrupos, os dados com distribuição paramétrica foram analisados por meio do teste t não-pareado, corrigido por Welch. Durante as comparações intragrupos, os resultados foram analisados pelo teste de análise da variância (ANOVA) com medidas repetidas e o pós-hoc Bonferroni e quando necessário, teste t pareado. A associação entre as variáveis foi avaliada utilizando Odds Ratio (OR) com intervalo de confiança (IC), sendo confirmada pelo teste exato de Fisher. Foi considerado significativo $p \leq 0,05$. A análise estatística foi realizada no *software* Instat (version 3.0, GraphPad, Inc., San Diego, CA, USA).

3.5. RESULTADOS

A Tabela 1 mostra as características da amostra, indicando similaridade entre os grupos estudados. A dominância de membro inferior foi prevalentemente á direita em ambos os grupos (GM = 93,3%; GS = 69,2%). As coletas controles (pré-aplicação do protocolo) não se demonstraram diferentes na análise intergrupo (GM x GS) para todas as variáveis estudadas (Tabela 2 e 3), confirmando a semelhança da amostra estudada.

Tabela 1: Caracterização da amostra para ambos os grupos.

	GM (n=15)	GS (n=13)	Total (n=28)	p
Idade (anos)	69,20±3,61	68,85±3,11	69,03±3, 32	0,787
Massa corpórea (Kg)	67,87±15,32	69,46±11,82	68,60±13,58	0,764
Estatutura (m)	1,59±0,05	1,58±0,05	1,58±0,05	0,602
IMC (Kg.m²)	26,72±4,88	27,87±5,91	27,25±5,31	0,578

Legenda: GM = Grupo Manobra. GS = Grupo Sham. Kg = quilograma. m = metro. IMC = Índice de Massa Copórea. p=Valor de p do teste *t* não pareado, corrigido por Welch.

Com relação à área de contato plantar, durante a comparação intragrupos, o GM apresentou valores significativos maiores para o pé esquerdo, direito e ambos os pés, após a manobra, sendo estes resultados mantidos no pé esquerdo e ambos os pés até o final do tratamento, enquanto isso, o GS não apresentou diferenças estatísticas (Tabela 2). Além disso, para a diferença entre os dias de protocolo, os resultados foram significativos para as análises intergrupos no momento Pós-Pré para os pés direito e ambos os pés (Tabela 3). Para as demais análises intragrupos e intergrupos da diferença de área de contato plantar não houve valores significativos (Tabela 3).

No que diz respeito á área do arco plantar, o GM apresentou diminuição significativa dos valores para o pé esquerdo, direito e ambos os pés após a manobra, enquanto o GS não apresentou diferenças (Tabela 2). Ao analisar a diferença intragrupos, observou-se que em ambos os pés do GM houve redução significativa dos valores, principalmente após aplicação da manobra, e não houve diferença significativa no GS (Tabela 3). Já na análise da diferença intergrupos, no GM, a área do arco plantar esteve diminuída no pé esquerdo e em ambos os pés em comparação ao GS, no momento Pós-Pré (Tabela 3).

Ao verificar o índice do arco plantar na análise intragrupos do GM, observou-se que houve aumento significativo na análise de ambos os pés após a primeira manobra, e que os valores não foram significativos para os pés, esquerdo e direito, isolados (Tabela 4). Na análise intragrupo do GS, os resultados também, não foram diferentes (Tabela 4). As variações da diferença das intervenções intra e intergrupo não foram significativas nos dois grupos (Tabela 3).

Tabela 2: Área de contato (cm²) e do arco plantar (cm²) analisadas em diferentes momentos.

Área de contato plantar (cm²)						Área do arco plantar (cm²)									
GM (n=15)			p*	GS (n=13)		p*	p**	GM (n=15)		p*	GS (n=13)		p*	p**	
Esquerdo	Pré	135,05±17,39 ^a			127,26±18,56			0,265	32,40±15,74 ^a			27,54±10,18			0,336
	Pós	139,64±16,49 ^b		F=2,944	129,29±16,12		F=0,616		28,90±15,04 ^b		F=3,857	27,23±10,09		F=1.131	
	D6	137,27±17,16		p=0,07	127,79±18,07		p=0,548		32,47±14,63 ^a		p=0,033	28,15±11,13		p=0,339	
Direito	Pré	135,44±19,03 ^a			130,37±12,24			0,405	34,87±16,62 ^a			30,77±10,40			0,436
	Pós	139,80±18,80 ^b		F=5,332	129,44±13,02		F=0,024		31,00±15,46 ^b		F=4,070	30,38±12,09		F=0,354	
	D6	138,87±17,41 ^b		p=0,011	130,44±13,05		p=0,976		32,80±15,93		p=0,028	31,23±12,58		p=0,705	
Média: Pés direito e esquerdo	Pré	135,24±17,91 ^a			128,81±15,49			0,318	33,63±15,95 ^a			29,15±10,22			0,379
	Pós	139,72±17,38 ^b		F=7,577	129,37±14,36		F=0,108		29,97±15,03 ^b		F=7,35	28,81±11,03		F=1,180	
	D6	138,07±17,01 ^b		p=0,001	129,11±15,50		p=0,898		32,63±15,03 ^a		p=0,001	29,69±11,74		p=0,316	

Legenda: GM: grupo manobra. GS: grupo sham. *,^a,^b Interação e diferença estatística por meio da análise de variância (ANOVA) com amostras repetidas e pós-hoc Bonferroni. ** Diferença estatística entre as coletas pré dos grupos (GM x GS) por meio do Teste *t* não pareado, corrigido por Welch.

Tabela 3: Diferença da área de contato e do arco podal (cm²) e índice do arco plantar (mm) analisados em diferentes momentos.

		Área de contato plantar			Área do arco plantar			Índice do arco plantar		
		GM (n=15)	GS (n=13)	p*	GM (n=15)	GS (n=13)	p*	GM (n=15)	GS (n=13)	p*
Esquerdo	Pós - Pré	4,60 ±7,78	2,08 ±7,47	0,391	-3,60 ±4,64	-0,31 ±2,21	0,024	0,09 ±0,16	0,06 ±0,12	0,687
	D6 - Pré	2,27 ±7,12	0,54 ±6,24	0,504	0,07 ±4,38	0,62 ±2,02	0,669	-0,02 ±0,12	-0,03 ±0,15	0,740
	p**	0,234	0,422		0,077	0,219		0,127	0,185	
Direito	Pós - Pré	4,40 ±6,45	-1,00±5,34	0,024	-3,87 ±6,75	-0,31 ±3,38	0,086	0,06 ±0,12	-0,02 ±0,13	0,106
	D6 - Pré	3,53 ±4,75	0,15 ±5,34	0,088	-2,53 ±4,35	0,54 ±4,52	0,134	0,03 ±0,08	-0,02 ±0,11	0,149
	p**	0,494	0,461		0,101	0,218		0,301	0,924	
Média	Pós - Pré	4,50 ±7,02	0,54 ±6,55	0,034	-3,73 ±5,69	-0,31 ±2,80	0,005	0,07 ±0,14	0,02 ±0,13	0,166
Pés esquerdo e	D6 - Pré	2,90 ±5,98	0,35 ±5,69	0,109	-1,00 ±4,43	0,58 ±3,43	0,140	0,01 ±0,11	-0,03 ±0,13	0,257
Pé direito	p**	0,16	0,874		0,039	0,104		0,073	0,212	

Legenda: GM: grupo manobra. GS: grupo sham. * Diferença estatística intergrupos (GM x GS) por meio do Teste *t* não pareado, corrigido por Welch. ** Diferença estatística intragrupos dos diferentes momentos coletados por meio do Teste *t* pareado.

Tabela 4: Índice do arco plantar (mm), teste *Timed Up and Go* (TUG) (s), teste de apoio unipodal (s) com olhos abertos (TAUoa) e fechados (TAUof) em diferentes momentos.

			GM (n=15)	p*	GS (n=13)	p*	p**
Índice do arco plantar	Esquerdo	Pré	0,64±0,14		0,57±0,31		0,464
		Pós	0,73±0,16	F=3,169	0,63±0,26	F=2,109	
		D6	0,63±0,12	p=0,058	0,61±0,29	p=0,143	
	Direito	Pré	0,66±0,10		0,65±0,21		0,877
		Pós	0,72±0,11	F=2,528	0,62±0,25	F=0,468	
		D6	0,69±0,08	p=0,098	0,63±0,25	p=0,632	
	Média:	Pré	0,65±0,12 ^a		0,61±0,26		0,617
	Pé esquerdo	Pós	0,72±0,13 ^b	F=5,104	0,63±0,25	F=0,333	
	Pé direito	D6	0,67±0,11 ^a	p=0,009	0,62±0,27	p=0,718	
Teste de apoio unipodal (s)	TUG (s)	Pré	11,42±1,67 ^a		10,93 ±1,47		0,417
		Pós	11,43±2,07 ^a	F=15,099	11,40 ±1,64 ^a	F=7,854	
		D6	10,16±1,70 ^b	p<0,001	10,61 ±1,59 ^b	p=0,002	
	TAUoa	Pré	42,02±19,98 ^a		53,73±28,34		0,110
		Pós	62,63±22,34 ^b	F=14,592	51,31±28,41	F=1,742	
		D6	66,21±22,13 ^b	p<0,0001	61,39±31,49	p=0,197	
	TAUof	Pré	4,76±1,99 ^a		3,90±1,72		0,231
		Pós	6,71±3,33 ^b	F=3,398	6,32±3,17	F=2,540	
		D6	6,23±3,16	p=0,048	6,64±6,40	p=0,099	

Legenda: GM: grupo manobra. GS: grupo sham. *,^{a, b} Interação e diferença estatística por meio da análise de variância (ANOVA) com amostras repetidas e pós-hoc Bonferroni. ** Diferença estatística entre as coletas pré dos grupos (GM x GS) por meio do Teste *t* não pareado, corrigido por Welch.

A mobilidade funcional avaliada pelo teste *Timed Up and Go* (TUG) apresentou melhores performances no GM e no GS após o sexto dia de intervenção (Tabela 4), sendo estes resultados confirmados pela análise intragrupo da diferença entre os momentos de

aplicação (Tabela 5). Já a análise intergrupo da diferença demonstrou a melhor mobilidade é observada nos idosos do GM (Tabela 5).

O TAUoa demonstrou melhora do equilíbrio após a manobra no GM. Este resultado se mantém após as seis sessões de tratamento (Tabela 4). Mas durante a análise intergrupo da diferença, este efeito foi considerado significativo somente após a manobra (Tabela 5). Para oTAUof houve aumento do equilíbrio após a manobra no GM, enquanto o GS não demonstrou alterações (Tabela 5). Na análise intergrupo e intragrupo da diferença do TAUof não houve diferenças.

Tabela 5: Diferença do teste *Timed Up and Go* (TUG) (s), teste de apoio unipodal (s) com olhos abertos (TAUoa) e fechados (TAUof) analisados em diferentes momentos.

		GM (n=15)	GS (n=13)	p*
TUG (s)	Pós - Pré	0,01±1,02	0,47±0,81	0,188
	D6 - Pré	-1,26±1,00	-0,32±0,74	0,009
	p**	0,0004	0,0007	
TAUoa (s)	Pós - Pré	20,61±19,49	-2,42±5,33	0,0005
	D6 - Pré	24,19±20,95	7,65±25,84	0,079
	p**	0,379	0,145	
TAUof (s)	Pós - Pré	1,95±2,80	2,42±3,18	0,684
	D6 - Pré	1,47±2,13	2,73±6,18	0,495
	p**	0,642	0,806	

Legenda: GM: grupo manobra. GS: grupo sham. * Diferença estatística intergrupos (GM x GS) por meio do Teste *t* não pareado, corrigido por Welch. ** Diferença estatística intragrupos dos diferentes momentos coletados por meio do Teste *t* pareado.

A manipulação da musculatura intrínseca do pé está 4,5 mais vezes associada ao aumento da área de contato plantar no GM (OR= 4,48, IC= 1,419-14,146; p=0,013 teste exato de Fischer). O GM foi 9,2 mais vezes associado com aumento da área de contato plantar no pé dominante que o GS (OR=9,167, IC=1,633-51,449; p=0,021).

3.6. DISCUSSÃO

O intuito deste estudo foi verificar se a manobra de mobilização miofascial plantar exerce efeito para o aumento na área de apoio dos pés, como relatado, tanto na prática clínica, quanto pelas voluntárias que receberam a manobra. A seguir, verificar o efeito da manobra na mobilidade funcional e do equilíbrio, uma vez que, o pé é uma estrutura flexível e ativa, além de muito sensível às deformações impostas pelas condições ambientais (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012) e pela capacidade dinâmica e estática durante as tarefas com o aumento das exigências posturais (KELLY et al., 2012).

Ao analisar área de contato plantar observou-se aumento significativo, imediatamente após a manobra com discreta perda no D6 e significativa diminuição da área do arco plantar, somente no GM. Esse fator poderia levantar a hipótese de que o aumento da área tenha provocado alteração estrutural do pé com desabamento do arco plantar após a manobra miofascial plantar. No entanto, ao analisar a área de contato plantar e área do arco no D6, notou-se que os valores da área do arco tendem a voltar aos valores de referência (pré), e os valores da área de contato plantar ainda se mantem maiores que os valores de referência (pré), com valores significativos no D6, no pé direito e ambos os pés. Isso pode ter acontecido devido ao reposicionamento das estruturas ósseas e musculares dos pés, mantendo seu arco em condições fisiológicas.

Mesmo com valor não significativo no pé esquerdo do GM, que foi utilizado pela maioria das voluntárias como pé de apoio, observou-se que no D6, a área de contato plantar foi maior que o valor pré e a área do arco plantar manteve-se inalterada. Esses dados indicam que a manobra promoveu aumento de área de contato sem interferir na estrutura do arco plantar, conforme confirmada pelos valores de referencia de Tashiro et al. (2015). O aumento não significativo da área de contato plantar, no D6 do pé esquerdo, pode ser justificado pelo maior tempo de ativação da contração muscular ativa, nas posturas utilizadas neste estudo, com aumento na sua ativação pelo continuo apoio (KELLY et al., 2012).

Além disso, em todas as condições de análise da área de contato para o GM, notou-se que houve aumento significativo no momento pós, com diminuição dos valores no D6 comparado ao valor pós, que fica mais evidente quando analisado os valores das diferenças entre os momentos pós-pré e D6-pré, para ambos os grupos.

O aumento de área de contato plantar foi observado por Stroppa-Marques et al. (2012) que verificaram que a manobra miofascial plantar aumentou a área de contato dos pés, em

indivíduos com lesão encefálica adquirida. Essa resposta pode indicar que a manobra responde com aumento funcional da área de apoio plantar, e poupa a arquitetura estrutural do pé, uma vez que, o aumento progressivo da área de apoio poderia proporcionar um desabamento patológico de arco e com ele, todas as complicações do pé plano.

Para o índice de arco plantar observou-se que as voluntárias apresentavam valores de normalidade de acordo com o estudos de Thashiro et al. (2015) e Staheli et al. (1987) com valores não significativos nas análises intergrupos, no momento pré, em nenhuma das avaliações, indicando homogeneidade para os grupos. Na análise intragrupo, foi significativo somente na condição Pós no GM, com aumento no valor médio entre os pés, mas, ainda manteve seu valor dentro da referência de normalidade para esta variável, o que indica que mesmo com a variação do índice de arco, não houve comprometimento plantar.

Houve diminuição significativa do tempo para a realização do TUG nos valores de tempo em D6 do GM, quando comparado aos valores da avaliação pré; no entanto, a diminuição também estava presente no D6 do GS, com valores significativos em relação ao valor pós e sem significância com o valor de referência pré, deste grupo. Ao analisar as média para os dois grupos, notou-se que houve aumento no tempo do teste no momento pós intervenção; acredita-se que isso tenha ocorrido devido a aplicação do protocolo de avaliação ter sido realizada por duas vezes no mesmo dia. Mesmo assim, o aumento na média no momento pós, apresentada pelo GM foi discreta, comparada ao aumento no tempo do GS, provavelmente pelo efeito de maior estabilidade da manobra miofascial plantar do GM, que favoreceu o teste de mobilidade funcional, mesmo na segunda aplicação do protocolo de avaliação. E ainda, os valores no GM alcançaram o valor limite para risco de queda em idosos, mostrando melhora na mobilidade funcional desse grupo, como indicado por Perracini et al. (2013).

Por outro lado, acredita-se que ao aplicar alongamentos ativos em dorsi e plantiflexão, sustentados por 30 segundos, possa ter surtido efeito benéfico no teste TUG, em consonância com as conclusões de Menz; Morris; Lord (2005) que relataram que flexibilidade do tornozelo e a sensibilidade tátil foi fortemente correlacionada com a oscilação postural, e de Figueredo (2014) que realizou manobra com base na reflexologia podal e associados à deslizamentos dos músculos do tríceps sural e exercícios ativo-assistidos para o tornozelo em pacientes hemiparéticos e também verificou efeito benéfico no equilíbrio e mobilidade funcional.

As estratégias de apoio unipodal com olhos abertos e fechados foram realizadas no intuito de tornar essas posturas ainda mais desafiadoras, com a diminuição da base de suporte e contando que a informação visual exerce importante função no controle postural (KELLY, et al., 2012). O teste de apoio unipodal com olhos abertos, mostrou aumento crescente e significativo nos valores de tempo para o GM, nos momentos pós e D6 com referência ao valor pré. No GS observou discreta diminuição nas avaliações pós e para o D6 aumento não significativo no tempo do teste, o que pode ser justificado pelo aprendizado motor, porém o protocolo de avaliação foi idêntico aos dois grupos e assim, o efeito do aprendizado atingiu tanto o GM quanto o GS.

As respostas no tempo do TAUoa, após a intervenção da musculatura intrínseca sobrepuseram a influencia da visão no GM, uma vez que houve melhora do tempo do TAU. Diferente do observado no comportamento de estimulação somente sensitiva, com deslizamentos manuais de Vaillant et al. (2008), que relataram que informação visual compensou amplamente os benefícios da intervenção, tornando-se fonte única de informações para a regulação da postura, semelhante ao que ocorreu no GS do presente estudo. Vaillant et al. (2008) acreditam que a visão tenha favorecido a reorganização da hierarquia sensorial após a manobra realizada em seu estudo, o qual promovia comportamento de deslocamento do baricentro corporal, muito semelhante ao momento antes da estimulação sensitiva. Com base nestas informações, acredita-se então que, a manobra miofascial plantar e possivelmente a área do pé tenha realmente influenciado na manutenção da postura unipodal com olhos abertos.

Para o TAUof verificou-se que os dois grupos foram afetados pela supressão da visão, com diminuição no tempo do teste, comparado ao momento com olhos abertos. Baudry; Penzer; Duchateau (2014) verificaram que existe modulação pobre na excitabilidade da via motora, com mudanças nas condições sensoriais, como o fechamento dos olhos, durante a posição ortostática em adultos jovens e idosos. No entanto, em nosso estudo, observou-se um comportamento crescente e significativo no tempo da avaliação realizada imediatamente após a manobra (pós) somente no GM com discreta diminuição no tempo do teste observada no D6, porém ainda com ganho de 30% com referência ao tempo Pré.

O aumento não significativo no GS, nos momentos pós e D6, infere que tenha existido ganho na sensibilidade plantar apontando possível efeito benéfico no controle postural. O estímulo sensitivo plantar foi analisado por Vaillant et al. (2008) que promoveram a manobras de deslizamento e fricção na região plantar, associado a mobilizações do tornozelo

e das articulações dos pés em idosos e verificaram diminuição no deslocamento do baricentro corporal quando a visão era suprimida pelo fechar dos olhos, sugerindo um efeito benéfico da manobra, nesta condição.

Contudo a manobra realizado no GS, apesar de sutil e auxiliado por óleo para facilitar o deslizamento das mãos do aplicador, possa ter desencadeado aumento da circulação local com estimulação dos receptores cutâneos plantares, como sugerido por Vaillant et al. (2009) e Vaillant et al. (2008), o que pode justificar ganho, nos dois grupos. Estes autores que observaram que após a manipulação terapêutica, os voluntários da sua pesquisa mostraram uma reorganização de controle postural rápido, utilizando da nova condição sensorial proprioceptiva em substituição a referencia visual. Porém somente os dados do GM foram apresentaram valores significativos na análise intragrupo com referência ao valor pré.

Por esta razão, entende-se que a mobilização realizada neste estudo, tenha surtido respostas mais efetivas para o efeito imediato após a primeira manobra no GS, porque a manobra no GM pode ter alterado o comprimento das fibras intrafusais dos músculos intrínsecos, e com isso interferido no seu ajuste proprioceptivo com o fechamento dos olhos. Deste modo, e a melhora observada do GM, pode ter respondido possivelmente pelo aumento de área plantar e/ou ativação de outros receptores cutâneos (STROPPA-MARQUES et al. 2012). O comportamento semelhante de aumento nas medias de tempo nos dois grupos, mostram a importância da base de sustentação para a manutenção do equilíbrio, no entanto, não foram encontrados estudos que relatasse efeito tardio de qualquer manobra realizada nos pés.

A entrada sensorial decorrente das deformações realizadas na musculatura do pé, pode fornecer informação complementar sobre a referência postural (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2012). A contração ativa das fibras musculares, promovem ajustes nas fibras intrafusais, aumentando assim, sua capacidade de captar as informações do comprimento do músculo, favorecendo o *feedback* proprioceptivo. Isso nos reforça a ideia que a técnica empregada neste estudo deve ser complementar ao processo de reabilitação do controle postural.

Moon; Kim; Lee (2014) verificaram que o fortalecimento da musculatura intrínseca do pé, avaliados imediatamente após o treino, apresentou aumento significativo na área de pressão da superfície de contato plantar, promovendo melhor estabilidade estática aos portadores de pés planos. Estes autores acreditam que aconteceu como reflexo do aumento

nas aferências táteis plantares. Assim, pode-se perceber que aferências podais tem grande valor para o equilíbrio, entretanto, observa-se que nas condições experimentais, somente o GM, apresentou respostas significativas em relação ao tempo TAU olhos abertos e fechados.

Apesar dos dados deste estudo alcançarem a expectativa, com melhora nas condições de área de apoio plantar, do tempo no teste de mobilidade TUG e equilíbrio unipodal, não isenta-se o trabalho de fortalecimento dessa musculatura, como mostrado por Mulligan; Cook (2013) que aferiram resposta positivas no controle postural, para a promoção de um processo de reabilitação completo, na busca do equilíbrio e menor prejuízos com quedas no dia a dia dos idosos.

Uma limitação percebida durante a análise dos dados foi de verificar se o alongamento realizado ativamente entre os testes influenciou no ganho de amplitude de movimento talocrural e consequentemente nas respostas dos testes utilizados. Além disso, não foi verificado se a manobra realizada no grupo sham apresentou variações na sensibilidade plantar, o que também possa ter influenciado as repostas do estudo. Assim, sugerimos que em estudos futuros estes fatores sejam também avaliados.

3.7. CONCLUSÃO

Os dados do presente estudo, nas condições experimentais utilizadas, permitem concluir que a realização da manobra de liberação miofascial plantar promoveu aumento da área de apoio plantar e resultou em melhor desempenho no equilíbrio corporal e mobilidade funcional.

3.8. REFERÊNCIAS

- ALEXANDRE, T.S.; MEIRA, D.M; RICO, N.C.; MIZUTA, S.K. Accuracy of Timed up and go test for screening risk of fall among community-dwelling elderly. *Rev Bras Fisioter*, v.16, n.5, p.381-8, sept/oct, 2012. doi.org/10.1590/S1413-35552012005000041.
- BAUDRY, S.; PENZER, F; DUCHATEAU, J. Vision and proprioception do not influence the excitability of the corticospinal pathway during upright standing in young and elderly adults. *Neuroscience*, v.268, p. 247-254, 2014. doi:10.1016/j.neuroscience.2014.03.026
- CARVALHO, C.E.; SILVA, R.A.; GIL, A.W.; OLIVEIRA, M.R.; NASCIMENTO, J.A.; PIRES OLIVEIRA, D.A.A. Relationship between foot posture measurements and force platform parameters during two balance tasks in older and younger subjects. *J. Phys. Ther. Sci.*, v. 27, n. 3, p.705-710, 2015. doi: 10.1589/jpts.27.705.
- CHIEN, H.; LU, T.; LIU, M. Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center pressure during high-heeled gait. *Gait&Posture*, v. 38, n. 3, p. 391– 396, 2013. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.12.015.
- 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.*, v. 39, p. 175-91, 2007.
- FERREIRA T, RASBAND W. The Image J User Guide: IJ 1.46r [internet]. Maryland: national institutes of health; OCT, 2012. (Accessed 2015 OCT.08).
- FIGUEREDO, I. L. G. P. Efeitos da estimulação podal no equilíbrio em hemiparéticos por acidente vascular cerebral. *Rev Neurocienc.*, v. 22, n. 1, p.12-16, 2014. Doi: 10.4181/RNC.2014.22.890.5p
- HORAK, F.B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35-S2: ii7-ii11, 2006. doi:10.1093/ageing/afl077.
- KELLY, L. A.; KUITUNEN, S.; RACINAIS, S.; GRESSWELL, A. G. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscle with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, v. 27, n. 1, p. 46-51, 2012. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.07.013
- KU, P. X.; OSMAN, N. A.; YUSOF, A.; ABAS, W. A. B. W. The effect on human balance of standing with toe-extension. *PLoS ONE*, v. 7, n. 7, p. e41539, 2012. doi:10.1371/journal.pone.0041539.
- LUVIZUTTO, G. J.; COVOLAN, C. R. Análise do arco longitudinal medial em idosos institucionalizados e sua relação com o tipo de pé. *Fisioterapia Brasil*, v. 11, n. 2, p. 88-91, 2010.

MCKEON, P. O.; HERTEL, J.; BRAMBLE, D.; DAVIS, I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br. J. Sports Med.*, v.0, p. 1-9, 2014. doi:10.1136/bjsports-2013-092690.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E.; LORD, S.L. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people, *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, v. 60A, n. 12, p. 1546-1552, 2005.

MOON, D.; KIM, K; LEE, S. Immediate effect of short-foot exercise on dynamic balance of subjects with excessively pronated feet. *Journal of Physical Therapy Science*, v. 26, n. 1, p.117-119, 2014. doi: 10.1589/jpts.26.117.

MULLIGAN, E. P.; COOK, P. G. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, v.18, n. 5, p. 425-430, 2013. doi.org/10.1016/j.math.2013.02.007.

OLIVEIRA, A. P.; OTOWICZ, I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. *Ter Man.*, v. 2, n.3, p. 122-7, 2004.

PERRACINI, M.R.; GAZZOLA, J.; OKUMA, L.; MEDEIROS, P.R.S. Levantar e Caminhar Cronometrado (TimedUpand Go). Acesso: 02/02/2013. Disponível em: <<http://pequi.incubadora.fapesp.br/portal/testes/TimedUpAndGo>>.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, v.12, n.1, p.34-45, 2000. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00070-9.

SILVA, E. C. S.; DUARTE, N.B.; ARANTES, P. M. M. Estudo da relação entre o nível de atividade física e o risco de quedas em idosos. *Fisioterapia e pesquisa*, v. 18, n. 1, p.23-30, jan/mar, 2011.

STAHELI, L.T.; CHEW, D. E.; CORBETT, M. The longitudinal arch. *J Bone Joint Surg Am.*, v. 69, p. 426-8, 1987.

STROPPIA-MARQUES, A. E. Z.; LIMA, N. T.; VALARETTO, L. S.; MELO NETO, J. S.; JACINTO, M. E.; CORRÊA, P. R.; LORENZETTI, M. I. Manipulação da musculatura intrínseca do pé em portadores de lesão encefálica adquirida. *Rev. Inspirar Mov. Saúde*, v. 4, n. 20, p.1-5, 2012.

TASHIRO, Y.; FUKUMOTO, T.; URITANI, D.; MATSUMOTO, D.; NISHIGUCHI, S.; FUKUTANI, N.; ADACHI, D.; HOTTA, T.; MORINO, S.; SHIROOKA, H.; NOZAKI, Y.; HIRATA, H.; YAMAGUCHI, M.; AOYAMA, T. Children with flat feet have weaker toe grips strength than those having a normal arch. *J. Phys. Ther. Sci.*, v. 27, n. 11, p. 3533–3536, 2015. doi: 10.1589/jpts.27.3533

VAILLANT, J.; VUILLERME, N.; JANVEY, A.; LOUIS, F.; BRAUJOU, R.; JUVIN, R.; NOUGIER, V. Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Research Bulletin*, v. 75, n.1, p.18-22, 2008. doi:10.1016/j.brainresbull.2007.07.009.

VAILLANT, J.; ROULAND, A.; MARTIGN, 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.661-664, 2009. doi:10.1016/j.math.2009.03.004.

VUILLERME, N.; PINSAULT, N.; VAILLANT, J. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neuroscience Letters*, v. 378, p. 135-139, 2005. doi:10.1016/j.neulet.2004.12.024

WRIGHT, W. G.; IVANENKO, Y. P.; GURFINKEL, V. S. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *J. Neurophysiol.*, v. 107, n. 5, p.1513–1521, 2012. doi:10.1152/jn.00256.2011

4. ARTIGO 2

IMPLICAÇÃO DA MANOBRA MIOFASCIAL PLANTAR NA ÁREA DE CONTATO DOS PÉS E NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO TRAPÉZIO SUPERIOR

Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques e Marcelo Tavella Navega

4.1. RESUMO

O músculo trapézio superior (TS) é um importante marcador do equilíbrio. O envelhecimento traz perdas estruturais que coloca em risco a estabilidade do idoso e, por esta razão, desenvolve estratégias para manter a estabilidade, mesmo que à custa de hiperativação de músculos que participam da estabilidade, com aumento da rigidez articular, como no TS. Deste modo, o intuito deste estudo foi verificar se as variações da base de suporte interferem na atividade eletromiográfica do TS e se a mobilização miofascial plantar exerce efeitos na área plantar, equilíbrio e na atividade deste músculo. Vinte e oito idosas (idade média $69 \pm 3,35$ anos) foram divididas em Grupo Manobra (GM) e Grupo Sham (GS) que realizaram avaliações antes (pré) e após o protocolo de mobilização (pós) e no último dia de intervenção (D6). A avaliação constou de dados da área plantar, tempo de manutenção das posturas mais desafiadoras e coleta de dados eletromiográfico do TS com variações da base de suporte na postura ortostática. A manobra foi aplicada bilateralmente e, no GM foi empregada com vigorosa pressão das mãos do pesquisador, no intuito de alcançar a musculatura intrínseca do pé. Para o GS a manobra foi realizada de forma sutil e com auxílio de óleo de massagem para favorecer o deslizamento da pele. A análise estatística foi realizada utilizando o ANOVA com medidas repetidas e teste t pareado para as análises intragrupos e o teste t não-pareado, para as análises intergrupos. Observou-se aumento da atividade eletromiográfica com a redução da base de apoio para os olhos abertos ($F=7,456$; $p=0,0002$) e fechados ($F=23,019$, $p<0,0001$). Ao analisar separadamente cada postura nas condições olhos abertos e fechados notaram-se valores significativos ($p<0,0001$) para tandem e unipodal. Houve significativo aumento, nas condições após a intervenção, somente para o Grupo Manobra (GM), para a área de contato plantar em ambos os pés ($F=7,577$, $p=0,001$) e pé direito ($F=5,332$, $p=0,011$), o tempo de manutenção das posturas desafiadoras mostrou resultados significativos no momento pós ($p<0,05$), no GM, para tandem complacente olho fechado e para as duas condições em unipodal; já para o D6 o as posturas em tandem rígida olho fechado e unipodal olho aberto foram significativos. Os dados da atividade mioelétrica normalizados não apresentaram significância estatística. As instabilidades provocadas pela alteração da base de suporte promoveram maior ativação do músculo trapézio superior e a manobra de liberação miofascial plantar, promoveu aumento da área de contato plantar e tempo de manutenção nas posturas mais instáveis porém este não refletiu na ativação do músculo TS.

Palavras-chave: Músculo Trapézio. Pé. Equilíbrio Postural. Idoso. Eletromiografia.

ABSTRACT

The upper trapezius muscle (UT) is an important marker of balance. The aging brings structural losses that endangers the stability of the elderly, and therefore develops, strategies to maintain stability, even at the expense of hyperactivation of muscles participating in the stability with increased joint stiffness, as in UT. Thus, the aim of this study was to determine whether the variations of the support base interfere with the electromyographic activity of UT and whether myofascial mobilization exerts effects on plantar area, balance and activity of this muscle. Twenty-eight elderly women (average age $69 \pm 3,35$ anos) were divided into maneuver group (MG) and sham group (SG) which evaluation conducted before (pre) and after mobilization protocol (post) and the last day of the intervention (D6). The evaluation consisted of plantar area data, downtime of the most challenging postures and collecting UT electromyography data with variations of the support base in the standing posture. The maneuver was applied bilaterally and in the MG was employed with vigorous pressure from the hands of the researcher in order to reach the intrinsic muscles of the foot. SG for the maneuver was carried out in a subtle manner and with massage oil aid to favor the sliding of skin. The Statistical analysis was performed using ANOVA with repeated measures and t test for paired intragroup analysis and the unpaired t-test for intergroup analysis. There was an increase of the electromyographic activity by reducing the support base for your eyes open ($F = 7.456$; $p = 0.0002$) and closed ($F = 23.019$, $p < 0.0001$). To analyze separately each posture in the eyes open and closed conditions was noted significant values ($p < 0.0001$) for tandem and single leg. A significant increase in the conditions after the intervention, only for the MG for the contact area to plant both feet ($F = 7.577$, $p = 0.001$) and right foot ($F = 5.332$, $p = 0.011$) the maintenance time of challenging postures showed significant results in the post time ($p < 0.05$) in the MG for tandem complacent eye closed and for for the two conditions have to single leg stance; for D6 postures tandem rigid eye closed and single leg stance open eye were significant. The data myoelectric activity normalized, were not statistically significant. The instabilities caused by the change of the support base promoted increase activation of the upper trapezius muscle and maneuvering plantar myofascial release, promoted increase in planted contact area and time in the most unstable postures but this was not reflected in the UT muscle activation.

Keywords: Trapezius Muscle. Foot. Postural balance. Elderly. Electromyography.

4.2. INTRODUÇÃO

O músculo trapézio superior (TS) tem importante função para a sustentação e equilíbrio da cabeça, porém, sofre influências na sua ativação provenientes de perturbações externas (SOARES et al., 2012), como o fechamento dos olhos e variações de superfície de apoio plantar (VUILLERME; PINSAULT; VAILLANT, 2005). Este músculo está comumente envolvido em tarefas posturais, com contração prolongada e sustentada, que atende a todos os requisitos para sua ativação no controle da postura (WESTGAARD; DE LUCA, 2001).

Os sinais proprioceptivos do fuso neuromuscular do trapézio informam o cérebro quanto ao posicionamento da cabeça no espaço, que geram atividade muscular compensatória frente às instabilidades (FORBE; BRUIJN; SCHOUTEN, 2013; PAULUS; BRUMAGNE, 2008). Bent; Lowrey (2013) demonstraram uma ligação reflexa nos mecanorreceptores dos pés com motoneurônios dos membros superiores e, importante tarefa de informar e influenciar respostas motoras nos membros superiores para o ajuste do centro de massa (HETTICH et al., 2014). Assim, o músculo TS pode ser um importante marcador para as condições de equilíbrio, pois responde, com ativação, às condições de instabilidades (Nhouvannasak; Clément e Manto 2015).

Similarmente, o aumento da estabilidade corporal foi observado quando Nhouvannasak; Clément e Manto (2015) realizaram estimulação elétrica neuromuscular no TS. Já Vuillerme; Pinsault; Vaillant, (2005) observaram aumento da oscilação corporal, em condições de fadiga deste músculo. Além disso, o TS responde em condições de ansiedade com maior predisposição a fadiga, em adultos jovens (RUMSEY et al., 2015).

Com o avançar da idade, os ajustes posturais se tornam menos eficientes em condições de instabilidade (MENZ; MORRIS; LORD, 2005; ALLUM et al., 2002), pois existem mudanças estruturais dos pés, entre outras (MENZ; MORRIS; LORD, 2005). Assim, as condições de instabilidade podem estar associadas às atividades prolongadas do músculo trapézio no intuito de manter a estabilidade postural, com desequilíbrio da ativação entre o músculo trapézio superior e inferior (Smith et al., 2009).

Takasaki; Delbridge; Johnston, (2014) apontaram que as atividades prolongadas e de baixa carga no trabalho, do músculo TS, esta associada ao desenvolvimento de quadros álgicos na região cervical. Com isso, a instabilidade proporcionada pelo envelhecimento poderia desencadear o aumento da ativação deste músculo além de desequilíbrio de ativação

com o músculo trapézio superior. Este pode ser um fator desencadeante para o desalinhamento biomecânico do posicionamento escapular, o que pode favorecer o aparecimento de lesões das estruturas envolvidas na articulação gleno-umeral. Smith et al. (2009) ainda, relataram que a diminuição da atividade do músculo trapézio superior por meio de bandagens flexíveis, em nadadores, promoveu melhor relação sinérgica entre as porções superior e inferior deste músculo. No entanto, não foi encontrada na literatura, a descrição sobre o comportamento do músculo TS em idosos.

Com base no exposto, acredita-se que as alterações do apoio plantar provocadas pelo envelhecimento gerem instabilidades, desencadeando aumento na ativação do músculo trapézio superior; este fato pode comprometer suas funções, associado ao declínio das estratégias de equilíbrio na população idosa. Assim, hipotetizou-se que se a manobra de mobilização miofascial plantar poderia alcançar o aumento de área plantar e responder positivamente aos desequilíbrios, com consequente diminuição na ativação do músculo trapézio superior.

Deste modo, o intuito deste estudo foi investigar se as alterações da base de suporte interferem na ativação do músculo trapézio superior e a influência da manobra de liberação miofascial plantar, no equilíbrio funcional e ativação eletromiográfica do músculo trapézio superior.

4.3. MÉTODOS

Estudo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências (Protocolo de nº 0863/2013 e Parecer nº 882834). Todas as voluntárias foram informalmente esclarecidas e assinaram o do Termo de Consentimento Livre Esclarecido conforme determina a Resolução 466/12.

4.3.1. SUJEITOS

Utilizou-se como critério de elegibilidade ter idade entre 65 e 75 anos, ter capacidade para realizar ortostatismo sem qualquer dispositivo auxiliar e capacidade para adotar a postura em apoio unipodal. Como critérios de não inclusão foram apresentar déficit visual não corrigido, incapacidade para entender os testes, lesões osteomusculares nos últimos seis meses, estar em tratamento físico ou medicamentoso para correção de equilíbrio e doenças que impeçam a execução dos testes.

O estudo foi composto por 28 idosas saudáveis caracterizadas na tabela 1, divididas em Grupo Manobra (GM) e Grupos Sham (GS).

4.3.2. EXPERIMENTO

Trata-se de um estudo longitudinal, randomizado com acompanhamento de seis dias, distribuídos em duas semanas, como segue figura 1. O protocolo de avaliação foi aplicado na 1ª sessão, duas vezes, uma na condição pré e outra na condição pós imediato à manobra e no 6ª dia (D6), a avaliação foi realizada sem a aplicação da manobra. O protocolo de manobra foi realizado nas cinco sessões iniciais, com um intervalo de um dia de repouso ou dois quando correspondia ao final de semana.

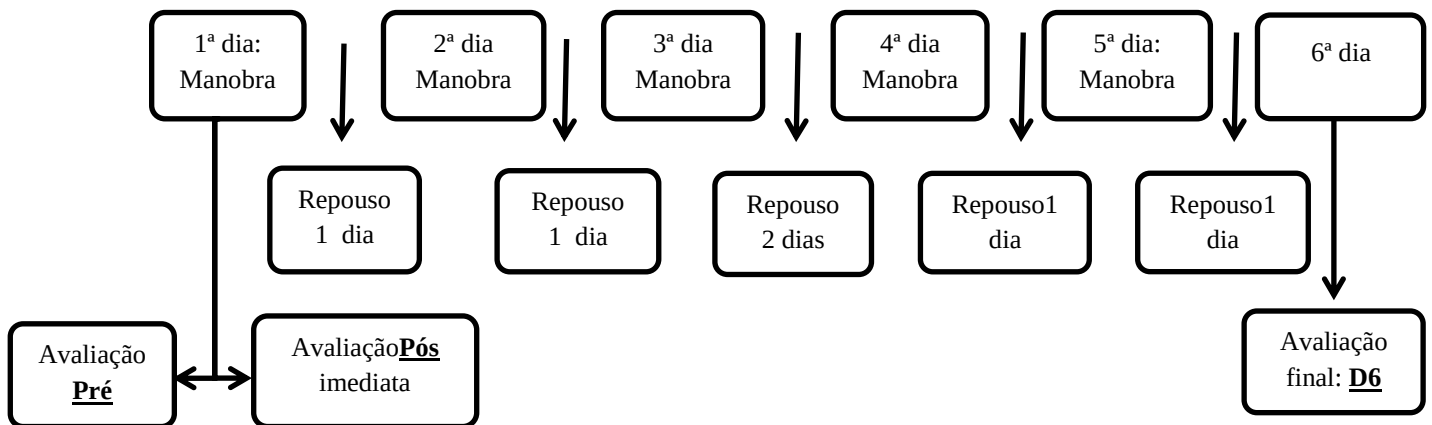


Figura 1: Fluxograma de atendimento. Dias de aplicação da avaliação, execução da manobra de mobilização miofascial plantar e manobra superficial e intervalos de repouso.

4.3.3. PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO

Uma ficha de avaliação foi utilizada para a obtenção de dados como idade, sexo, escolaridade, estado civil, dados de saúde atuais, medicamento em uso, prática de atividade física, história de quedas. Além de mensuração de medidas de massa corporal (kg) e estatura (m) para o cálculo do índice de massa corporal (IMC). Todos os procedimentos foram realizados com os pés descalços, para excluir qualquer influencia do calçado.

4.3.3.1. Teste de dominância dos membros

O teste de dominância dos membros visa detectar qual o membro inferior utilizado para as funções como chutar, subir o degrau e qual o membro que realiza a estratégia do passo nas condições de instabilidade com deslocamento anterior.

Neste estudo, este teste foi aplicado para obter qual o membro não dominante, para a aplicação do teste de apoio unipodal, pois para que aja a função de motricidade do membro dominante, o membro contralateral deve promover um bom apoio, para a manutenção postural. Cada tarefa foi realizada três vezes (SADEGHI et.al, 2000) e realizado a média entre elas para a análise.

4.3.3.2. Plantigrafia

A impressão plantar foi realizada bilateralmente a cada avaliação (LUVIZUTTO; COVOLAN, 2010) (Figura 3). As voluntárias realizaram um passo sobre o plantígrafo PODO Tech, com dimensão 376x189,8x10 mm e folhas 370x180 mm. O plantígrafo é composto por duas pranchas retangulares intermediadas e por uma lâmina de borracha estruturada na face superior para o apoio do pé e na face inferior, material absorvente no qual se aplica tinta solúvel em água.

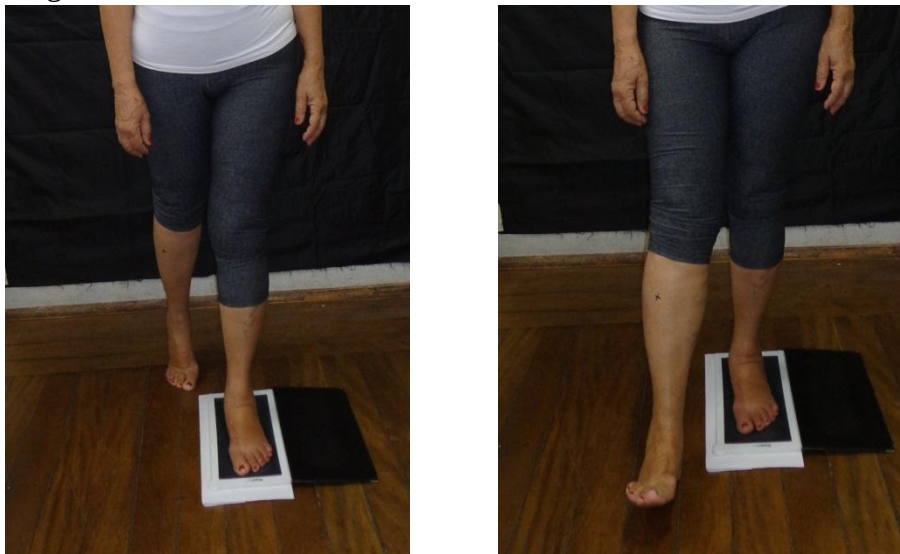


Figura3: Impressão da área plantar realizada bilateralmente utilizando um passo sobre a lamina emborrachada.

As imagens plantigráficas foram escaneadas em alta resolução (500 dpi) seguindo para a análise no software Image J 1.47, versão para Windows (National Institutes of Health, United States of America, USA). As imagens dos pés direito e esquerdo foram analisadas separadamente e também foi realizada uma média entre os dois pés. Essa imagens foram configuradas em 8-bit, seguidas por seleção contorno de toda área de contato plantar (Figura 4 – imagem 3) e quantificadas em cm² (FERREIRA, 2012) (Figura 4). Os dados seguiram para análise estatística.

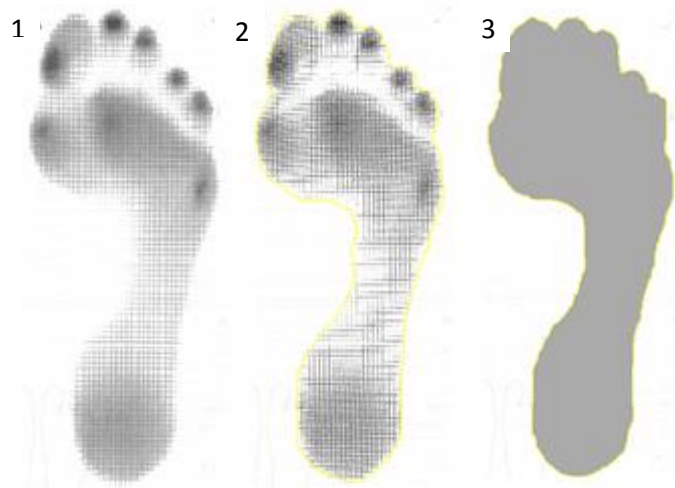


Figura 4 - Imagem plantigráfica (1) e delimitação da área de contato plantar (cm²) (2 e 3) .

4.3.3.3. Teste de Apoio Unipodal (TAU)

O TAU foi escolhido por proporcionar uma postura com diminuição da base de suporte tornando se mais desafiadora (KELLY et al., 2012), pois a população escolhida, de idosas saudáveis, são capazes de realizar ajustes posturais de rápidos, na condição bipodal como justificado por Carvalho et al.(2015),

O experimento foi realizado com o TAU com olhos abertos (TAUoa) e fechados (TAUof). Foi solicitado que as participantes, realizassem apoio no membro não dominante, por maior tempo possível, sem que o membro dominante tocasse o membro inferior de apoio. Cada condição foi realizada por três repetições, com um tempo teto de 90 segundos cada e intervalos de repouso entre as coletas de três minutos. No primeiro minuto de intervalo, as voluntárias foram orientadas a fazer ativamente movimentos sustentados de dorsiflexão (30 segundos) e plantiflexão (30 segundos), bilateralmente, no intuito de promover relaxamento dos membros inferiores.

Nas posturas com os olhos abertos as participantes foram orientadas a fixar os olhos em uma marca vermelha colocada na parede branca, ao nível dos olhos, a um metro a sua frente. No teste com os olhos fechados elas foram orientadas a manter a cabeça como se estivessem olhando para o ponto fixado na parede, para dar inicio ao teste (VAILLANT et al., 2008; VUILLERME, et al., 2005).

4.3.3.4. Coleta eletromiográfica

Para a captação dos sinais eletromiográfico (EMG) durante a manutenção das posturas em base, tandem e TAU, foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos Modelo Myosystem Br1_P84 (Data Hominis®) de 8 canais, software para coleta, visualização em tempo real, processamento e armazenamento de dados, calibrado com frequência de amostragem de 4000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento) e índice de rejeição de modo comum (IRMC) de 92 dB a 60 Hz.

A pele foi preparada realizando a tricotomia e a limpeza da área com álcool (HERMENS et al., 2000). Os eletrodos eram de superfície ativo diferenciais simples de Prata/Cloreto de Prata (Data Hominis®), formados por duas barras retangulares (10 X1 mm) e distantes 10 mm entre si, fixados com fita adesiva sobre a pele.

O eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna (OLIVEIRA et al. 2012) e o eletrodo de superfície foi posicionado do lado dominante para trapézio superior (TS) segundo as normas SENIAM (HERMENS et al., 2000) afim de avaliar a ativação muscular durante as variações de posturas.

Os testes foram organizados aleatoriamente por meio de sorteios para as posições, assim organizadas: 1- base em superfície rígida, olho aberto (broa); 2- base em superfície rígida, olho fechado (brof); 3- base em superfície complacente, olho aberto (bcoa); 4- base em superfície complacente, olho fechado (bcof); 5- tandem em superfície rígida, em olho aberto (troa); 6- tandem em superfície rígida olho fechado (trof); 7- tandem em superfície complacente, olho aberto (tcoa); 8- tandem em superfície complacente, olho fechado (tcof); 9- TAU, olho aberto (unipoa) e 10- TAU, olho fechado (unipof).

Para a postura em “base” foi solicitado às voluntárias que se posicionassem confortavelmente com os membros inferiores alinhados ao quadril, os membros superiores (MMSS) apenas ao lado do tronco e a cabeça voltada para um ponto posicionado na altura dos olhos, um metro a frente (VAILLANT et al., 2008; VUILLERME, et al., 2005). Na postura em “tandem”, as voluntárias se mantinham com os pés posicionados na linha mediana com o MI não dominante localizado posteriormente. Para o teste de apoio unipodal (TAU) foi solicitado que as voluntárias realizassem apoio no membro não dominante, por maior tempo possível.

As condições olho aberto e olho fechado foram realizadas durante as posturas em base, tandem e unipodal. Tanto a postura em base, como tandem foram realizadas em superfície

rígida e complacente, uma vez que, os testes em superfície complacente em diminuição de base tem se mostrado eficiente para apontar problemas de equilíbrio (CORPORAAL et al., 2013). A superfície complacente foi preparada com uma espuma de densidade 33 kg/m³ (BARBARA et al., 2012), com 10 cm de altura (SMITH et al., 2010), 30 cm largura e 60 cm comprimento.

Foram realizados três repetições para cada teste. Para os posicionamentos em base e tandem realizou-se tempo teto de 10 segundos para cada teste e repouso de 90 segundos após coletados as três repetições.

Para as posturas mais desafiadoras (trof, tcof, unipoa e unipof) em que as voluntárias apresentaram mais oscilação de manutenção na postura e o tempo teto médio total não foi alcançada na coleta pré, foi calculado o tempo de manutenção da postura antes e após a aplicação do protocolo de manuseio plantar proposto, no intuito de verificar o efeito da manobra no equilíbrio.

4.3.3.5. Protocolos de mobilização Miofascial plantar

O protocolo utilizado para o GM foi a mobilização miofascial da musculatura intrínseca do pé. Foram aplicadas cinco intervenções intercaladas por um ou dois dias de descanso. Para o preparo do posicionamento do tornozelo com liberação miofascial de tendão calcâneo e músculo sóleo, a voluntária foi posicionada em sedestação, quadris e joelhos fletidos em aproximadamente a 90°. Os pés foram posicionados em dorsiflexão e realizou-se deslizamento manual no sentido látero-lateral do ventre do músculo sóleo até tendão calcâneo, até que houvesse a diminuição da tensão do mesmo, para garantir o melhor posicionamento do pé no solo.

Para a mobilização da musculatura intrínseca do pé foi realizado manipulação vigorosa da região de retropé em direção ao antepé. Este deslizamento foi repetido por cinco vezes na região de bordo medial do pé e cinco no bordo lateral, alternadamente. Em seguida foram realizadas mais cinco repetições de deslizamento no sentido pósterio-anterior, com desvio lateral e medial, também alternados, da mão do fisioterapeuta, na região de antepé, com movimentos em leque. Estes movimentos foram realizados explorando ou estimulando as curvaturas fisiológicas do pé. Posteriormente realizaram-se cinco repetições de deslizamento no sentido pósterio-anterior, com uma toalha de rosto no pé totalmente apoiado no solo (STROPPIA-MARQUES et al., 2012) (Figura 5)

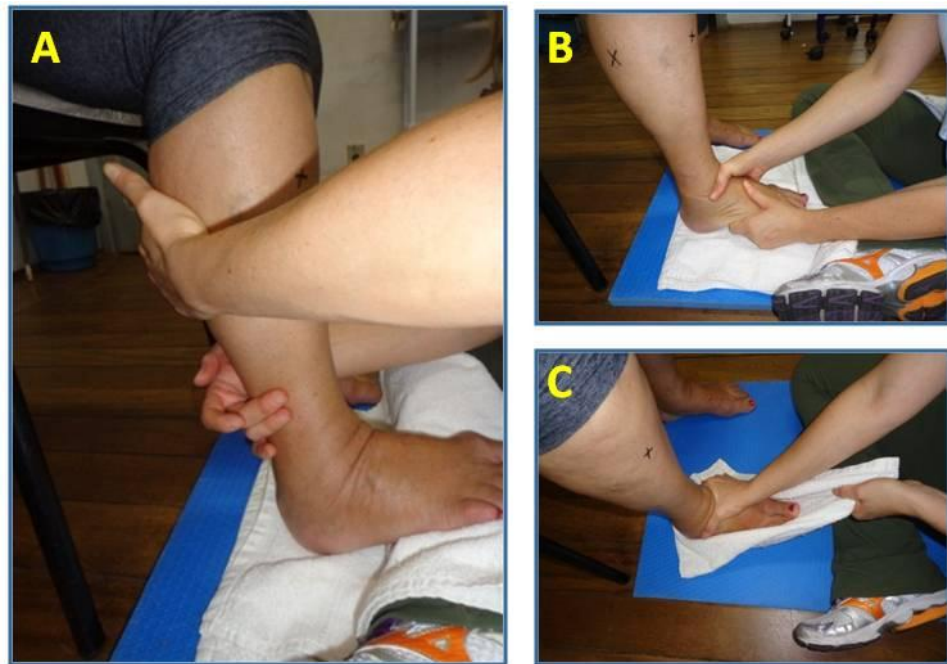


Figura 5 - Protocolo de mobilização miofascial plantar. Mobilização do Tríceps sural (A), deslizamento vigoroso nos pés (B) e deslizamento com toalha (C)

Para o GS, foi realizado deslizamento superficial dos pés na direção de retro para antepé com auxílio de óleo de massagem, para promover maior deslizamento e menor pressão, o qual seguiu a mesma direção e número de repetições do protocolo do GM.

4.3.3.6. Análise eletromiográfica

A análise do sinal EMG foi processada em rotinas específicas no ambiente Matlab® que consistiu em realizar: filtro passa alta Butterworth de 4º ordem de 20Hz, filtro passa baixa Butterworth de 4º ordem de 500 Hz, retificação do sinal por onda inteira e filtro passa baixa de 6 Hz para formar o envelope linear. Os valores de média entre as três coletas em cada postura foram normalizados pela postura de referencia base rígida olho aberto (broa).

4.3.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foram avaliados os efeitos (d) e o poder da amostra para a análise de todas as variáveis analisadas (área de contato plantar: $d = 2,53$, poder: 0,986; atividade eletromiográfica do trapézio nas diferentes posturas: $d = 1,20$, poder: 0,991; tempo em Trof:

$d=1,11$, poder: 0,828; tempo em TCOF: $d = 3,70$, poder: 0,999; Unipoa: $d = 6,79$, poder: 1,00; Unipof: $d = 0,98$, poder: 0,805), sendo considerado os seguintes efeitos: baixo ($<0,49$), moderado (0,50-0,79) e alto ($>0,80$), conforme *software* GPower (3.1, Franz Faul, Universitat Kiel, Germany, 2007). Além disso, quanto mais próximo de 1,00, maior o poder estatístico.

Os dados foram analisados usando estatística descritiva e inferencial. Os resultados descritivos foram expressos conforme a distribuição de normalidade, assumindo todos os dados paramétricos, portanto sendo expressos como média e desvio padrão ($\pm$) e erro padrão. Para analisar a normalidade dos dados foi usado o teste de Shapiro Wilk. Durante a análise da variação da atividade EMG do trapézio com variações do apoio plantar, os resultados foram submetidos à análise da variância (ANOVA) com medidas repetidas e o post hoc Bonferroni. Para comparações intergrupos, os dados foram analisados por meio do teste t não-pareado, corrigido por Welch. Durante as comparações intragrupos, os resultados foram analisados pelo teste de análise da variância (ANOVA) com medidas repetidas e o post hoc Bonferroni e teste t pareado. Foi considerado significativo $p \leq 0,05$. A análise estatística foi realizada no software InStat (version 3.0, GraphPad, Inc., San Diego, CA, USA).

4.4. RESULTADOS

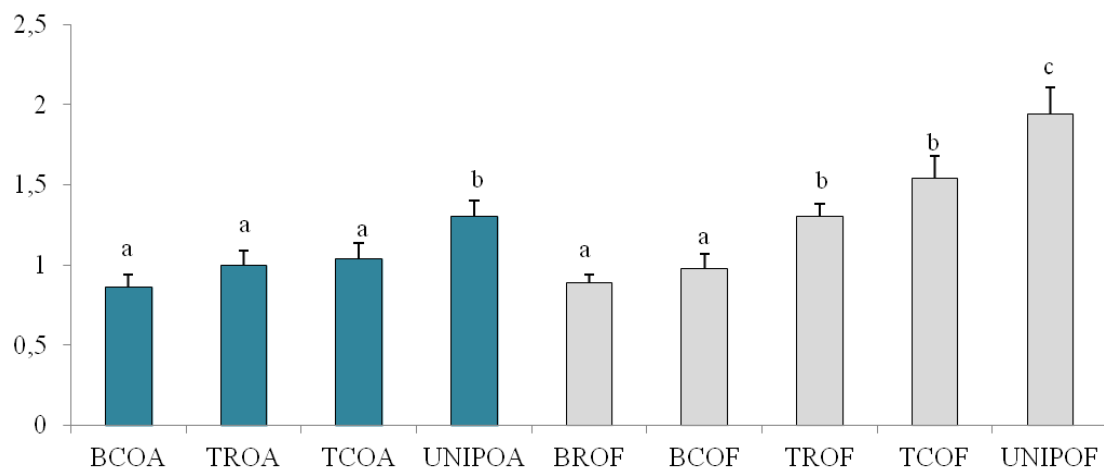
A Tabela 1 mostra as características da amostra, indicando similaridade entre os grupos estudados. A dominância de membro inferior foi prevalentemente à direita em ambos os grupos (GM = 93,3%; GS = 69,2%). As coletas controles (pré-aplicação do protocolo) não se demonstraram diferentes na análise intergrupo (GM x GS) para todas as variáveis estudadas (Tabela 2 e 3), confirmando a semelhança da amostra estudada.

Tabela 1: Caracterização da amostra para ambos os grupos.

	GM (n=15)	GS (n=13)	Total (n=28)	<i>p</i>
Idade (anos)	69,20±3,61	68,85±3,11	69,03±3, 32	0,787
Massa corpórea (Kg)	67,87±15,32	69,46±11,82	68,60±13,58	0,764
Estatutura (m)	1,59±0,05	1,58±0,05	1,58±0,05	0,602
IMC (Kg.m²)	26,72±4,88	27,87±5,91	27,25±5,31	0,578

Legenda: GM = Grupo Manobra. GS = Grupo Sham. Kg = quilograma. m = metro. IMC = Índice de Massa Corpórea. *p*= valor do teste *t* não pareado, corrigido por Welch.

Inicialmente foi verificada a influência de diferentes bases de apoio em ortostatismo em relação atividade eletromiográfica do músculo trapézio. Observou-se aumento da atividade eletromiográfica de acordo com a redução da base de apoio para os olhos abertos ($F=7,456$; $p=0,0002$) e fechados ($F=23,019$, $p<0,0001$) (Figura 2). Além disso, notou-se que a retirada da aferência sensorial da visão aumentou a atividade eletromiográfica deste músculo (Tabela2).

**Figura 2:** Influência de diferentes bases de apoio em ortostatismo sobre a EMG do músculo trapézio por envoltório linear.

Legenda: BCOA - base complacente olho aberto; TROA - tandem rígido olho aberto; TCOA - tandem complacente olho aberto; UNIPOA - unipodal olho aberto; BROF - base rígida olho fechado; BCOF - base complacente olho fechado; TROF - tandem rígido olho fechado; TCOF - tandem complacente olho fechado; UNIPOF - unipodal olho fechado.^{a,b,c} Representam diferença estatística, para os testes com olhos abertos e fechados separadamente, por meio da análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas e post hoc Bonferroni, sendo considerado $p \leq 0,05$.

Tabela 2: Valores normalizados de média e desvio padrão de envoltório linear do músculo trapézio superior entre as diferentes posturas com os olhos abertos e fechados.

	Olhos abertos	Olhos fechados	p*
Base complacente	0,86±0,43	0,98±0,49	0,083
Tandem rígido	1,00±0,46	1,30±0,43	<0,0001
Tandem complacente	1,04±0,51	1,54±0,75	<0,0001
Unipodal	1,30±0,52	1,94±0,92	<0,0001

Legenda: *Resultados analisados por meio do teste t pareado

Com relação à área de contato plantar, durante a comparação intragrupos, o GM apresentou valores significativos maiores para o pé esquerdo, direito e ambos os pés, após a manobra, sendo estes resultados mantidos no pé esquerdo e ambos os pés até o final do tratamento, enquanto isso, o GS não apresentou diferenças estatísticas (Tabela 3). Além disso, para a diferença entre os dias de protocolo, os resultados foram significativos para as análises intergrupos no momento Pós-Pré para os pés direito e ambos os pés (Tabela 3). Para as demais análises intragrupos e intergrupos da diferença de área de contato plantar não houve valores significativos (Tabela 3).

Não houve outras alterações EMG do músculo trapézio fibras superior após aplicação da manobra, nas diferentes posturas durante as análises intragrupos (Tabela 4) e intergrupos (Tabela 5).

Tabela 3 – Área de contato plantar (cm²) total analisadas intragrupos e efeito da manobra em diferentes momentos numa análise intergrupos.

		GM (n=15)	p*	GS (n=13)	p*	p**		GM (n=15)	GS (n=13)	p [#]
Esquerdo	Pré	135,05±17,39 ^a		127,26±18,56		0,265	Pós - Pré	4,60 ±7,78	2,08 ±7,47	0,391
	Pós	139,64±16,49 ^b	F=2,944	129,29±16,12	F=0,616		D6 - Pré	2,27 ±7,12	0,54 ±6,24	0,504
	D6	137,27±17,16	p=0,07	127,79±18,07	p=0,548		p^{##}	0,234	0,422	
Direito	Pré	135,44±19,03 ^a		130,37±12,24		0,405	Pós - Pré	4,40 ±6,45	(-1,00±5,34)	0,024
	Pós	139,80±18,80 ^b	F=5,332	129,44±13,02	F=0,024		D6 - Pré	3,53 ±4,75	0,15 ±5,34	0,088
	D6	138,87±17,41 ^b	p=0,011	130,44±13,05	p=0,976		p^{##}	0,494	0,461	
Média:	Pré	135,24±17,91 ^a		128,81±15,49		0,318	Pós - Pré	4,50 ±7,02	0,54 ±6,55	0,034
Pé esquerdo	Pós	139,72±17,38 ^b	F=7,577	129,37±14,36	F=0,108		D6 - Pré	2,90 ±5,98	0,35 ±5,69	0,109
Pé direito	D6	138,07±17,01 ^b	p=0,001	129,11±15,50	p=0,898		p^{##}	0,16	0,874	

Legenda: GM: grupo manobra. GS: grupo sham. *,^{a, b} Interação e diferença estatística por meio da análise de variância (ANOVA) com amostras repetidas e post hoc Bonferroni. ** Diferença estatística entre as coletas pré dos grupos (GM x GS) por meio do Teste t não pareado, corrigido por Welch. [#]Diferença estatística intergrupos (GM x GS) de diferentes momentos, por meio do Teste t não pareado, corrigido por Welch. ^{##}Diferença estatística intragrupos dos diferentes momentos coletados por meio do Teste t pareado

Tabela 4 – Valores de média normalizados de envoltório linear, da atividade eletromiográfica do músculo trapézio fibras superiores em variadas posturas em diferentes momentos.

	GM					GS				
	Pré	Pós	D6	F	p	Pré	Pós	D6	F	p
BCOA	0,96 ± 0,50	0,84 ± 0,38	0,79 ± 0,25	1,593	0,221	0,75 ± 0,31	0,89 ± 0,35	0,71 ± 0,42[†]	1,436	0,258
TROA	1,02 ± 0,60	0,94 ± 0,58	1,00 ± 0,55	0,189	0,829	0,99 ± 0,20	1,02 ± 0,46	1,05 ± 0,69	0,055	0,946
TCOA	0,99 ± 0,55	1,06 ± 0,58*	0,97 ± 0,48	0,275	0,761	1,09 ± 0,48	1,10 ± 0,45	0,99 ± 0,48[†]	0,313	0,734
UNIPOA	1,36 ± 0,56	1,30 ± 0,78	1,32 ± 0,75	0,039	0,962	1,23 ± 0,48	1,24 ± 0,43	1,23 ± 0,39	0,003	0,997
BROF	0,93 ± 0,35	0,85 ± 0,27	0,89 ± 0,51	0,260	0,773	0,85 ± 0,06	0,84 ± 0,10[†]	0,76 ± 0,44[†]	0,292	0,750
BCOF	1,05 ± 0,52	1,00 ± 0,20	1,01 ± 0,46	0,085	0,919	0,89 ± 0,46	0,93 ± 0,62	0,76 ± 0,24[†]	0,612	0,551
TROF	1,83 ± 0,56	1,02 ± 0,44	1,26 ± 0,51	2,068	0,145	1,27 ± 0,23	1,31 ± 0,61	1,21 ± 0,56[†]	0,128	0,881
TCOF	1,45 ± 0,80	1,35 ± 0,82	1,60 ± 0,74*	0,732	0,490	1,63 ± 0,20	1,84 ± 0,93	1,73 ± 0,78	0,272	0,765
UNIPOF	2,05 ± 1,08	1,72 ± 0,93	1,65 ± 0,69	2,050	0,148	1,81 ± 0,71	1,73 ± 0,25[†]	1,88 ± 0,60	0,328	0,724

Legenda: BCOA - base complacente olho aberto; TROA - tandem rígido olho aberto; TCOA - tandem complacente olho aberto; UNIPOA – apoio unipodal olho aberto; BROF - base rígida olho fechado; BCOF - base complacente olho fechado; TROF - tandem rígido olho fechado; TCOF - tandem complacente olho fechado; UNIPOF –apoio unipodal olho fechado. Os resultados foram analisados por meio de Análise de variância (ANOVA) com amostras repetidas e com o post hoc teste de Bonferroni. * valores representativos do aumento não significativo, da atividade eletromiográfica, de envoltório linear, normalizado. † valores representativos da diminuição, não significativa, da atividade eletromiográfica de envoltório linear, normalizado.

Tabela 5 – Diferença dos valores de média normalizada de envoltório linear, entre pós e pré-manobra da atividade eletromiográfica do músculo trapézio superior em variadas posturas.

	GM	GS	P
BCOA	-0,12 ± 0,33	0,14 ± 0,45	0,099
TROA	-0,08 ± 0,35	0,04 ± 0,49	0,483
TCOA	0,07 ± 0,51	0,02 ± 0,55	0,803
UNIPOA	-0,05 ± 0,73	0,01 ± 0,42	0,783
BROF	-0,08 ± 0,30	-0,10 ± 0,37	0,603
BCOF	-0,05 ± 0,52	0,04 ± 0,69	0,722
TROF	-0,32 ± 0,51	0,04 ± 0,62	0,116
TCOF	-0,11 ± 0,97	0,20 ± 0,82	0,367
UNIPOF	-0,33 ± 1,01	-0,07 ± 0,67	0,431

Legenda: BCOA - base complacente olho aberto; TROA - tandem rígido olho aberto; TCOA - tandem complacente olho aberto; UNIPOA – apoio unipodal olho aberto; BROF - base rígida olho fechado; BCOF - base complacente olho fechado; TROF - tandem rígido olho fechado; TCOF - tandem complacente olho fechado; UNIPOF –apoio unipodal olho fechado. Os resultados foram analisados por meio do teste *t* não-pareado * indica diferença estatística com $p < 0,05$.

No que diz respeito ao tempo de permanência em diferentes posturas, alterações foram observadas apenas no GM (Tabela 6). Observou-se na posição tandem rígida com olhos fechados maior permanência ao final do tratamento, resultado similar foi observado após a aplicação da primeira manobra na posição tandem complacente com olhos fechados. O tempo de apoio unipodal aumentou imediatamente após a primeira manobra, porém a manutenção do resultado foi observada apenas com os olhos abertos. Além disso, o tempo de apoio unipodal com olhos abertos aumentou significativamente na coleta Pós no GM em comparação ao GS (Tabela 7).

Tabela 6 – Tempo em segundos de permanência em variadas posturas em diferentes momentos.

	GM					GS				
	Pré	Pós	D6	F	p	Pré	Pós	D6	F	p
T-TROF	7,38 ± 2,61 ^a	8,16 ± 2,35	8,65 ± 1,90 ^b	2,580	0,094	8,03 ± 2,88	8,26 ± 2,54	7,61 ± 2,96	1,170	0,327
T-TCOF	5,06 ± 2,47 ^a	6,74 ± 2,67 ^b	6,22 ± 2,39	3,398	0,048*	4,91 ± 2,53	5,53 ± 2,89	6,07 ± 2,63	1,626	0,218
T-Unipoa	42,02 ± 19,98 ^a	62,63 ± 22,35 ^b	66,21 ± 22,13 ^b	14,59	<0,0001*	53,73 ± 28,34	51,31 ± 28,41	61,39 ± 31,49	1,742	0,197
T-Unipof	4,76 ± 1,99 ^a	6,71 ± 3,33 ^b	6,23 ± 3,16	3,398	0,048*	3,90 ± 0,48	6,32 ± 3,17	6,64 ± 6,40	2,540	0,100

Legenda: T-TROF – tempo na tandem rígida olho fechado; T-TCOF – tempo tendem complacente olho fechado; T-Unipoa – tempo do apoio unipodal olho aberto; T-Unipof – tempo do apoio unipodal olho fechado. Os resultados foram analisados por meio de Análise de variância (ANOVA) com amostras repetidas e com o post hoc teste de Bonferroni. ^{a, b, *} indicam diferença estatística com p<0,05.

Tabela7 – Diferença em segundos, entre pós e pré-manobra do tempo de permanência em variadas posturas.

	GM	GS	P
T-TROF	0,79 ± 1,98	0,23 ± 1,02	0,348
T-TCOF	1,68 ± 2,95	0,62 ± 2,52	0,316
T-UNIPOA	20,61 ± 19,49	-2,42 ± 5,33	0,0005*
T-UNIPROF	1,94 ± 2,80	2,41 ± 3,18	0,684

Legenda: T-TROF – tempo tandem rígida olho fechado; T-TCOF – tempo tendem complacente olho fechado; T-Unipoa – tempo do apoio unipodal olho aberto; T-Unipof – tempo do apoio unipodal olho fechado. Os resultados foram analisados por meio do teste *t* não-pareado * indica diferença estatística com $p < 0,05$.

4.5. DISCUSSÃO

A proposta deste estudo foi investigar o comportamento do músculo TS na diminuição progressiva da base de suporte, associado ao o fechamento dos olhos e o uso de superfícies complacentes, além de, verificar o efeito da manobra de mobilização miofascial plantar na área de apoio do pé, no tempo de manutenção em posturas instáveis e na atividade eletromiográfica do músculo TS. Pode-se observar que: 1 – as alterações de base de suporte interferem significativamente na atividade eletromiográfica do músculo TS de forma crescente e progressiva nas posturas mais desafiadoras; 2 – a área plantar e o tempo de manutenção nas posturas aumentaram significativamente no grupo manobra; 3 – a manobra de mobilização miofascial plantar não interferiu significativamente na atividade eletromiográfica do músculo TS.

As voluntárias deste estudo aumentaram a ativação do músculo TS à medida que a instabilidade foi imposta pelas alterações da base de suporte. Mesmo com valores crescentes da amplitude eletromiográfica tanto nas condições com olhos fechados quanto olhos abertos, nota-se que houve valores significativos a medida que as posturas se tornavam mais instáveis. Nas condições com olhos abertos, as posturas em base e tandem não apresentaram valores significativos concordando com o estudo de Vaillant et al. (2008) que mostraram na postura bipodal, que a visão tem importante capacidade de suprir as variações das aferências podais, porém, somente na postura unipodal foi significativa, que sugere a necessidade de outras estratégias de equilíbrio, conforme mostrado por Forbe; Bruijn; Schouten, 2013; Kelly et al., 2012; Vuillerme; Pinsault; Vaillant, 2005; Westgaard; De Luca, 2001), mesmo com o visão.

Já para as posturas com olhos fechados o “tandem” foi significativamente diferente das “bases” e a postura “unipodal” foi significativamente diferente das posturas “base” e “tandem”, o que indica que quando há a supressão da visão, o corpo dispõe de outros recursos, como o aumento da ativação muscular para ajustar-se ao posicionamento corporal. Como relatado por Vaillant et al. (2008) que referem que a ativação vestibular e o feedback proprioceptivos tornam-se mais ativos, com o fechamento dos olhos, para a manutenção da postura.

Do mesmo modo, Forbe; Bruijn; Schouten (2013) estudaram as condições de deslocamentos, na posição sentada com a cabeça livre e, concluíram que esses deslocamentos promoveram amplitude eletromiográfica aumentada dos músculos da região cervical como esternocleidomastóideo e semiespinhal da cabeça, além de aumento na amplitude de

movimento cervical, quando os voluntários estavam com olhos fechados comparado aos olhos abertos, contribuindo com as informações encontradas neste estudo em que as atividade eletromiográfica sofreu ganhos crescentes frente as instabilidades e nas condições com olhos fechados.

Esses dados ficam mais evidentes ao comparar a atividade mioelétrica do TS, nas condições de olho aberto e fechado, com valores significativos em todas as variações de postura, exceto base complacente. Esta base, apesar de sofrer modificações nas aferências podais, ainda pode ser considerada uma postura de estabilidade. Entretanto, de acordo com Vuillerme; Pinsault; Vaillant (2005), que verificaram que em condições de fadiga há um aumento da atividade do músculo TS, acentua os deslocamentos do centro de gravidade, quando os indivíduos estavam em base complacente e com o fechamento dos olhos.

A musculatura cervical sadia tem importante papel de ativação na tentativa de auxiliar o controle postural, bem como, dos *inputs* visuais e somatossensoriais da planta dos pés para o auxílio do equilíbrio (BENT; LOWREY (2013) FORBE; BRUIJN; SCHOUTEN, 2013; VUILLERME; PINSAULT; VAILLANT, 2005). Com base nessas informações, evidencia-se a propriedade do músculo TS em ajustar-se as oscilações do centro de pressão (NHOUVANNASAK; CLÉMENT; MANTO,(2015).

Entretanto, com estimulação elétrica neuromuscular no TS, Nhouvannasak; Clément e Manto (2015) notaram que ocorreu diminuição na velocidade média de deslocamento do centro de pressão, associada ao aumento da intensidade do estímulo, além de, diminuir a frequência de oscilação do centro de pressão. Esses resultados foram ainda mais marcados com a estimulação bilateral. Os autores acreditam que houve uma reação compensatória do músculo TS para manter o centro de pressão o mais estável possível. De modo similar, os dados deste estudo, mostraram aumento no comportamento da atividade eletromiográfica do músculo trapézio em condições de instabilidades na busca do equilíbrio.

Já para os efeitos após a manobra miofascial plantar notou-se significativo aumento de área de contato nos pés esquerdo, direito e ambos os pés, porém, os resultados para a atividade eletromiográfica para o TS não foram significativos, o que sugere que a área plantar não interferiu na ativação do TS. No entanto, ao observar os valores de média da atividade eletromiográfica, o músculo TS mostrou comportamento que tende a diminuir em todas as condições do momento pós e D6, exceto no momento pós para TCOA e D6 para TCOF. Já para o GS, houve diminuição na média eletromiográfica em duas posturas no momento pós e

em cinco posturas no D6, o que não foi possível verificar alguma tendência no comportamento eletromiográfico.

Ainda, ao analisar os tempos de permanência nas posturas tandem rígida e complacente com olhos fechados e, unipodal olhos abertos e fechados (Tabela 6), notou-se aumento significativo do tempo comparado ao momento pré em todas as posturas. Estas posturas foram escolhidas para a análise do tempo por serem as que não alcançaram o tempo teto no momento pré. Esses dados indicam que o a manobra de mobilização miofascial plantar pode fornecer uma reorganização de controle postural, porém sem interferir significativamente na atividade eletromiográfica do musculo TS.

Vaillant et al. (2008) observaram efeito semelhante com melhora no equilíbrio e diminuição do deslocamento do baricentro corporal, como respostas imediatas após a manipulação superficial do tornozelo e pé, porém, no presente estudo, os valores significativos foram visualizados apenas no GM tanto em condições imediatas após a manobra (pós) quanto no D6, o indica que a manobra miofascial plantar exerce efeitos mais duradouros, que mostram-se significativos para TROF e UNIPOA, no D6.

Com isso, hipotetizou-se que o aumento de área plantar poderia influenciar no equilíbrio corporal, e ser um recurso auxiliar nas estratégias de equilíbrio, mesmo em condições de aumento da instabilidade como proposto neste estudo, pois para Vuillerme; Pinsault; Vaillant, (2005), o uso de superfície complacente e o fechamento dos olhos acentuam ainda mais a instabilidade postural. No entanto, mesmo com resultados significativos no aumento da área plantar, após a mobilização miofascial, não foi observada uma diminuição significativa na ativação eletromiográfica do músculo TS depois da aplicação da técnica no GM.

Observou-se ainda que, tanto na condição com olhos abertos, quanto com olhos fechados, houve uma maior frequência de diminuição nos valores normalizados da atividade eletromiográfica para o músculo TS no GM, comparado ao GS. Isto sugere que a manobra plantar pode favorecer com a diminuição da sobre carga do musculo TS. No entanto, mesmo com a influência positiva do aumento de área plantar, esse recurso não tenha sido suficiente para alterar significativamente a atuação da musculatura do TS associado as variações de base de suporte e, por essa razão, este estudo não indica a utilização desta técnica como única, mas sim associado ao processo de reabilitação.

Durante a análise dos dados notou-se a necessidade de avaliar o comportamento do músculo trapézio no processo de envelhecimento além da dor e limitação funcional, isso poderia trazer subsídios para a atenção da base de suporte no tratamento de estruturas distais a base de apoio plantar como a região cervical.

4.6. CONCLUSÃO

A instabilidade da base de suporte promoveu maior ativação do músculo trapézio superior, o que mostra importante ação estabilizadora do mesmo. A manobra de liberação miofascial plantar mostrou ser um recurso positivo para o aumento de área plantar, porém com respostas ineficazes para a ativação da musculatura de trapézio nas condições de instabilidade.

4.7. REFERÊNCIAS

- ALLUM, J. H. J.; CAARPENTER, M. G.; HONEGGER, F.; ADKIN, A. L.; BLOEM, B. R. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *Journal of Physiology*, v. 542.2, p. 643-663, 2002.
- BÁRBARA, R. C. S.; FREITAS, S. M. S. F.; BAGESTEIRO, L. B.; PERRACINI, R.; ALOUCHE, S. R. Gait characteristics of younger-old and older-old adults walking overground and on a compliant surface. *Rev Bras Fisioter*, v.16, n.5, p.375-80, sept/oct, 2012
- BENT, L. R.; LOWREY, C. R. Single low-threshold afferents innervating the skin of the human foot modulate ongoing muscle activity in the upper limbs. *J Neurophysiol*, v.109, p. 1614–1625, 2013. doi:10.1152/jn.00608.2012.
- CARVALHO, C.E.; SILVA, R.A.; GIL, A.W.; OLIVEIRA, M.R.; NASCIMENTO, J.A.; PIRES OLIVEIRA, D.A.A. Relationship between foot posture measurements and force platform parameters during two balance tasks in older and younger subjects. *J. Phys. Ther. Sci.*, v. 27, n. 3, p.705-710, 2015.
- CORPORAAL, S. H. A.; GENSICKE, H., KUHLE, J.; KAPPOS, L.; ALLUM, J. H. J.; YALDIZLI, O. Balance control in multiple sclerosis: Correlations of trunk sway during stance and gait tests with disease severity. *Gait & Posture*, n. 37, p. 55-60, 2013.
- FERREIRA T, RASBAND W. The Image J User Guide: IJ 1.46r [internet]. Maryland: national institutes of health; OCT, 2012. (Acessed 2015 OCT.08).
- FORBE, P A.; BRUIJN, E.; SCHOUTEN, A. C. Dependency of human neck reflex responses on the bandwidth of pseudorandom anterior-posterior torso perturbations , *Exp Brain Res*, v. 226, p.1-14, 2013.
- HETTICH, G.; ASSLÄNDER, L.; GOLLHOFER, A.; MERGNER, T. Human hip–ankle coordination emerging from multisensory feedback control. *Human Movement Science*, v. 37, p.123–146, 2014.
- HERMENS, J.H; FRERIKS, B, KLUG, C.D; RAU G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr Kinesiol*; v.1, p.361-74, 2000.
- KELLY, L. A.; KUITUNEN, S.; RACINAIS, S.; GRESSWELL, A. G. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscle with increaseing postural demand. *Clinical Biomechanics*, v. 27, n. 1, p. 46-51, 2012.
- LUVIZUTTO, G. J.; COVOLAN, C. R. Análise do arco longitudinal medial em idosos institucionalizados e sua relação com o tipo de pé. *FisioterapiaBrasil*, v. 11, n. 2, p. 88-91, 2010.
- MENZ, H. B.; MORRIS, M. E.; LORD, S.L. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people, *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, v. 60A, n. 12, p. 1546-1552, 2005.

NHOUVANNASAK, V.; CLÉMENT, S.; MANTO, M. Trains of electrical stimulation of the trapezius muscles redistribute the frequencies of body oscillations during stance. *Neurological Research*, v. 37, n. 9, p. 751- 762, 2015.

OLIVEIRA, D. C. S.; REZENDE, P. A. M. S. L.; SILVA, M. R.; FREDERICO BALBINO LIZARDO, F. B.; SOUSA, G. C.; SANTOS, L. A. ; GUIMARÃES, E. A.; CHACUR, E. P. Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados. *Rev Bras Med Esporte*, V. 18, n. 4, p. 261-166, 2012.

PAULUS, I.; BRUMAGNE, S. Altered interpretation of neck proprioceptive signals in persons with subclinical recurrent neck pain *J Rehabil Med*, v. 40, p. 426-432, 2008.

RUMSEY, H. E.; AGGARWAL, S.; HOBSON, E. M.; PIDCOE, J. P. P. Anxiety's Effect on Muscle Activation and Fatigue in Trumpet Players: A Pilot Study. *Medical Problems of Performing Artists*, v. 30, n. 4, p.203-210, 2015. PMID: 26614974 [PubMed - in process]

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, v.12, n.1, p.34-45, 2000.

SMITH, M. D.; CHANG, A. T.; SEALE, H. E.; WASH, J. R.; HODGES, P. W. Balance is impaired in people with chronic obstructive pulmonar disease. *Gait&posture*, v. 31, p. 456 – 460, 2010.

SMITH, M.; SPARKES, V.; BUSSE, M.; ENRIGHT, S. Upper and lower trapezius muscle activity in subjects with subacromialimpingement symptoms: Is there imbalance and can taping change it? *Physical Therapy in Sport*, v. 10, p. 45-50, 2009.
doi:10.1016/j.ptsp.2008.12.002

SOARES, J. C.; WEBER, P.; TREVISAN, M. E.; TREVISAN, C. M.; ROSSI, A. G. Correlação entre postura da cabeça, intensidade da dor e índice de incapacidade cervical em mulheres com queixa de dor cervical. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 19, n. 1, p. 68-72, 2012.

STROPPA-MARQUES, A. E. Z.; LIMA, N. T.; VALARETTO, L. S.; MELO NETO, J. S.; JACINTO, M. E.; CORRÊA, P. R.; LORENZETTI, M. I. Manipulação da musculatura intrínseca do pé em portadores de lesão encefálica adquirida. *Rev. InspirarMov. Saude*, v. 4, n. 20, p.1-5, 2012.

TAKASAKI, H.; DELBRIDGE, B. M.; JOHNSTON, V. Taping across the upper trapezius muscle reduces activity during a standardized typing task – An assessor-blinded randomized cross-over study. *JournalofElectromyographyandKinesiology*, v. 25, n.1, p. 115-120, 2015.
doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.004

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

VUILLERME, N.; PINSAULT, N.; VAILLANT, J. Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *NeuroscienceLetters*, v. 378, p. 135-139, 2005.

WESTGAARD, R. H. AND C. J. DE LUCA. Motor control of low-threshold motor units in the human trapezius muscle. *J Neurophysiol* , v. 85, p. 1777–1781, 2001.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Conhecemos a importância da integridade das aferências no controle postural. No entanto, a técnica empregada para a mobilização miofascial plantar apontou respostas mais eficazes quando comparada somente a técnica de estimulação sensorial. As voluntárias do GM referiram sensação de maior confiança na descarga de peso, uma vez que, os pés encontram-se melhor apoiados no solo. Acreditamos que aumento de área de apoio plantar associado ao possível ganho sensitivo, que infelizmente não foi avaliado, tenha promovido melhora na confiança para o teste de mobilidade funcional e postura ortostática mesmo que em apoio unipodal, com importante implicação clínica.

6. ANEXOS



FACULDADE DE FILOSOFIA E
CIÊNCIAS / UNESP - CAMPUS
DE MARÍLIA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influência da área de apoio plantar no equilíbrio e na atividade eletromiográfica

Pesquisador: Ana Elisa Zuiani Stroppa Marques

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 38996514 9 0000 5406

Instituição Proponente: Faculdade de Filosofia e Ciências/ UNESP - Campus de Marília

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 882.834

Data da Realização: 24/11/2014

Apresentação do Projeto:

Este estudo tem como objetivo verificar a influência da mobilização miofascial plantar, na área de contato plantar, no equilíbrio corporal e também atividade eletromiográfica, e comparar esses dados em uma população de jovens e idosos. Para tanto, será realizado um protocolo de avaliação antes e depois das intervenções determinadas previamente, que consiste em verificar a área de contato plantar por meio de um pedígrafo, e eletromiografia dos músculos trapézio superior, esternocleidomastoideu, deltóide médio, músculo do antebraço dominante e para os músculos tíbia anterior e sóleo será realizado o membro não dominante, ou seja, adotar o melhor apoio para membro inferior, após submeter os voluntários ao protocolo de avaliação. Para o equilíbrio será utilizado Escala de Equilíbrio de Berg, Timed Up and Go, teste de apoio unipodal, ortostatismo em superfície rígida e confortável, com os pés abertos e fechados e será aplicado um protocolo de mobilização miofascial plantar em cinco sessões intercalados por um ou dois dias de intervalo entre elas. Acredita-se que esta mobilização promova aumento da área de contato plantar com o solo no equilíbrio ortostático, e assim poderá ser empregada como recurso complementar para o tratamento de desequilíbrio.

Objetivo da Pesquisa:

OBJETIVO GERAL

Verificar a influência da mobilização miofascial plantar, na área de contato e equilíbrio corporal

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

CEP: 17.525-900

UF: SP

Município: MARÍLIA

Telefone: (14)3402-1346

Fax: (14)3402-1302

E-mail: sta@marilia.unesp.br



FACULDADE DE FILOSOFIA E
CIÊNCIAS / UNESP - CAMPUS
DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 882.834

de jovens e idosos

OBJETIVO ESPECÍFICO

Comparar a eficácia da técnica em populações jovens e idosa no que tange área de contato p antár, equi íbrio e atividade e etromiográfica;

Verificar as variações de área após a mobilização miofascia p antár e comparar o ganho na população jovem e idosa imediatamente após a primeira e a última mobilização;

comparar a diferença na área p antár e no equi íbrio e atividade e etromiográfica após o primeiro dia de intervalo e a um dia após a última intervenção;

Verificar a influência da mobilização miofascia p antár no equi íbrio e ativação e etromiográfica

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Aprovados

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

projeto está de acordo com as exigências éticas e científicas fundamentais resguardadas na Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados

Recomendações:

Condições ou Pendências e Lista de adequações:

Proposição ou objetivos: o estudo tem objetivo de verificar a influência da mobilização miofascia p antár, na área de contato e equi íbrio corpora de jovens e idosos. E apresenta objetivos específicos, tais como, comparar a técnica em populações jovens e idosa; verificar as variações de área após a técnica e comparar o ganho na população jovem e idosa imediatamente após a primeira e a última mobilização; comparar a diferença na área p antár e e atividade e etromiográfica após o primeiro dia de intervalo e a um dia após a última intervenção; E verificar a influência da mobilização miofascia p antár no equi íbrio e ativação e etromiográfica

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

CEP: 17.525-900

UF: SP

Município: MARÍLIA

Telefone: (14)3402-1346

Fax: (14)3402-1302

E-mail: sta@marilia.unesp.br



FACULDADE DE FILOSOFIA E
CIÊNCIAS / UNESP - CAMPUS
DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 882.834

O projeto está de acordo com as exigências éticas e científicas fundamentais resguardadas na Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, atendendo aos itens referentes às implicações da ética em pesquisas que envolvem seres humanos, recomendo a aprovação do mesmo pelo CEP

MARÍLIA, 24 de Novembro de 2014

Assinado por:

CRISTIANE RODRIGUES PEDRON
(Coordenador)

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

CEP: 17.525-900

UF: SP

Município: MARÍLIA

Telefone: (14)3402-1346

Fax: (14)3402-1302

E-mail: sta@marilia.unesp.br