UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO PRETO

ROBERTO NEGRI BARBOSA

EFEITO DO TREINAMENTO DE ESTABILIDADE DE FORÇA DOS
MÚSCULOS FLEXORES PLANTARES NA OSCILAÇÃO POSTURAL DE
IDOSAS

RIBEIRÃO PRETO

2018

ROBERTO NEGRI BARBOSA

**EFEITO DO TREINAMENTO DE ESTABILIDADE DE FORÇA DOS
MÚSCULOS FLEXORES PLANTARES NA OSCILAÇÃO POSTURAL DE
IDOSAS**

VERSÃO CORRIGIDA

(Versão original encontra-se na unidade que aloja o Programa de Pós-graduação)

Versão corrigida da dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física e Esporte da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Linha de Pesquisa: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e do Esporte.

Orientador: Prof. Dr. Matheus Machado Gomes

Ribeirão Preto – SP

2018

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo ou pesquisa, desde que citada à fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Barbosa, Roberto Negri

Efeito do treinamento de estabilidade de força dos músculos flexores plantares na oscilação postural de idosos. Ribeirão Preto, 2018.

99 p.: Il.; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e do Esporte.

Orientador: Matheus Machado Gomes

1. Envelhecimento. 2. Variabilidade de força. 3. Equilíbrio postural. 4. Músculos flexores plantares

FICHA DE APROVAÇÃO

Nome: BARBOSA, Roberto Negri

Título: Efeito do treinamento de estabilidade de força dos músculos flexores plantares na oscilação postural de idosas.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física e Esporte da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 07 de fevereiro de 2018

Banca Examinadora

Prof.(a) Dr.(a): José Ângelo Barela

Instituição: Universidade Cruzeiro do Sul

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): Daniela Cristina Carvalho de Abreu

Instituição: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): Renato de Moraes

Instituição: Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

É com muito amor que dedico este trabalho a meu filho **João Pedro Melles Barbosa**, que mesmo com poucos meses de vida é minha maior fonte de inspiração e motivação para superar os desafios do dia a dia.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço aos meus pais, **Roberto** e **Elizabeth**, por todas as oportunidades que me deram, por serem meus maiores incentivadores e principalmente pelo amor e carinho incondicionais.

A minha irmã **Aline**, pelo amor e apoio durante esta jornada.

A minha esposa **Tatiana**, por sempre estar ao meu lado, por ser minha companheira, por nunca me deixar desistir dos meus ideais, além de todo seu amor e carinho.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Matheus Machado Gomes** principalmente pela confiança depositada em mim, pelos ensinamentos e por toda a paciência nesta trajetória.

Aos **professores da banca examinadora** pela contribuição a este estudo.

Ao **laboratório de Biomecânica e Controle Motor da EEFERP**, por disponibilizar recursos essenciais à execução deste trabalho.

Às **voluntárias do estudo**, que gentilmente aceitaram participar desta pesquisa.

Aos colegas **alunos de graduação e pós-graduação** integrantes do laboratório de Biomecânica e Controle Motor da EEFERP, pela amizade e colaboração científica.

A todos os colegas integrantes do grupo de estudos **GENEMOH**, pela ajuda no estudo e pela amizade durante estes anos.

RESUMO

BARBOSA, Roberto Negri. **Efeito do treinamento de estabilidade de força dos músculos flexores plantares na oscilação postural de idosas.** 2018. 99 f. Dissertação (Mestrado em Ciências, área de concentração: atividade física e esportes) – Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

O controle postural em idosos tem sido estudado com o objetivo de melhor entender os fatores que levam esta população a sofrer mais quedas que os indivíduos jovens. A maior variabilidade de força dos músculos flexores plantares (MFP) aparenta estar diretamente associada ao menor controle postural principalmente em adultos jovens. Além disto, o treinamento específico de estabilidade de força dos MFP em baixas intensidades parece diminuir a variabilidade de força destes músculos e também diminuir a oscilação postural de adultos jovens. Entretanto, faltam esclarecimentos sobre a associação entre variabilidade de força dos MFP e oscilação postural na população idosa, bem como os efeitos de um treinamento específico de estabilidade de força destes músculos para esta mesma população. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a associação entre variabilidade de força dos MFP e a oscilação postural de idosas e examinar os efeitos do treinamento de estabilidade de força na variabilidade da força dos MFP, na coativação muscular dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) e na oscilação corporal destas idosas. Para isto, 40 mulheres idosas foram divididas em quatro grupos: Grupo GT5 (n=10) que realizou treinamentos a 5% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos MFP; Grupo GT10 (n=10) que realizou treinamentos a 10% da CIVM dos MFP; Grupo GTLP (n=10) que realizou treinamentos a 10% de uma repetição máxima dos MFP no equipamento Leg Press; Grupo GC (n=10) que não realizou nenhum treinamento específico para os MFP e foi utilizado como controle. Foram avaliadas a oscilação corporal durante a manutenção da postura bipodal ereta, a variabilidade da força dos MFP e a coativação muscular dos músculos TA e GM antes e após o período de treinamento. Este treinamento foi realizado uma vez por semana durante quatro semanas. Em cada sessão de treino a participante realizou cinco séries em que mantinha por 30 segundos a força isométrica de flexão plantar, de acordo com as especificações de seu grupo. Os resultados revelaram que o treinamento de estabilidade de força dos MFP realizado pelos grupos GT5, GT10 e GTLP foi eficiente e diminuiu a variabilidade de força das participantes na condição de 5% da CIVM com feedback visual, além disso, mostrou que o grupo GT5 também diminuiu sua variabilidade de força para a condição 10% da CIVM com feedback visual. Em relação ao controle postural, foi observado que os grupos GT5 e GT10 aumentaram sua amplitude média de oscilação na direção ântero-posterior após o treinamento. Com relação à ativação dos músculos TA e GM, os grupos GT5 e GT10 diminuíram o índice de coativação muscular para as condições 5% e 10% com feedback visual após o treinamento e o grupo GT5 ainda apresentou diminuição da coativação para a condição 5% sem feedback visual. Finalmente, os resultados apontaram que para população idosa não há relação entre a variabilidade de força dos MFP e o controle da postura. Portanto, estes resultados indicam que, na população idosa não existe associação entre controle postural e variabilidade de força dos MFP, e mesmo que não esteja claro o efeito do treinamento no controle da postura, a redução da variabilidade da força e coativação muscular podem ser interpretadas como um ganho em termos de controle motor.

Palavras-chave: Envelhecimento. Variabilidade de força. Controle postural. Coativação muscular. Músculos flexores plantares.

ABSTRACT

BARBOSA, Roberto Negri. **Effect of strength stability training of plantar flexor muscles on the postural oscillation of elderly women** 2018. 99 f. Dissertação (Mestrado em Ciências, área de concentração: atividade física e esportes) – Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

Elderly postural control has been studied in order to better understand the factors that lead this population to suffer more falls than young individuals. Greater variability of plantar flexor muscles (PFM) strength appears to be directly associated to lower postural control mainly in young adults. In addition, specific training of PFM strength stability at low intensities seems to decrease force variability of these muscles and also to decrease postural oscillation of young adults. However, there is a lack of clarification about the association between PFM force variability and postural oscillation in elderly population, as well as the effects of specific stability strength training of these muscles for this same population. Thus, the objective of the present study was to analyze the association between PFM force variability and postural oscillation in elderly, and to examine the effects of strength stability training on PFM force variability in the muscle coactivation of anterior tibial muscles (AT) and medial gastrocnemius (MG) and in the body oscillation of these elderly women. For this, 40 elderly women were divided into four groups: Group TG5 (n = 10) who performed training at 5% of maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of PFM; TG10 group (n = 10) who performed training at 10% of the MVIC of PFM; TGLP group (n = 10) who underwent training at 10% of a maximum repetition of the PFMs in the Leg Press equipment; Group CG (n = 10) who did not perform any specific training for PFMs and was used as control. Body oscillation was evaluated during maintenance of upright bipodal posture, PFM force variability, and muscle coactivation of AT and MG muscles before and after the training period. This training was performed once a week for four weeks. In each training session participant performed five series in which he maintained for 30 seconds the isometric force of plantar flexion, according to the specifications of his group. The results showed that the PFM force stability training performed by TG5, TG10 and TGLP groups was efficient and decreased the strength variability of the participants in the 5% condition of the MVIC with visual feedback, in addition, showed that the TG5 group also decreased its force variability to the 10% MVIC condition with visual feedback. Regarding the postural control, it was observed that the TG5 and TG10 groups increased their mean amplitude of oscillation in the anteroposterior direction after the training. Regarding the activation of the AT and MG muscles, the TG5 and TG10 groups decreased the muscle activation rate for the 5% and 10% conditions with visual feedback after the training and the TG5 group still showed a decrease of the coactivation for the condition 5% without visual feedback. Finally, the results pointed out that for the elderly population there is no relation between the PFM strength variability and the posture control. Therefore, these results indicate that, in the elderly population, there is no association between postural control and PFM strength variability, and even though the effect of training on posture control is not clear, the reduction in strength variability and muscle coactivation can be interpreted as a gain in terms of motor control.

Keywords: Aging. Force Variability. Postural control. Muscle coactivation. Plantar flexor muscles.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Página

Figura 1. Fixação dos eletrodos de superfície bilateralmente no ventre dos músculos GM e TA.	37
Figura 2. Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força.....	38
Figura 3. a) Representação esquemática do equipamento utilizado para avaliação da variabilidade da força de flexão plantar baseado no estudo de Oshita e Yano (2011). b) Imagem do equipamento desenvolvido. Fonte: OSHITA E YANO, 2011, p.234.	39
Figura 4. Posicionamento da voluntária na cadeira experimental para a avaliação da variabilidade de força dos MFP.....	40
Figura 5. Célula de carga acoplada a cada um dos pedais da cadeira experimental.	40
Figura 6. Imagem referente ao feedback visual produzido pelo monitor a frente das participantes. A linha verde representa a zona alvo, a linha azul a força produzida pela participante e a linha vermelha o instante em que os dados de força começaram a ser considerados para as análises.	41
Figura 7. a) Posicionamento da participante no aparelho Leg Press. b) Posicionamento do pé da participante na plataforma adjacente sobre o aparelho Leg Press.	43
Figura 8. Representação esquemática do desenho experimental do estudo.	44
Figura 9: Exemplo de uma série temporal da amplitude média de oscilação corporal nas direções AP e ML referentes a uma tentativa de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.	47

Figura 10: Exemplo de análise espectral da oscilação corporal nas direções AP e ML referentes a uma tentativa de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.	48
Figura 11. Comportamento do CP durante a manutenção da postura bipodal ereta de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.	48
Figura 12. Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	49
Figura 13. Médias e desvios-padrão da velocidade média de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	50
Figura 14. Médias e desvios-padrão da frequência mediana de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	50
Figura 15. Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação ML para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	51
Figura 16. Médias e desvios-padrão da velocidade média de oscilação ML para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	52
Figura 17. Médias e desvios-padrão da frequência mediana de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	52
Figura 18. Médias e desvios-padrão da área de deslocamento do CP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.	53
Figura 19. Médias e desvios-padrão da CIVM dos MFP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC.	54
Figura 20. Exemplos de séries temporais da variabilidade de força dos MFP de uma das participantes do grupo GT5: a) 5% CIVM com feedback visual; b) 5% da CIVM sem feedback	

visual; c) 10% CIVM com feedback visual; d) 10% CIVM sem feedback visual. As linhas verdes representam a zona alvo e as linhas azuis representam a força da participante. A linha verde corresponde a zona alvo em que a participante deveria manter sua força, a linha azul corresponde a força produzida pela participante.55

Figura 21. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 5% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.56

Figura 22. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 5% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.57

Figura 23. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 10% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.58

Figura 24. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 10% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.59

Figura 25. Exemplos de uma série temporal da ativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM: a) dados brutos; b) envelope linear.60

Figura 26. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.61

Figura 27. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.62

Figura 28. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 10% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.63

Figura 29. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 10% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.64

LISTA DE TABELAS

Página

Tabela 1. Médias e desvios-padrão referentes as características de cada grupo.	46
Tabela 2. Coeficientes de correlação (r) entre as variáveis do controle postural e a variabilidade de força dos MFP mensurada nas condições de 5% e 10% da CIVM, com e sem feedback visual.	65
Tabela 3. Coeficientes de correlação (r) entre as variáveis do controle postural e a coativação dos músculos TA e GM mensurada nas condições de 5% e 10% da CIVM, com e sem feedback visual.....	66
Tabela 4. Coeficientes de correlação (r) entre as variáveis da variabilidade de força dos MFP e as variáveis da coativação muscular dos músculos TA e GM.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CP	Centro de pressão
CVM	Contração voluntária máxima
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
SNC	Sistema nervoso central
CM	Centro de massa
MFP	Músculos flexores plantares
GM	Gastrocnêmio Medial
TA	Tibial Anterior
GT5	Grupo de treinamento 5% da contração voluntária máxima
GT10	Grupo de treinamento 10% da contração voluntária máxima
GTLP	Grupo de treinamento com Leg Press
GC	Grupo controle
1RM	Uma repetição máxima
RMS	Root Mean Square (Raíz quadrada média)
AP	Ântero-Posteior
ML	Médio-Lateral
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
μV	Microvolt
MANOVA	Análise de multivariância
ANOVA	Análise de variância
cm	Centímetro
cm^2	Centímetro quadrado
N	Newton

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	17
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1. Controle Postural	19
2.1.1. Controle Postural e Envelhecimento	24
2.2. Variabilidade de Força	27
2.2.1. Variabilidade de Força e Envelhecimento	31
3. OBJETIVOS	34
3.1. Objetivo Geral	34
3.2. Objetivos Específicos	34
4. MÉTODO	35
4.1. Participantes	35
4.1.1. Aspectos Éticos e Critérios de Exclusão	35
4.2. Procedimentos	36
4.2.1. Experimento 1: Avaliação do Controle Postural	37
4.2.2. Experimento 2: Avaliação da Variabilidade de Força	39
4.2.3. Treinamento de Estabilidade de Força	42
5. ANÁLISE ESTATÍSTICA	45
6. RESULTADOS	46
6.1. Experimento 1: Controle Postural	47
6.2. Experimento 2: Variabilidade de Força	53
6.3. Coativação Muscular (TA e GM)	59
6.4. Resultados das Correlações	64
6.4.1. Correlação entre Controle Postural e Variabilidade de Força dos MFP	64
6.4.2. Correlação entre Controle Postural e Coativação Muscular (TA e GM)	65
6.4.3. Correlação: Variabilidade de Força dos MFP e Coativação Muscular (TA e GM)	66
7. DISCUSSÃO	67
8. CONCLUSÃO	77
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	78
10. ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa	86
11. ANEXO B – Questionário de Baecke (idosos)	87

12.	ANEXO C – Questionário de Quedas.....	89
13.	ANEXO D – Mini Exame do Estado Mental.....	90
14.	APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	93
15.	APÊNDICE B – Descrição da Cadeira Experimental.....	96

1. INTRODUÇÃO

A proporção de indivíduos idosos vem crescendo exponencialmente no Brasil (PERRACINI, M. R. e RAMOS, L. R., 2002), representando atualmente 8,46% da população (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2017). Em paralelo a este crescimento, aumentam as preocupações da sociedade em relação aos comprometimentos inerentes ao envelhecimento. Dentre os diversos fatores que afetam a saúde do idoso, a queda é um dos eventos que gera mais prejuízos a esta população (MAMIKONIAN-ZARPAS e LAGANA, 2015), pois além das fraturas, trazem como consequências a incapacidade funcional, o isolamento social e o declínio da saúde, podendo levar até à morte (TINETTI 2003; FABRÍCIO *et al.*, 2004).

O declínio no desempenho do sistema de controle postural tem sido apontado como um dos principais aspectos relacionados à ocorrência de quedas (MATSUMURA e AMBROSE, 2006). Em geral, o déficit do sistema de controle postural dos idosos é evidenciado pelo maior deslocamento e velocidade de deslocamento do centro de pressão (CP) que estes indivíduos apresentam em relação à população jovem (BALOH *et al.*, 1998; GILL *et al.*, 2001; DU PASQUIER *et al.*, 2003; FRANSSON *et al.*, 2004; HATZITAKI *et al.*, 2005; PRIOLI *et al.*, 2005; FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2006; ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008). Embora a literatura aponte que ocorra redução da força em função do processo de envelhecimento (ORR, 2010; GOMES *et al.*, 2015), e que esta diminuição da força possa ser responsável pela maior oscilação do CP observado em idosos (SZULC *et al.*, 2005; BEAN *et al.*, 2007), este não parece ser o principal aspecto desencadeador no declínio deste sistema, tendo em vista que a quantidade de força necessária para o controle da postura ereta é cerca de um décimo da força máxima gerada por alguns músculos posturais (MELLO *et al.*, 2013; CATTAGNI *et al.*, 2016).

A quantidade de força produzida pelos músculos flexores plantares (MFP) durante a manutenção da postura ereta, por exemplo, representa somente 8% a 10% da capacidade de força máxima destes músculos (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; MELLO *et al.*, 2013). Por esta razão, ao invés da magnitude de força, a capacidade de manter pequenos níveis de força com pouca variabilidade parece ser um dos aspectos mais importantes para o controle da postura. A força gerada durante a contração muscular nunca é constante, e esta variabilidade na força parece ser um dos componentes responsáveis pela variabilidade observada nos

movimentos voluntários e no controle da postura (ENOKA *et al.*, 2003; KORNATZ *et al.*, 2005; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2010; 2012; MELLO *et al.*, 2013). Tendo em vista que a manutenção da postura ereta é altamente influenciada pela atividade dos MFP (LAUGHTON *et al.*, 2003; MEZZARANE e KOHN, 2007), a variabilidade na força gerada por estes músculos poderia estar associada à variabilidade de oscilação postural.

De fato, estudos recentes têm apontado associação entre a variabilidade da força MFP e a variabilidade de oscilação corporal (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2010; 2011; 2012; MELLO *et al.*, 2013). Kouzaki e Shinohara (2010) constataram que adultos jovens e idosos, combinados em um mesmo grupo, apresentaram correlação significativa entre a oscilação corporal no plano anterô-posterior e a variabilidade de força dos MFP nas intensidades abaixo de 5% da contração voluntária máxima (CVM). Em um estudo similar, mas avaliando somente adultos jovens, Oshita e Yano (2012) encontraram associação entre a variabilidade de oscilação corporal e a variabilidade de força dos MFP na intensidade de 10% da CVM, mas não na intensidade de 20% da CVM. Estes achados sugerem que a maior variabilidade de força dos MFP implica em maior oscilação postural e, desta forma, parece razoável considerar que a redução da variabilidade de força dos MFP promoveria maior estabilidade postural. Buscando investigar esta relação, Oshita e Yano (2011) examinaram o efeito de um treinamento específico para estabilidade da força dos MFP (10% e 20% da CVM) no controle da postura de adultos jovens. Este treinamento resultou na diminuição tanto da variabilidade de força dos MFP quanto na oscilação corporal dos voluntários. Embora não tenha sido medida a ativação elétrica muscular (EMG), os autores associaram a redução na ativação da musculatura antagonista (tibial anterior) como uma possível explicação do mecanismo envolvido na redução da variabilidade da força, mas essa hipótese ainda precisaria ser investigada.

Considerando o conjunto de informações prévias, somado às evidências da literatura que afirmam que o controle da força dos MFP, principalmente em baixas intensidades (até 10% da CVM) diminui com o envelhecimento (TRACY, 2007; KALLIO *et al.*, 2012), surgem algumas questões que ainda precisam ser respondidas, para melhor entendimento sobre os mecanismos que regem o controle postural dos idosos, entre elas: a) A relação entre a variabilidade de oscilação corporal e a variabilidade de força dos MFP também ocorre na população idosa?; b) O treinamento específico para reduzir a variabilidade de força dos MFP também teria efeito em idosos?; c) Qual intensidade relativa à CVM deveria ser utilizada no

treinamento dos MFP para promover maiores ganhos na estabilidade de força e postural em idosos?; d) A redução da variabilidade da força dos MFP, caso ocorra, estaria associada à diminuição na ativação da musculatura antagonista?

O presente estudo tem o propósito de buscar respostas para estas questões e contribuir no sentido de melhor entender os mecanismos inerentes ao controle da postura, bem como, fornecer informações relativas ao treinamento de estabilidade de força que possam ser utilizadas futuramente em programas de exercícios direcionados à população idosa. Em função disto, o objetivo do estudo foi analisar o efeito do treinamento de estabilidade de força dos MFP na variabilidade da força destes músculos e na oscilação postural de idosas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Controle Postural

O controle postural é um componente do sistema de controle motor humano, cuja função é gerar estabilidade e condições adequadas para o movimento. Cupps (1997) define o controle postural como o sistema responsável por manter a posição corporal desejada durante uma tarefa estática ou dinâmica, com a função de controlar as posições do corpo ou dos segmentos corporais no espaço. O funcionamento deste sistema é resultado da interação entre a ação dos sistemas musculoesquelético e neural, sendo proveniente da influência mútua do indivíduo com a tarefa e o ambiente (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). De modo geral, podemos entender o controle postural como o processo em que o sistema nervoso central (SNC), processa informações sensoriais e gera padrões de atividade muscular necessários para regular a relação entre o centro de massa (CM) do corpo e a superfície de sustentação (MAKI e MCILROY, 1996).

Para controlar a posição corporal no espaço tomamos como referências a estabilidade e a orientação postural (HORAK e MACPHERSON, 1996). A estabilidade postural, também nomeada como equilíbrio postural, é definida como a capacidade de controlar o CM em relação à base de suporte (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). É resultado do controle das forças externas (gravidade e inércia, por exemplo) que atuam sobre o corpo, e forças internas (força muscular), que são geradas pelo corpo. Este controle é necessário, pois tais forças trabalham de forma a acelerar o corpo humano, alterando seu alinhamento e afastando-o da

posição considerada mais estável. Portanto, alcançamos a estabilidade corporal quando todas as forças que atuam sobre este corpo (tanto externas como internas) estão controladas, o que possibilita que o corpo se mantenha em uma posição pré-determinada (equilíbrio semi-estático) ou que se mova de forma harmônica (equilíbrio dinâmico) (FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2006). A orientação postural por sua vez, diz respeito à posição e o alinhamento dos segmentos corporais uns em relação aos outros, junto à forma como estes se relacionam com a tarefa em questão e o ambiente (CARVALHO e ALMEIDA, 2009). É importante ressaltar que todo tipo de tarefa requer componentes de estabilidade e orientação, contudo, estes componentes nunca são os mesmos, pois variam de acordo com a tarefa e o ambiente (HORAK e MACPHERSON, 1996; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

A literatura descreve que a estabilidade e a orientação postural dependem da captação de estímulos sensoriais periféricos enviados ao SNC, estímulos estes, provenientes dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial (HORAK e MACPHERSON, 1996; BARELA, 2000; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Estes estímulos acrescentam informações sensoriais, representando fontes importantes de reconhecimento a respeito das posições e movimentos do corpo em relação a base de sustentação e ao ambiente (BRONSTEIN, 2016; CHIBA *et al.*, 2016). Cada um dos sistemas citados oferece um modelo de referência diferente para o controle da postura (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003), e para melhor entendermos o funcionamento do sistema de controle postural, é necessário conhecer a função destes sistemas sensoriais, como se relacionam e como cada um deles auxilia na manutenção, tanto do equilíbrio, quanto da orientação postural.

O sistema vestibular, localizado na orelha interna, recebe os estímulos captados pelo aparelho vestibular para informar o sistema de controle postural sobre as posições da cabeça em relação às forças da gravidade e da inércia, tomando por referência informações da aceleração linear e angular da cabeça (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). O sistema vestibular é composto pelos órgãos otólitos (utrículo e sáculo) e pelos ductos semicirculares, que têm como função captar estes estímulos indicativos da movimentação da cabeça (HORAK e MACPHERSON, 1996). Este sistema é responsável por modular reflexos posturais, que junto às informações proprioceptivas do pescoço, fazem com que cabeça e pescoço mantenham-se orientados verticalmente, proporcionando uma condição estável para o sistema visual (GRABINER e ENOKA, 1995). As informações sensoriais fornecidas pelo sistema vestibular são importantes no controle postural, pois auxiliam na manutenção da

postura ereta, principalmente, quando outras informações sensoriais estão ausentes (BACSI e COLEBATCH, 2005). Contudo, o sistema vestibular não pode por si só, oferecer ao SNC uma imagem real de como o corpo está se movendo em relação ao ambiente. Horak e Shupert (1994), exemplificam esta situação explicando que o SNC não é capaz de diferenciar uma flexão do pescoço (movimento da cabeça com o tronco estável) de uma flexão do tronco (movimento da cabeça junto com o tronco) utilizando apenas o sistema vestibular, mostrando assim, a necessidade de se integrar outros sistemas.

Outro sistema que orienta os movimentos e posicionamentos da cabeça, porém desta vez, em relação ao ambiente e a objetos ao redor, é o sistema visual (CARVALHO e ALMEIDA, 2009). Também localizado na região da cabeça, mais especificamente nos olhos, este sistema tem como função detectar a luz, permitindo que identifiquemos imagens. Estas imagens são projetadas na retina e fornecem informações referentes à cor, forma, movimento de objetos e movimentos do próprio corpo (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Como o próprio nome diz, o sistema visual utiliza os estímulos visuais para captar informações a respeito do ambiente e da direção e velocidade dos movimentos corporais em relação a este ambiente (NASHNER, 1981), além disso, é um sistema sensorial que também possibilita que identifiquemos as diferenças entre os movimentos de algumas partes do nosso próprio corpo e os movimentos de objetos ao nosso redor (FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2004). Barela (2000), explica que quando contamos com a informação visual para manutenção da postura ereta, a imagem do ambiente é projetada em nossa retina, e à medida que oscilamos para frente, a projeção desta imagem aumenta, levando nosso corpo a interpretar esta ampliação como um deslocamento frontal, ou seja, conforme a cabeça desloca para frente, os objetos ao redor se movem na direção oposta. Por consequência, utilizamos esta informação para gerar uma resposta motora, objetivando diminuir ou reverter esta oscilação. De forma sucinta, o sistema de controle postural tira proveito das informações visuais para manter um relacionamento estável entre o corpo e o ambiente a sua volta. Autores como Sasaki e colaboradores (2002), destacam a importância do sistema visual na manutenção da postura ereta, pois quando disponível este tipo de informação sensorial, é possível reduzir a oscilação corporal em aproximadamente 50%. Entretanto, Shumway-Cook e Woollacott (2003) relatam que os estímulos visuais não são absolutamente necessários para o controle postural, uma vez que grande parte dos seres humanos é capaz de manter o equilíbrio quando fecham os olhos ou estão em um ambiente escuro. Esta situação é possível pois com a ausência de *feedbacks* visuais, os

sistemas vestibular e somatossensorial se encarregam de fornecer informações para a preservação do controle da postura (GOEL *et al.*, 2017).

A terceira fonte de informações sensoriais é captada por meio do sistema somatossensorial. Este sistema difere dos outros, pois seus receptores estão espalhados por todo corpo, e não localizados em apenas uma região, apresentando a característica peculiar de responder a diferentes tipos de estímulos como toque, dor, temperatura e posições do corpo (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). O sistema somatossensorial é composto por uma série de mecanorreceptores que fornecem informações fundamentais sobre orientação e estabilidade postural (HORAK e MACPHERSON, 1996; HEFT e ROBINSON, 2017). Estes mecanorreceptores são divididos em exteroceptores e proprioceptores. Os exteroceptores respondem às vibrações, toque e pressão, já os proprioceptores fornecem informações sobre a posição do corpo no espaço, direção e a intensidade do movimento (HEFT e ROBINSON, 2017). Os mesmos autores informam que para isso, os músculos esqueléticos contam com alguns receptores proprioceptivos, tais como, os órgãos tendinosos de Golgi e os fusos musculares. Os órgãos tendinosos de Golgi respondem a quantidade de força gerada pelo músculo em um tendão, enquanto os fusos musculares geram informações relacionadas à intensidade de alongamento dos músculos (HORAK e MACPHERSON, 1996). Com este conjunto de informações sensoriais disponíveis, uma das principais funções do sistema somatossensorial é informar o SNC sobre a posição e os movimentos do corpo em relação às bases de apoio, além de captar informações sobre a relação dos segmentos corporais entre si (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Uma vez entendido cada um dos sistemas, é importante compreender como são utilizadas estas fontes sensoriais, e como o SNC as adapta ao controle da postura. Em condições favoráveis, com superfície de apoio estável e boa iluminação, as informações fornecidas pelos três sistemas (visual, somatossensorial e vestibular) serão utilizadas de maneira integrada e complementar (MAHBOOBIN *et al.*, 2009). Entretanto, nas diversas situações em que precisamos controlar a postura corporal, é comum nos depararmos com um conflito destas informações sensoriais. Desta forma, cabe ao SNC selecionar qual informação sensorial utilizar por meio de uma seleção hierárquica (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003), ou por meio de uma repesagem sensorial (KABBALIGERE *et al.*, 2017). Em ambientes nos quais nem todos os sentidos fornecem informações consideradas confiáveis sobre o posicionamento corporal, prevalece à importância dada ao sentido mais confiável ou considerado exato para

aquela situação (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003), o sistema de controle postural aumenta o peso de uma das fontes sensoriais enquanto diminui o das outras (KABBALIGERE *et al.*, 2017). Um conflito sensorial é caracterizado quando os sistemas não fornecem informações congruentes, como por exemplo, durante a locomoção passiva em um ônibus, em que o sistema vestibular indica movimentação e o somatossensorial não. O estudo de Moraes e colaboradores (2016), manipulou uma situação de conflito de informações sensoriais. Para isso foi utilizada uma “sala móvel” que proporcionava informações ilusórias ao sistema visual. Conforme a sala se movimentava, o indivíduo, baseando-se na informação visual, tinha a sensação que o seu corpo estava oscilando (por mais que os outros sistemas sensoriais não indicassem essa informação), e consequentemente promovia ajustes posturais equivocados. Desta forma cabia aos sistemas vestibular e somatossensorial fornecerem as informações mais confiáveis para a situação, pois neste caso eram as fontes seguras. Assim, em ambientes onde existem conflitos sensoriais é de fundamental importância que o SNC selecione informações sensoriais que possibilitem verdadeira orientação para o corpo responder adequadamente aquela situação (HORAK *et al.*, 1994). Em linhas gerais, o SNC procura processar as informações sensoriais garantindo que o sentido mais apropriado seja selecionado como principal referência, levando em consideração a tarefa e o ambiente em questão.

Esta série de informações apresentadas nos mostram que o controle postural está condicionado à ação destes três sistemas sensoriais (vestibular, visual e somatossensorial), o que nos permite assumir que a deterioração de qualquer um deles (WHIPPLE *et al.*, 1993; STURNIEKS *et al.*, 2008; TOLEDO e BARELA, 2010), ou as alterações no relacionamento entre eles (PRIOLI *et al.*, 2005; FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2006; TOLEDO, 2008) podem comprometer o controle da postura. Ainda, é necessário ressaltar que alguns outros elementos também compõem o sistema de controle postural e podem interferir em seu funcionamento. Horak (2006) elenca os principais componentes do sistema de controle postural como: estratégias de movimento, controle dinâmico do centro de massa, processamento cognitivo, orientação no espaço, estratégias sensoriais e restrições biomecânicas. Sendo assim, o mau funcionamento em algum destes elementos podem resultar em redução do controle postural.

O envelhecimento aparece como um fator desencadeador de prejuízos em todos estes componentes ou no relacionamento entre esses subsistemas. Consequentemente, podemos assumir que, as alterações provenientes do envelhecimento influenciam no desempenho do sistema de controle postural dos indivíduos, tornando-os mais instáveis e suscetíveis a quedas.

Sendo assim, entender as alterações decorrentes do processo de envelhecimento se faz necessário, para melhor compreensão do sistema de controle postural em idosos.

2.1.1. Controle Postural e Envelhecimento

A população idosa vem crescendo de forma acelerada e progressiva a cada ano. No ano 2000 o número de idosos representava 5,6% da população brasileira, em 2017 esse número subiu para 8,46% e estima-se que em 2030, aproximadamente, 13,44% da população brasileira seja composta por idosos (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2017). Em paralelo a esta crescente população, aumentam as preocupações da sociedade em relação aos comprometimentos inerentes ao envelhecimento.

O envelhecimento não se trata apenas de uma questão cronológica, mas sim da interação entre a idade do indivíduo e outros diversos fatores que o cercam, como por exemplo, suas condições de saúde e socioeconômicas, sua etnia e também seus hábitos relacionados ao estilo de vida (MOTTA, 1998). Esta interação, por sua vez, faz com que cada indivíduo tenha sua própria maneira de envelhecer, o que pode ser entendido como heterogeneidade do envelhecimento (SPIRDUSO *et al.*, 2005). De maneira geral, o envelhecimento é um processo natural pelo qual os organismos vivos passam e está associado a mudanças complexas na vida dos indivíduos, podendo ser entendido como uma extensão das questões fisiológicas referentes ao crescimento e desenvolvimento (SPIRDUSO, 2005). Esse processo está relacionado a diversos tipos de doenças, prejuízos funcionais e até mesmo a morte (KIRKWOOD, 2008). À medida que a idade aumenta, os indivíduos tendem a apresentar mudanças tanto fisiológicas quanto estruturais. Dentre as mudanças características ao envelhecimento, podemos observar alterações nos sistemas neuromuscular e sensorial, diminuição da velocidade de processamento de informações no SNC (SPIRDUSO, 2005), além da redução da visão (HOLMIN e NAWROT, 2016) e diminuição na velocidade do andar (ARTAUD *et al.*, 2015). Esta série de alterações se tornam alarmantes uma vez que influenciam diretamente na saúde dos idosos.

Em meio aos diversos fatores que afetam a saúde do idoso, as quedas aparecem como um dos eventos que gera mais prejuízos a esta população, sendo considerada um problema de saúde pública (MAMIKONIAN-ZARPAS e LAGANA, 2015). Os episódios de queda podem ser entendidos como uma movimentação não intencional do corpo para um nível abaixo da posição inicial a qual o indivíduo esteja, não possibilitando tempo suficiente para manutenção

do equilíbrio, podendo ser determinada por circunstâncias multifatoriais que afetam a estabilidade (PEREIRA *et al.*, 2001). A literatura relata que cerca de metade dos indivíduos acima dos 85 anos de idade, e um terço das pessoas com idade superior a 65 anos, já passaram por um episódio de queda e aproximadamente, 50% daqueles que caem, irão cair novamente dentro do período de um ano (TINETTI e SPEECHLEY, 1989; O'LOUGHLIN *et al.*, 1993). Além de fraturas, as quedas trazem como consequências, para o idoso, a incapacidade funcional, o isolamento social e o declínio da saúde, podendo levar até à morte (TINETTI 2003; FABRÍCIO *et al.*, 2004). Adicionalmente, a queda gera altos custos ao governo devido à hospitalização e a redução na produtividade do idoso (FABRÍCIO *et al.*, 2004). Stevens e colaboradores (2006) relatam que no mundo todo, os custos relacionados às quedas, chegaram a 30 bilhões de dólares no ano de 2005, e estima-se que dentro de 15 anos este valor possa dobrar, chegando a 60 bilhões de dólares em 2020.

O declínio no desempenho do sistema de controle postural tem sido apontado como um dos principais aspectos relacionados à ocorrência de quedas (MATSUMURA e AMBROSE, 2006; BARKER *et al.*, 2015). Em geral, o déficit do sistema de controle postural dos idosos é evidenciado pelo maior deslocamento e velocidade de deslocamento do CP que estes indivíduos apresentam em relação à população jovem (BALOH *et al.*, 1998; GILL *et al.*, 2001; DU PASQUIER *et al.*, 2003; FRANSSON *et al.*, 2004; HATZITAKI *et al.*, 2005; PRIOLI *et al.*, 2005; FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2006; ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008). Ainda que grande parte da literatura considere o maior deslocamento do CP como uma questão prejudicial ao controle da postura, autores como Carpenter, Murnaghan e Inglis (2010) adotam outra linha de pensamento, sugerindo que a oscilação postural pode ser benéfica, uma vez que o SNC utilize-a como um mecanismo para garantir maior exploração das informações sensoriais. Os autores explicam que essa estratégia de exploração sensorial pode favorecer a captação de um maior número de informações a respeito do posicionamento do corpo em relação ao ambiente.

Embora os achados citados sejam relevantes, a literatura indica que em tarefas consideradas simples, como na de manter a postura ereta com disponibilidade da informação visual, o sistema de controle postural parece se comportar de maneira similar entre idosos e jovens (MAKI *et al.*, 1990; PETERKA e BLACK, 1990; PRIOLI *et al.*, 2006). Isto se dá pelo fato deste tipo de tarefa ofertar uma grande quantidade de informações sensoriais, fazendo com

que o sistema de controle postural não seja sobrecarregado, minimizando as diferenças em função da idade (PETERKA e BLACK, 1990; PRIOLI *et al.*, 2006).

Diferenças no desempenho do controle postural entre jovens e idosos ficam evidentes, principalmente, em situações em que ocorre diminuição das informações sensoriais. (BALOH *et al.*, 1998; MOUREY *et al.*, 1998; GILL *et al.*, 2001; AMIRIDIS *et al.*, 2003; PRIOLI *et al.*, 2006; ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008). Machado e colaboradores (2016), buscaram diminuir as informações do sistema somatossensorial analisando os efeitos da perturbação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em grupos distintos de adultos jovens e idosos. Os autores compararam o comportamento do CP destes indivíduos em apoio bipodal após a diminuição da sensibilidade plantar. Para isso, foi conduzida uma perturbação por meio de hipotermia dos pés (imersão dos pés em gelo). Os resultados obtidos indicaram maior deslocamento do CP para o grupo de idosos, assumindo que a privação das informações de apenas um sistema (somatossensorial) foi suficiente para prejudicar o controle da postura no grupo de idosos.

Blaszczyk (2016), avaliou o comportamento da oscilação do CP de adultos jovens, idosos (classificados como saudáveis) e indivíduos diagnosticados com doença de Parkinson, na tarefa de manter a postura bipodal ereta nas condições com e sem visão. Os resultados indicaram maior oscilação do CP na direção ântero-posterior (comparando apenas adultos jovens e idosos) para o grupo de idosos em ambas as condições (com e sem visão), sendo que as diferenças entre estes dois grupos foram ainda maiores na situação mais desafiadora, ou seja, na ausência da informação visual.

Abrahamova et al. (2008) buscaram investigar o comportamento postural de jovens (20 a 40 anos), adultos de meia idade (40 a 60 anos) e idosos (60 a 82 anos) privando mais de um fonte de informação sensorial. Para isso foi avaliada a manutenção da postura bipodal ereta nas condições com e sem visão e também com os pés apoiados sobre uma espuma ou sobre uma superfície rígida. Os resultados mostraram que nas situações com menos fontes de informações sensoriais disponíveis (sem visão e pés sobre a espuma) os idosos apresentavam pior desempenho quando comparados aos jovens e adultos de meia idade. Para as condições sem diminuição das informações sensoriais (com visão e pés sobre a superfície rígida) algumas variáveis indicaram similaridade entre os três grupos. Esses resultados corroboram os achados de Teasdale, Stelmach e Breunig (1991), que examinaram o comportamento da oscilação postural de idosos (média de 74 anos) e adultos jovens (média de 21,5 anos), também

manipulando os estímulos visuais (com e sem visão) e somatossensoriais (superfície de espuma ou rígida). O estudo mostrou que a exclusão de apenas uma das informações sensoriais não foi suficiente para diferenciar o desempenho entre adultos jovens e idosos, evidenciando um efeito compensatório das fontes sensoriais restantes. Contudo, combinando as alterações sensoriais (privação visual e superfície instável), foi observada uma piora substancial no controle postural dos idosos.

Diversos estudos têm buscado explicar as adaptações no controle postural demonstradas por idosos (MATSUMURA e AMBROSE, 2006; PERRACINI e FLÓ, 2009). A deterioração dos sistemas sensoriais (vestibular, visual e proprioceptivo) (WHIPPLE *et al.*, 1993; STURNIEKS *et al.*, 2008; TOLEDO e BARELA, 2010), as alterações na integração sensório-motora (PRIOLI *et al.*, 2005; FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2006; TOLEDO, 2008) as mudanças no padrão de ativação muscular (AMIRIDIS *et al.*, 2003; LAUGHTON *et al.*, 2003) e a diminuição da força (SZULC *et al.*, 2005; BEAN *et al.*, 2007; GOMES *et al.*, 2015), estão entre os fatores muito citados.

Embora a literatura reporte consistentemente que ocorre redução da força muscular em função do processo de envelhecimento (ORR, 2010; GOMES *et al.*, 2015), este parece não ser o principal aspecto responsável por desencadear adaptações no controle da postura bipodal ereta de idosos, tendo em vista que a quantidade de força necessária para controle da postura ereta é cerca de um décimo da força máxima gerada por alguns músculos posturais (MELLO *et al.*, 2013; CATTAGNI *et al.*, 2016). A quantidade de força produzida pelos MFP durante a manutenção da postura ereta, por exemplo, representa somente 8% a 10% da capacidade de força máxima destes músculos (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; MELLO *et al.*, 2013). Por esta razão, ao invés da magnitude de força, a capacidade de controlar a variabilidade da força parece ser um dos aspectos mais importantes para o controle da postura.

2.2. Variabilidade de Força

Barbanti (1997), define força muscular como a capacidade física capaz de gerar tensão muscular contra uma resistência, e a classifica entre força dinâmica ou força estática. Ao produzirmos força dinâmica, podemos observar o encurtamento das fibras musculares, o que ocasiona aproximações e afastamentos entre origem e inserção muscular, resultando em movimento (BARBANTI, 1997). Já na força estática, também conhecida como força

isométrica, origem e inserção muscular não ficam em constante aproximação e afastamento, caracterizando assim, a ausência de movimento (BARBANTI, 1997). Embora apresente formas diferentes, em ambos os casos a força se manifesta por meio de contrações musculares. Uma contração muscular voluntária ocorre a partir do disparo de unidades motoras provenientes de estímulos enviados pelo SNC ao músculo. Quando um músculo é contraído, o SNC regula a produção de força muscular recrutando novas unidades motoras ou modulando a taxa de disparo das unidades motoras já ativas (CONTESSA e DE LUCA, 2013). Por consequência, o disparo destas unidades motoras resulta na produção e na manutenção da força muscular.

Quando um indivíduo realiza uma contração muscular, a força exercida pelo seu corpo nunca é constante, sofrendo variações em torno de um valor médio (ENOKA *et al.*, 2003; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2011; OOMEN e VAN DIEEN, 2017). Este evento, conhecido como variabilidade da força, pode ser quantificado por meio do desvio padrão da força produzida (HUNTER e PEREIRA, 2016; OOMEN e VAN DIEEN, 2017) e fica mais evidenciado durante as contrações musculares isométricas (TRACY, 2007), onde sua amplitude de variação está diretamente condicionada ao comportamento do disparo das unidades motoras. Este comportamento pode ser atribuído a alguns parâmetros controlados pelo SNC, tais como: taxa de disparo, variabilidade dos disparos, sincronização dos disparos e modulação dos disparos das unidades motoras (CONTESSA e DE LUCA, 2013; FARINA e NEGRO, 2015; HUNTER e PEREIRA, 2016; OOMEN e VAN DIEEN, 2017). O controle destes parâmetros sofre influência de uma série de fatores externos como, por exemplo, os grupos musculares em questão, tarefa a ser realizada, nível de treinamento e idade do indivíduo (ENOKA *et al.*, 2003; TRACY, 2007).

Diversos estudos têm buscado melhor entender a variabilidade da força e suas possíveis consequências aos indivíduos (TRACY e ENOKA, 2002; TRACY, 2007; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; MARMON *et al.*, 2011; SOSNOFF e NEWELL, 2011), uma vez que, quanto maior a variabilidade da força, mais prejudicada é a capacidade do indivíduo de exercer de forma constante um movimento voluntário, ou até mesmo mover determinado segmento corporal com precisão em direção a um alvo desejado, comprometendo principalmente tarefas que requerem precisão (CHRISTOU *et al.*, 2003; KORNATZ *et al.*, 2005; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OOMEN e VAN DIEEN, 2017).

Seguindo esta linha de pensamento, Kouzaki e Shinohara (2010), por exemplo, sugerem que a variabilidade na força dos MFP interfere em tarefas comuns do dia a dia, como a de

manter o controle da postura bipodal ereta. De fato, a literatura reporta associação entre variabilidade da força destes músculos e oscilação corporal durante a manutenção da postura ereta (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2010; 2011; 2012; MELLO *et al.*, 2013). Kouzaki e Shinohara (2010) avaliaram a correlação entre a variabilidade de força dos principais MFP (sóleo, gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral) e a variabilidade da oscilação postural de adultos jovens e idosos avaliados em um mesmo grupo. A variabilidade da força isométrica dos MFP foi avaliada nas intensidades 2,5%; 5%; 10%; 15% e 20% da CVM e a variabilidade de oscilação corporal na direção ântero-posterior foi avaliada durante a manutenção da postura bipodal ereta. Os resultados revelaram correlação entre a oscilação corporal e a variabilidade de força dos MFP nas intensidades de 2,5% ($r = 0,62$) e 5% ($r = 0,45$) da CVM, mas não indicaram associação com as intensidades acima de 5% da CVM. Em um estudo similar, mas que incluiu somente adultos jovens, Oshita e Yano (2012) encontraram associação entre a variabilidade de oscilação corporal e a variabilidade de força dos flexores plantares na intensidade de 10% da CVM ($r = 0,58$), mas não na intensidade de 20% da CVM. Mello, Magalhães e Kohn (2013) também investigaram esta associação em indivíduos jovens, mas avaliando a variabilidade de torque gerado pelos flexores plantares na mesma intensidade de torque exercido pelos flexores plantares de cada participante durante a manutenção da postura ereta (cerca de 8% da CVM). Os resultados apontaram forte associação entre a variabilidade do torque dos flexores plantares avaliada durante a contração isométrica (joelho estendido) e a variabilidade de torque gerada durante a manutenção da postura ereta (MELLO *et al.*, 2013). Somado a estes fatos, controlar a força dos MFP em baixas intensidade realmente parece influenciar o controle da postura, pois de acordo com os achados recentes de Cattagni e colaboradores (2016), a manutenção da postura bipodal ereta demanda entre 5% a 11% da CVM destes músculos para indivíduos jovens e idosos considerados saudáveis.

Os achados dos estudos prévios (TRACY, 2007; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2010; 2011; 2012; MELLO *et al.*, 2013) sugerem que a maior variabilidade de força/torque dos músculos MFP implica em menor estabilidade postural. Do mesmo modo, parece razoável considerar que a redução da variabilidade de força dos MFP promoveria maior estabilidade postural. Buscando investigar esta relação, Oshita e Yano (2011) examinaram o efeito de quatro semanas de treinamento para estabilidade da força dos flexores plantares (10% e 20% da CVM) no controle da postura de adultos jovens. O treinamento foi realizado uma ou duas vezes por semana e consistia em manter a força isométrica dos flexores plantares o mais

estável possível durante cinco séries de 30 segundos em cada intensidade. Os resultados indicaram que a variabilidade da força diminuiu após o período de treinamento independentemente do número de sessões de treino semanal (uma ou duas). Ainda, revelaram que a oscilação corporal reduziu após o período de treinamento e que esta redução da instabilidade postural estava associada à diminuição da variabilidade de força dos MPF (OSHITA e YANO, 2011). Apesar de demonstrar claramente a redução da variabilidade de força após o período de treinamento, o estudo anterior não deixou claro quais seriam os mecanismos que baseiam este efeito. Embora não tenham medido a ativação elétrica muscular (EMG), os autores sugeriram que a redução na coativação da musculatura antagonista (tibial anterior) poderia ser uma possível explicação do mecanismo, mas que ainda precisaria ser investigada.

O termo coativação muscular refere-se à contração simultânea dos músculos agonistas e antagonistas de uma articulação e está diretamente associado ao enrijecimento da mesma (MELZER *et al.*, 2001; TUCKER, M. G. *et al.*, 2008; CENCIARINI *et al.*, 2010). Julien e Bendrups (2016), observaram em seu estudo uma forte correlação inversa entre o enrijecimento da articulação do tornozelo e a oscilação corporal de adultos jovens, observando diminuição do balanço corporal à medida que a rigidez da articulação aumentava. Corroborando esta informação, Nagai e seus colaboradores (2016), também constataram diminuição do deslocamento do CP quando indivíduos idosos aumentavam a coativação muscular na articulação de seus tornozelos. A fim de evitar quedas e a instabilidade postural, o corpo humano utiliza este mecanismo de enrijecimento da articulação do tornozelo como estratégia compensatória, principalmente quando exposto a mudanças na sua base de apoio, e desta forma, idosos parecem apresentar maior coativação muscular como resultado da sua maior instabilidade postural quando comparados a adultos jovens (CRAIG *et al.*, 2016). Estudos apontam que idosos são mais propensos a coativar os músculos ao redor da articulação do tornozelo na tentativa de aumentar sua estabilidade postural (LAUGHTON *et al.*, 2003; BENJUYA *et al.*, 2004; NAGAI *et al.*, 2013), porém, alguns autores alertam que a eficácia desta estratégia, em termos de controle postural, é dependente do contexto e da tarefa em questão (CHAMBERS e CHAM, 2007; NAGAI *et al.*, 2013).

Baseando-se nestas informações, é aceitável sugerir que a população idosa utiliza a estratégia compensatória de coativação muscular como uma possível tentativa de diminuir a variabilidade da força dos músculos ao redor da articulação do tornozelo e consequentemente

controlar melhor sua força e postura. Contudo, para entender de maneira adequado a utilização desta estratégia, é importante primeiro, compreender como se comporta a variabilidade da força em relação aos efeitos do envelhecimento.

2.2.1. Variabilidade de Força e Envelhecimento

Como citado anteriormente, a literatura tem apontado que indivíduos com menor controle de força dos músculos posturais apresentam maior oscilação postural (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2010; 2011; 2012), e o envelhecimento aparece como um dos principais fatores relacionado ao aumento desta variabilidade da força, possivelmente devido a fatores relacionados à coativação muscular, perda de velocidade de condução de impulsos nervosos, redução da percepção sensorial, diminuição no número de unidades motoras além da sincronização e variabilidade no disparo destas unidades motoras (KINOSHITA e FRANCIS, 1996; LAIDLAW *et al.*, 2000; TRACY, 2007; VIELUF *et al.*, 2015; TAKIMOTO *et al.*, 2016; OOMEN e VAN DIEËN, 2017). Ainda é válido lembrar que o processo de envelhecimento é responsável por mudanças significativas no tamanho, propriedades e morfologia das unidades motoras, o que leva a alterações no comportamento motor do indivíduo (HUNTER e PEREIRA, 2016).

Oomen e van Dieën (2017), por exemplo, destacam em sua meta análise os efeitos do envelhecimento sobre a variabilidade de força. Os autores explicam que as diferenças entre idosos e jovens ficam evidenciadas, principalmente, quando analisados os músculos localizados em regiões distais do corpo, sendo que as diferenças entre essas populações ainda são mais acentuadas quando as intensidades propostas para o controle da força são abaixo de 10% da CVM.

Takimoto e colaboradores (2016) analisaram os efeitos do envelhecimento sobre o controle de força submáxima dos MPF (a 20% da CVM) durante a tarefa de bater o pé repetidamente em uma superfície. Para isso, os autores avaliaram grupos distintos de jovens e idosos e constataram que o coeficiente de variação de força dos idosos foi significativamente maior quando comparado ao dos jovens, concluindo que o grupo de idosos apresentou maior dificuldade em manter o mesmo nível de força entre as batidas do pé sobre a superfície.

Laidlaw *et al.*, (2000) compararam a estabilidade da força e a taxa de disparo das unidades motoras dos músculos dorsais durante contrações musculares submáximas realizadas

por adultos jovens e idosos em contrações lentas e contrações isométricas. A estabilidade da força nas contrações isométricas e nas contrações lentas foi menor para o grupo de idosos em comparação aos indivíduos jovens, especialmente nas intensidades baixas. Embora as taxas de disparos médias de unidades motoras não tenham sido diferentes para os dois grupos, a variabilidade das taxas de disparo foi maior para os idosos tanto nas contrações isométricas quanto nas contrações lentas. Os autores concluíram que o envelhecimento contribui para um disparo de unidades motoras mais variado, o que conseqüentemente reduz a capacidade dos idosos de manterem estabilidade em suas contrações musculares voluntárias.

Buscando comparar o controle da força de preensão da mão, Kinoshita e Francis (1996) avaliaram um grupo de adultos jovens (18 a 32 anos) e dois grupos de idosos (69 a 79 anos; 80 a 93 anos). Os idosos, especialmente os indivíduos do grupo de 81 a 93 anos, tiveram maior variação no controle da força de preensão e maior tempo de aplicação de força do que os indivíduos mais jovens durante a tarefa de elevar e segurar objetos com texturas escorregadias e não escorregadias. Estes resultados indicam um declínio da capacidade de controle de força com o avanço da idade. Os autores sugerem que o aumento da variabilidade da força se deve, principalmente, às mudanças relacionadas à idade, uma vez que o envelhecimento promove diminuição da sensibilidade cutânea e compromete funções do SNC.

Hortobágyi et al, (2001) compararam os efeitos do treinamento de alta e baixa intensidade do músculo quadríceps na variabilidade da força deste músculo, comparando adultos jovens e idosos. Primeiramente, os autores constataram que os indivíduos idosos apresentaram maior variabilidade no controle das forças excêntrica (157%) e concêntrica (60%) do que o grupo de adultos jovens. Contudo, após o protocolo de treinamento verificou-se redução significativa da variabilidade de força dos idosos (aproximadamente 30% de redução de variabilidade nas contrações excêntricas e concêntricas). Um grupo controle de idosos não apresentou diferenças significativas no comportamento da variabilidade de força no pós-teste. Analisando seus resultados, os autores concluíram que os treinamentos tanto em baixa quanto em alta intensidades foram igualmente capazes de melhorar o controle da força de idosos.

Também analisando os efeitos de um treinamento específico sobre a variabilidade de força, porém, desta vez dos músculos do dedo indicador de idosos, Kornatz et al, (2005) observaram que o treinamento de abdução do dedo indicador, realizado em baixa intensidade (10% da CVM) diminuiu a variabilidade da força destes músculos. O estudo ainda avaliou o

mesmo treinamento realizado de forma mais intensa (70% da carga máxima), no entanto, os resultados não mostraram o mesmo benefício para os idosos.

Está série de estudos citados confirmam a influência do envelhecimento sobre a capacidade de controlar a força com pouca variabilidade. Corroborando esta linha de pensamento, Tracy (2007) verificou a amplitude de variabilidade de força dos MFP de adultos jovens (média de 19 anos) e idosos (média de 72 anos). Sua amostra realizou o movimento isométrico de flexão plantar em intensidades submáximas (2,5%; 5%; 10%; 30%; 50%; e 80% da CVM) objetivando manter o controle da força o mais próximo possível da zona alvo dentro de um período de 5 a 10 segundos. Para isso, foi utilizada uma cadeira experimental (desenvolvida pelo pesquisador) equipada com células de carga responsáveis por mensurar a força aplicada pelos MFP. Os indivíduos contavam com o auxílio de um feedback visual, tendo disponível um monitor que indicava a zona alvo de força a ser realizada. De maneira geral, os resultados revelaram que o controle da força dos MFP, em baixas intensidades, é prejudicado com o envelhecimento. O controle da força nas intensidades 10%, 50% e 80% da CVM não foram estatisticamente diferentes entre os grupos. O grupo de adultos jovens demonstrou menor controle da força na intensidade de 30% da CVM. Contudo, analisando as intensidades mais baixas (2,5% e 5% da CVM), foi constatado que os idosos apresentavam menor capacidade de controle da força, sugerindo que os mecanismos responsáveis pelo controle de força dos MFP sofrem influência do processo de envelhecimento. Analisando seus resultados, o autor chama atenção para o fato que a diminuição do controle da força dos MFP pode estar associada ao declínio no sistema de controle postural de idosos, mas ele deixa esta dúvida em aberto.

Frente ao exposto, nota-se que os estudos existentes na literatura não deixam clara a relação entre o controle postural e a variabilidade de força dos MFP em idosos, e se o treinamento específico de estabilidade de força destes músculos promoveria benefícios a esta população. Ainda, existem lacunas na literatura referentes aos mecanismos relacionados ao controle postural e a variabilidade de força, podendo a coativação da musculatura antagonista, ser um dos principais influenciadores desta relação (OSHITA e YANO, 2011). Obter essas informações poderia ser útil para conhecer melhor o funcionamento do sistema de controle postural e para elaboração de programas de exercícios que visem melhorar o controle da força de idosos e, consequentemente, diminuir a incidência de quedas desta população.

Com base ao apresentado na revisão de literatura, algumas questões relacionadas ao controle postural e envelhecimento merecem ser analisadas, entre elas: a) A relação entre a

variabilidade de oscilação corporal e a variabilidade de força dos MFP também ocorre na população idosa?; b) O treinamento específico para reduzir a variabilidade de força dos MFP também teria efeito em idosos?; c) Qual a intensidade relativa à contração isométrica voluntária máxima (CIVM) deveria ser utilizada no treinamento dos MFP para promover maiores ganhos na estabilidade de força e controle da postura?; d) A redução da variabilidade da força dos flexores plantares, caso ocorra, estaria associada à diminuição da ativação da musculatura antagonista? Buscando esclarecimentos sobre estas perguntas os objetivos deste estudo foram definidos a seguir.

3. OBJETIVOS

3.1.Objetivo Geral

Analisar o efeito do treinamento de estabilidade de força dos MFP na variabilidade da força destes músculos e na oscilação postural de idosos.

3.2.Objetivos Específicos

- Analisar a relação entre a variabilidade da força dos MFP e a variabilidade de oscilação corporal em idosos.
- Avaliar o efeito de diferentes tipos e intensidades de treinamento de estabilidade da força dos MFP na variabilidade da força destes músculos.
- Avaliar o efeito dos diferentes tipos e intensidades de treinamento de estabilidade da força dos MFP na variabilidade de oscilação postural de idosos.
- Avaliar o efeito dos diferentes tipos e intensidades de treinamento de estabilidade da força dos MFP na coativação dos músculos gastrocnêmio medial (GM) e tibial anterior (TA) durante a tarefa de manutenção da força de flexão plantar.

4. MÉTODO

4.1.Participantes

Foram recrutadas 40 mulheres com idade superior a 60 anos. A escolha de uma amostra composta apenas por mulheres buscou formar um grupo homogêneo de participantes, onde o sexo não fosse um possível fator de diferenciação nos resultados. Além disso, de acordo com a literatura, o público feminino está mais propenso a sofrer episódios de quedas (FERNIE *et al.*, 1982; PERRACINI, MONICA RODRIGUES e RAMOS, LUIZ ROBERTO, 2002). As voluntárias foram convidadas pessoalmente a participarem do estudo, e também, por meio de panfletos divulgados eletronicamente em mídias sociais e, a partir desta divulgação, também foi utilizado o método “snowball”, onde as próprias voluntárias divulgaram o estudo para suas amigas e familiares. A amostra foi dividida randomicamente em quatro grupos (10 participantes em cada grupo) de acordo com o protocolo de treinamento realizado : Grupo de Treinamento na intensidade de 5% da CVM (GT5) - treinamento para estabilidade de força dos MPF na intensidade relativa a 5% da CVM; Grupo de Treinamento na intensidade de 10% da CVM (GT10) - treinamento para estabilidade de força dos MPF na intensidade relativa a 10% da CVM; Grupo de Treinamento em Leg Press (GTLP) - treinamento para estabilidade de força dos MPF no equipamento Leg Press 180° (Flex Fitness Equipment, Cedral, São Paulo, Brasil); Grupo Controle (GC) - nenhum treinamento específico para estabilidade de força dos MPF. É importante destacar que a pesquisa foi devidamente regularizada com as exigências do Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (RBR-242vw9). As médias e desvios padrão referentes à idade, massa corporal, estatura, nível de atividade física diário e a porcentagem de quedas no último ano dos quatro grupos são apresentadas na Tabela 1.

4.1.1. Aspectos Éticos e Critérios de Exclusão

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (CAAE: 52865316.1.0000.5659) (ANEXO A). Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (APÊNDICE A).

Os critérios de exclusão adotados foram: lesão musculoesquelética nos membros inferiores nos últimos seis meses, vestibulopatia ou neuropatia auto relatada, estar em fase de algum tratamento que afete qualquer das variáveis que serão estudadas, problemas neurológicos ou qualquer outro problema musculoesquelético que pudesse interferir na realização dos protocolos de treinamento e das avaliações do estudo, déficits de funções cognitivas que pudessem interferir no entendimento das tarefas propostas nos experimentos (resultados inferiores a 25 pontos no Mini Exame do Estado Mental (DUNCAN *et al.*, 2014)).

4.2.Procedimentos

As participantes compareceram à Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP – USP) onde receberam explicações sobre os procedimentos a serem realizados e preencheram o termo de consentimento de participação na pesquisa (APÊNDICE A). Em seguida as medidas de massa corporal e estatura foram mensuradas e as voluntárias responderam a três questionários: 1) Questionário de Baecke Modificado para Idosos (MAZO *et al.*, 2001) utilizado para avaliar o nível de atividade física praticado nas atividades diárias (ANEXO B); 2) Questionário de quedas (TOLEDO, 2008) aplicado para avaliar a ocorrência, circunstâncias e consequências das quedas dentro do período do último ano (ANEXO C); 3) Mini exame do estado mental (DUNCAN *et al.*, 2014) utilizado para avaliar a função cognitiva das participantes (ANEXO D).

Na sequência as participantes passaram pelo processo de tricotomia (limpeza da pele) para fixação de eletrodos de superfície EMG Trigno™ Wireless System (Delsys®, Inc., Boston, Massachusetts, EUA), bilateralmente no ventre dos músculos GM e TA, de acordo com as orientações da Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM), conforme apresenta a Figura 1. Os eletrodos de superfície são compostos por quatro barras de contato de prata (10 por 1 mm) espaçadas em 10 mm, e foram fixados por fita adesiva dupla face. O eletromiógrafo utilizado é composto por 16 canais de 16 bits de resolução, com frequência de aquisição de dados de 2000 Hz. Inicialmente, os dados foram filtrados com filtro digital Butterworth passa- banda (50 Hz-500 Hz), em seguida, a atividade eletromiográfica foi calculada pela raiz quadrada média (RMS) do período total de cada tentativa no experimento 2. Os valores de RMS foram normalizados pelo RMS medido durante a CIVM. Estes músculos (GM e TA) foram avaliados por apresentarem maior correlação com a variabilidade de

oscilação corporal (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010). Além disso, o registro da atividade muscular simultânea dos músculos TA e GM foi utilizado para mensurar a coativação a partir da formula desenvolvida por Hammond (1988), formula esta, considerada adequada para situações estáticas e de movimentos uniarticulares (DA FONSECA *et al.*, 2008). Este método desenvolvido por Hammond (1988) estima a coativação muscular dividindo o valor do RMS normalizado da atividade eletromiográfica produzida pelo músculo antagonista pela somatória dos valores do RMS normalizado das atividades eletromiográficas dos músculos agonista e antagonista, como segue na equação:

$$Coativação\ Muscular = \frac{RMS\ antagonista}{\Sigma (RMS\ agonista + RMS\ antagonista)}$$

Ao final dos procedimentos eletromiográficos, as voluntárias participaram de dois experimentos, sendo a coativação muscular avaliada durante o Experimento 2.

Figura 1. Fixação dos eletrodos de superfície bilateralmente no ventre dos músculos GM e TA.

4.2.1. Experimento 1: Avaliação do Controle Postural

Neste experimento foi avaliada a oscilação corporal durante a manutenção da postura bipodal ereta. Para isso, as voluntárias permaneceram em pé e descalças, com os olhos fechados e pés paralelos com afastamento referente a largura do quadril conforme apresenta a Figura 2.

Figura 2. Posicionamento da voluntária sobre a plataforma de força.

A partir desta posição, o avaliador solicitou a cada participante que permanecesse nessa posição de forma estática, utilizando o comando verbal: “fique parada nesta posição, com os olhos fechados e os braços soltos ao longo do seu corpo”. Foram realizadas três tentativas de 30 segundos sob estas condições, posteriormente, foram utilizadas as médias das três tentativas para as análises. Entre as tentativas foi concedido um intervalo de descanso quando necessário. A variabilidade de oscilação corporal foi determinada a partir da oscilação do CP. Estes dados do CP foram adquiridos por meio de uma plataforma de força AMTI modelo AccuGait (AMTI Inc. Watertown, MA, EUA) com frequência de aquisição de dados de 100 Hz e, posteriormente, processados por meio do programa Matlab R2016b (The Mathworks Inc., Natick, MA, EUA). Para quantificar a magnitude de oscilação corporal, o sinal foi filtrado com filtro digital Butterworth passa baixa (10 Hz) e, em seguida, foram computadas as seguintes variáveis: área de oscilação; amplitude média de oscilação nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML); velocidade média de oscilação nas direções AP e ML; frequência mediana nas direções AP e ML. A área foi calculada a partir da análise dos componentes principais, considerando a elipse que engloba 95% dos dados do CP. A amplitude média de oscilação foi calculada subtraindo a posição média dos valores dentro de uma tentativa e então, calculando o desvio padrão do deslocamento do CP. Ela corresponde à variabilidade ao redor da média de uma série temporal e tem sido usada para estimar a estabilidade do CP (BONFIM *et al.*, 2008; DUTIL *et al.*, 2013). A velocidade média foi determinada dividindo o deslocamento total do CP (somatório do deslocamento escalar) em cada direção pelo período total da tentativa. Estudos têm sugerido que a velocidade média é uma das mais consistentes e sensíveis medidas do

controle postural (RAYMAKERS *et al.*, 2005; LIN *et al.*, 2008). As frequências médias AP e ML do sinal foram estimadas calculando a densidade espectral de potência pelo periodograma de Welch (função *Pwelch* no Matlab), com remoção de tendência linear (função *detrend* do Matlab).

4.2.2. Experimento 2: Avaliação da Variabilidade de Força

Neste experimento, foi avaliada a variabilidade da força dos MFP. Para isso foi desenvolvido um equipamento denominado “cadeira experimental para avaliação da força dos MFP” (APÊNDICE B) similar ao utilizado no estudo de Oshita e Yano (2011) conforme apresentado na Figura 3.

Figura 3. a) Representação esquemática do equipamento utilizado para avaliação da variabilidade da força de flexão plantar baseado no estudo de Oshita e Yano (2011). b) Imagem do equipamento desenvolvido. Fonte: OSHITA E YANO, 2011, p.234.

Nesta avaliação as voluntárias permaneceram sentadas com joelhos flexionados em aproximadamente 30°, quadris flexionados a aproximadamente 100°, tornozelos aproximadamente flexionados a 90°, com os pés posicionados em duas plataformas de metal (Figura 4) as quais foram fixadas a transdutores de força (Células de Carga MK, modelo CSAZL, São Paulo, SP, Brasil) com capacidade de 200 quilogramas de força e frequência de aquisição de dados de 5000 Hz (Figura 5). Os pedais do equipamento eram fixados a dobradiças que permitiam a realização de movimentos de flexão plantar e dorsiflexão. Para que as participantes se mantivessem nesta posição, foi utilizado um cilindro de espuma com dimensões de 90 cm de comprimento por 15 cm de diâmetro. Este rolo foi posicionado em baixo da

articulação dos joelhos e adotado para que as participantes conseguissem realizar todo o procedimento do experimento 2 de forma confortável, uma vez que apresentavam dificuldade em ficar com os joelhos estendidos por possíveis limitação de flexibilidade dos músculos flexores dos joelhos.

Figura 4. Posicionamento da voluntária na cadeira experimental para a avaliação da variabilidade de força dos MFP.

Figura 5. Célula de carga acoplada a cada um dos pedais da cadeira experimental.

A partir desta posição, as voluntárias foram orientadas a realizarem a máxima força isométrica de flexão plantar durante 5 segundos. Este procedimento foi repetido três vezes e o maior valor entre as tentativas foi considerado como indicador da CIVM. Após 5 minutos de recuperação, as participantes foram instruídas a manterem com a menor variação possível a força isométrica de flexão plantar nas intensidades relativas de 5% e 10% da CIVM durante 20 segundos. Deste tempo avaliado (20 segundos), foram analisados apenas os últimos 10 segundos, pois primeiramente, cinco segundos é o tempo aproximado que os indivíduos levam

para chegar ao valor referente à zona alvo (OSHITA e YANO, 2012), e os outros cinco segundos seguintes foram excluídos para garantir que, nas tentativas com olhos fechados (explicadas na sequência dos métodos), as participantes estivessem completamente privadas de um retorno visual de sua força. Antes de iniciar as coletas propriamente ditas, as participantes passaram por uma familiarização da tarefa, onde cada membro inferior pode realizar uma simulação da tarefa durante 20 segundos em cada intensidade proposta. Uma vez finalizada a familiarização, foram realizadas três tentativas com feedback visual da força produzida e três tentativas sem feedback visual (mantendo os olhos fechados durante a tarefa) em cada intensidade relativa (5% e 10% da CIVM). Na situação com feedback visual as voluntárias tinham à sua frente (aproximadamente 1 metro de distância), na altura dos olhos, um monitor indicando a quantidade de força produzida em cada instante. O monitor mostrava as participantes, de forma simultânea, uma linha verde contínua representando a sua zona alvo, e uma linha azul que variava conforme a força aplicada pela participante, representando a sua força produzida (Figura 6). A ordem das condições (com e sem feedback visual) e intensidades (5% e 10% da CIVM) foi randomizada. Foram realizadas tentativas sem o auxílio do feedback visual para tentar aproximar o experimento de uma situação real, pois em situações do cotidiano, os indivíduos não contam com um retorno visual da força produzida pelos seus músculos para controlarem a postura. Estas intensidades relativas à CIVM foram utilizadas por se tratarem de intensidades que apresentaram maior correlação com a variabilidade de oscilação corporal em estudos prévios (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2012).

Figura 6. Imagem referente ao feedback visual produzido pelo monitor a frente das participantes. A linha verde representa a zona alvo, a linha azul a força produzida pela participante e a linha vermelha o instante em que os dados de força começaram a ser considerados para as análises.

É importante ressaltar que os membros inferiores foram avaliados separadamente. Posteriormente, foi calculada a média dos valores destes membros para as devidas análises.

Para calcular a variabilidade da força, inicialmente, os dados foram filtrados com filtro passa baixa (<100Hz) e, em seguida, a variabilidade foi computada como o desvio padrão do sinal (OSHITA e YANO, 2011; HUNTER e PEREIRA, 2016) utilizando o software Matlab R2016b (The Mathworks Inc., Natick, MA, EUA). Para garantir que a variabilidade da força fosse referente aos valores de 5% e 10% da CIVM de cada indivíduo, a fórmula do desvio padrão foi modificada. O valor referente à “média” foi substituído pelas porcentagens alvos, como segue no exemplo abaixo:

$$\text{Variabilidade de Força} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \%CIVM)^2}{n - 1}}$$

Durante o experimento 2 foi avaliada a coativação dos músculos GM e TA.

4.2.3. Treinamento de Estabilidade de Força

Após estas primeiras avaliações as voluntárias deram início ao protocolo de treinamento de acordo com o grupo previamente sorteado. O treinamento foi realizado uma vez por semana durante quatro semanas (quatro sessões de treino no total). Embora referências como o *American College of Sports Medicine* (2017), recomende que a prática adequada de exercícios neuromotores seja de pelo menos duas a três vezes por semana, com no mínimo trinta minutos de duração por sessão, diversos estudos têm apontado consistentemente a eficácia de treinamentos realizados apenas uma vez por semana em indivíduos adultos e idosos (TAAFFE *et al.*, 1999; BURT *et al.*, 2007; DIFRANCISCO-DONOGHUE *et al.*, 2007; OHMORI *et al.*, 2010; OSHITA e YANO, 2011; FARINATTI *et al.*, 2013). Além da melhora na qualidade de vida e ganhos de força, um dos estudos ainda relata a diminuição da variabilidade da força como um benefício proporcionado por treinamentos realizados em uma única sessão semanal (OSHITA e YANO, 2011). Vale ressaltar que estes benefícios podem estar associados ao fato do treinamento realizado uma vez na semana ser capaz de aperfeiçoar a aprendizagem motora do movimento, aumentar a excitabilidade e a taxa de disparo de neurônios motores, e melhorar a sincronização do disparo das unidades motoras. Somado a estas informações, o estudo de

Fisher e colaboradores (2017) aponta consistentemente que doses mínimas de exercícios podem gerar grandes benefícios principalmente à população idosa, sugerindo que um programa de treinamento para este público não precisa necessariamente seguir as recomendações de volume do *American College of Sports Medicine* (2017), uma vez que treinamentos com duração máxima de vinte minutos por semana podem gerar aumento de massa muscular dentre outros benefícios à saúde do idoso.

Em cada sessão de treino a participante manteve por 30 segundos a força isométrica de flexão plantar, de acordo com as especificações de seu grupo, com feedback visual da força produzida, exceto para o GTLP. Foram realizadas cinco séries com cada membro inferior totalizando 10 séries. Entre cada tentativa foi fornecido um descanso de 30 segundos. Os grupos GT5 e GT10 realizaram o treinamento nas intensidades de 5% e 10% da CIVM, respectivamente, utilizando o mesmo equipamento empregado para a avaliação do Experimento 2. As participantes destes dois grupos receberam instruções para realizarem o movimento de flexão plantar, tentando controlar a força de seus músculos com objetivo de manter a linha azul (referente a força da participante) sobreposta à linha verde (zona alvo), com a menor variação possível. O grupo GTLP foi orientado a realizar a força isométrica de flexão plantar com carga relativa de 10% de 1RM, mantendo a angulação do joelho em 0° e tornozelo em 90° (Figura 7 a). A região entre o mediopé e o antepé (articulação tarsometatarsal) das participantes foi posicionado sobre uma plataforma adjacente ao aparelho Leg Press para permitir amplitude de movimento na articulação do tornozelo (Figura 7 b), e a partir desta posição foi realizado o treinamento deste grupo.

a)

b)

Figura 7. a) Posicionamento da participante no aparelho Leg Press. b) Posicionamento do pé da participante na plataforma adjacente sobre o aparelho Leg Press.

Para este grupo de treinamento, primeiramente, foi realizado um teste de repetições máximas (BAECHLE e GROVES, 2000) para estimar 1RM dos MFP e posteriormente calculado o valor referente a 10% deste 1RM para cada participante. Durante o treinamento deste grupo, as participantes foram instruídas a manterem a posição do tornozelo (90°) com a menor variação possível.

O treinamento foi realizado a 10% de 1RM, pois intensidades abaixo deste valor não seriam possíveis de serem realizados no aparelho Leg Press, uma vez que a estrutura do próprio equipamento não permitia intensidades tão baixas. O objetivo de incluir este protocolo de treinamento foi investigar o efeito de um exercício que fosse mais fácil de ser aplicado em programas de treinamento físico e reabilitação de idosos. Cabe ressaltar que o grupo controle (CG) não realizou nenhum treinamento específico para estabilidade de força no período de quatro semanas. Todas as voluntárias repetiram as avaliações dos Experimentos 1 e 2 (pós- teste) após a realização do protocolo de treinamento. A Figura 8 apresenta o delineamento experimental do estudo.

Figura 8. Representação esquemática do desenho experimental do estudo.

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após serem atendidos os pressupostos de homogeneidade de variância e homocedasticidade, a análise estatística foi realizada da seguinte forma: para a análise das características da amostra (idade, massa corporal, estatura e nível diário de atividade física) foram utilizadas quatro análises de variância (ANOVA) todas tendo como fator grupo de treinamento (GT5, GT10, GTLP e GC). Para a análise da prevalência de quedas foi utilizado o teste Qui-Quadrado, levando em consideração idosos que sofreram quedas e não sofreram quedas. No Experimento 1 (controle postural), foram realizadas duas análises de multivariância (MANOVA) e uma ANOVA. Ambas as MANOVAS tiveram como fatores grupo (GT5, GT10, GTLP e GC) e momento (pré e pós treinamento), sendo este último tratado como medidas repetidas. A primeira MANOVA foi referente ao deslocamento AP do CP, tendo como variáveis dependentes a amplitude média de oscilação AP, velocidade média de oscilação AP e frequência mediana de oscilação AP. A segunda MANOVA foi referente ao deslocamento ML do CP, tendo como variáveis dependentes a amplitude média de oscilação ML, velocidade média de oscilação ML e frequência mediana de oscilação ML. Para analisar a área de deslocamento do CP foi utilizada uma ANOVA tendo como fatores grupo (GT5, GT10, GTLP e GC) e momento (pré e pós treinamento), sendo este último tratado como medidas repetidas.

Para o Experimento 2 (variabilidade de força dos MFP), foi realizada uma MANOVA tendo como fatores grupo (GT5, GT10, GTLP e GC) e momento (pré e pós treinamento), sendo este último tratado como medidas repetidas. Esta MANOVA teve como variáveis dependentes as variabilidades de força registradas nas condições: 5% da CIVM com feedback visual, 5% da CIVM sem feedback visual, 10% da CIVM com feedback visual e 10% da CIVM sem feedback visual. Para comparação da CIVM dos MFP das participantes foi realizada uma ANOVA tendo como fator grupo (GT5, GT10, GTLP e GC).

Para análise da coativação muscular dos músculos TA e GM, foi realizada uma MANOVA tendo como fatores grupo (GT5, GT10, GTLP e GC) e momento (pré e pós treinamento), sendo este último tratado como medidas repetidas. Esta MANOVA teve como variáveis dependentes os índices de coativação nas condições: 5% da CIVM com feedback visual, 5% da CIVM sem feedback visual, 10% da CIVM com feedback visual e 10% da CIVM sem feedback visual.

As relações entre a variabilidade da força dos MFP, a variabilidade de oscilação corporal e a coativação dos músculos GM e TA foram analisadas por meio de testes de correlação de Pearson.

Quando houve necessidade, análises univariadas e testes Post Hoc (Tukey) foram realizados. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o programa SPSS (SPSS for Windows - Versão 20 – SPSS inc, IBM, Armonke, NY, EUA) e o nível de significância foi mantido em 0,05.

6. RESULTADOS

Em relação às características da amostra, ANOVA não apontou diferença entre os quatro grupos para idade [$F(3,36)=0,598$, $p=0,62$], massa corporal [$F(3,36)=2,198$, $p=0,105$], estatura [$F(3,36)=1,316$, $p=0,284$], e nível de atividade física [$F(3,36)=2,759$, $p=0,056$]. Em relação aos episódios de queda, teste de Qui-Quadrado apontou que os valores de quedas observados em cada grupo (tabela 1) foram proporcionais ($p=0,264$). Com estes resultados, constatamos homogeneidade entre os grupos, descartando a influência destas variáveis nos resultados obtidos pelo estudo (tabela 1).

Tabela 1. Médias e desvios-padrão referentes às características da amostra e porcentagem de quedas no último ano de cada grupo.

Grupo	Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Estatura (m)	Atividade Física	Quedas (%)
GT5	64,6 ± 4,3	71,85 ± 14,52	1,63 ± 0,05	3,54 ± 1,22	20%
GT10	66,5 ± 6,5	62,10 ± 6,67	1,60 ± 0,06	3,70 ± 1,32	30%
GTLP	68,3 ± 8,5	64,54 ± 5,87	1,60 ± 0,05	4,47 ± 0,92	20%
GC	66,1 ± 4,3	62,05 ± 9,91	1,59 ± 0,03	5,00 ± 1,59	20%
Total	66,3 ± 6,1	65,14 ± 10,3	1,60 ± 0,05	4,18 ± 1,37	22,5%

Para facilitar a visualização, os resultados foram divididos de acordo com os experimentos realizados e objetivos desta pesquisa.

6.1. Experimento 1: Controle Postural

O comportamento das participantes durante a manutenção da postura bipodal ereta foi verificado por meio das variáveis amplitude média de oscilação AP e ML, velocidade média de oscilação AP e ML, área de oscilação e frequência mediana de oscilação nas direções AP e ML. Para análise dos resultados, as variáveis estudadas foram divididas em três grupos de acordo com seu eixo de deslocamento, sendo agrupadas da seguinte forma: amplitude média de oscilação AP, velocidade média de oscilação AP e frequência mediana AP; amplitude média de oscilação ML, velocidade média de oscilação ML e frequência mediana ML; área de deslocamento referente a 95% da elipse (essa variável foi analisada de forma isolada por contemplar deslocamentos nos eixos AP e ML de forma combinada).

As Figuras 9, 10 e 11 apresentam um exemplo do comportamento das participantes nas variáveis amplitude média de oscilação corporal AP e ML, frequência mediana de oscilação AP e ML e do comportamento do CP durante a manutenção da postura bipodal ereta, respectivamente, de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.

Figura 9: Exemplo de uma série temporal da amplitude média de oscilação corporal nas direções AP e ML referentes a uma tentativa de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.

Figura 10: Exemplo de análise espectral da oscilação corporal nas direções AP e ML referentes a uma tentativa de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.

Figura 11. Comportamento do CP durante a manutenção da postura bipodal ereta de uma das participantes do grupo GT5 antes de realizar o protocolo de treinamento.

De maneira geral, os resultados apontaram que após o período de treinamento de estabilidade de força dos MFP, a oscilação corporal na direção AP das participantes aumentou. As Figuras 12, 13 e 14 apresentam os valores da amplitude média de oscilação, velocidade média de oscilação e frequência mediana de oscilação na direção AP, respectivamente, para os quatro grupos estudados. MANOVA não indicou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,74, $F(3,36)=1,17$, $p=0,32$, $\eta^2=0,09$, power=0,43], mas apontou diferença para momento [Wilks' Lambda=0,50, $F(1,36)=11,19$ $p<0,01$, $\eta^2=0,49$, power=0,99] e interação entre grupo e momento [Wilks' Lambda=0,41, $F(3,36)=3,97$ $p<0,01$, $\eta^2=0,25$, power=0,96].

Com relação à amplitude de oscilação na direção AP (Figura 12), apontou diferença para momento [$F(1,36)=29,55$, $p<0,01$, $\eta^2=0,45$, $\text{power}=1,0$], e interação entre grupo e momento [$F(3,36)=12,92$, $p<0,01$, $\eta^2=0,51$, $\text{power}=1,0$]. Testes post hoc indicaram que os grupos GT5 e GT10 aumentaram a amplitude média de oscilação AP no momento pós treinamento.

* $p < 0,05$ comparado ao momento pré treinamento.

Figura 12. Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a velocidade média de oscilação na direção AP (Figura 13), ANOVA não indicou diferença para momento [$F(1,36)=1,58$, $p=0,21$, $\eta^2=0,04$, $\text{power}=0,23$]. Também não foi constatada interação entre os fatores grupo e momento [$F(3,36)=1,88$, $p=0,15$, $\eta^2=0,13$, $\text{power}=0,44$]. A velocidade média de oscilação AP foi similar entre os grupos tanto no momento pré quanto no momento pós treinamento.

Figura 13. Médias e desvios-padrão da velocidade média de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a frequência mediana de oscilação na direção AP (Figura 14), ANOVA não indicou diferença para momento [$F(1,36)=1,07$, $p=0,30$, $\eta^2=0,02$, $\text{power}=0,17$]. Também não foi constatada interação entre os fatores grupo e momento [$F(3,36)=0,33$, $p=0,79$, $\eta^2=0,02$, $\text{power}=0,10$].

Figura 14. Médias e desvios-padrão da frequência mediana de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Em relação às mesmas variáveis porém na direção ML, MANOVA indicou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,59, $F(3,36)=2,21$, $p=0,02$, $\eta^2=0,16$, power=0,75], mas não apontou diferença para momento [Wilks' Lambda=0,88, $F(1,36)=1,44$, $p=0,11$, $\eta^2=0,11$, power=0,34]. Também não foi observado interação entre grupo e momento [Wilks' Lambda=0,88, $F(3,36)=0,48$, $p=0,88$, $\eta^2=0,04$, power=0,18]. As Figura 15, 16 e 17 apresentam os valores da amplitude média de oscilação, velocidade média de oscilação e frequência mediana de oscilação na direção ML, respectivamente, para os quatro grupos estudados.

Com relação à amplitude de oscilação na direção ML (Figura 15), ANOVA não apontou diferença para grupo [$F(3,36)=1,69$, $p=0,18$, $\eta^2=0,12$, power=0,40]. A amplitude de oscilação ML foi similar entre os grupos tanto no momento pré quanto no momento pós treinamento.

Figura 15. Médias e desvios-padrão da amplitude média de oscilação ML para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a velocidade média de oscilação na direção ML (Figura 16), ANOVA não indicou efeito para grupo [$F(3,36)=1,67$, $p=0,18$, $\eta^2=0,12$, power=0,40]. A velocidade média de oscilação ML foi similar entre os grupos tanto no momento pré quanto no momento pós treinamento.

Figura 16. Médias e desvios-padrão da velocidade média de oscilação ML para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a frequência mediana de oscilação ML (Figura 17) ANOVA indicou efeito para grupo [$F(3,36)=3,34$, $p=0,03$, $\eta^2=0,21$, $\text{power}=0,71$]. Testes post hoc indicaram que o grupo GT10 apresentou menor oscilação comparado ao GC.

$p < 0,05$ comparado ao GC.

Figura 17. Médias e desvios-padrão da frequência mediana de oscilação AP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a área de deslocamento do CP (Figura 18), ANOVA não indicou diferença para grupo [$F(3,36)=1,54$, $p=0,22$, $\eta^2=0,11$, $\text{power}=0,37$], nem para momento [$F(1,36)=0,27$, $p=0,60$, $\eta^2=0,008$, $\text{power}=0,08$], também não foi observada interação entre estes dois fatores [$F(3,36)=1,15$, $p=0,34$, $\eta^2=0,08$, $\text{power}=0,28$]. A área de deslocamento do CP foi similar entre os grupos e entre momentos.

Figura 18. Médias e desvios-padrão da área de deslocamento do CP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

6.2.Experimento 2: Variabilidade de Força

Em relação a CIVM dos MFP das participantes, ANOVA não apontou diferença entre os grupos [$F(3,36)=1,32$, $p=0,28$]. A Figura 19 apresenta os valores referentes à CIVM dos MFP registrada antes do início dos treinamentos para os quatro grupos.

Figura 19. Médias e desvios-padrão da CIVM dos MFP para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC.

A partir da CIVM, a variabilidade da força dos MFP foi avaliada em quatro condições: 5% da CIVM com feedback visual; 5% da CIVM sem feedback visual; 10% da CIVM com feedback visual; 10% da CIVM sem feedback visual. A Figura 20 apresentam exemplos de séries temporais das quatro condições respectivamente.

a)

b)

Figura 20. Exemplos de séries temporais da variabilidade de força dos MFP de uma das participantes do grupo GT5: **a)** 5% CIVM com feedback visual; **b)** 5% da CIVM sem feedback visual; **c)** 10% CIVM com feedback visual; **d)** 10% CIVM sem feedback visual. As linhas verdes representam a zona alvo e as linhas azuis representam a força da participante. A linha verde corresponde a zona alvo em que a participante deveria manter sua força, a linha azul corresponde a força produzida pela participante.

De maneira geral, os resultados apontaram que após o período de treinamento de estabilidade de força dos MFP a variabilidade de força de flexão plantar diminuiu significativamente. MANOVA indicou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,21, $F(3,36)=5,73$, $p<0,001$, $\eta^2=0,40$, power=1,0], momento [Wilks' Lambda=0,42, $F(1,36)=11,09$, $p<0,001$, $\eta^2=0,57$, power=1,00] e interação entre grupo e momento [Wilks' Lambda=0,47, $F(3,36)=2,41$, $p=0,009$, $\eta^2=0,22$, power=0,90]. As Figura 21, 22, 23 e 24 apresentam os valores da variabilidade de força a 5% da CIVM com feedback visual, 5% da CIVM sem feedback visual, 10% da CIVM com feedback visual e 10% da CIVM sem feedback visual, respectivamente, para os quatro grupos estudados.

Com relação à variabilidade de força a 5% da CIVM com feedback visual (Figura 21) ANOVA apontou diferença para grupo [$F(3,36)=5,14$, $p=0,005$, $\eta^2=0,30$, power=0,89], momento [$F(1,36)=32,29$, $p<0,001$, $\eta^2=0,47$, power=1,00] e interação entre grupo e momento [$F(3,36)=7,46$, $p=0,001$, $\eta^2=0,38$, power=0,97]. Todos os grupos diminuíram a variabilidade de força no momento pós treinamento com exceção do grupo GC. Testes post hoc indicaram que

no momento após o treinamento o grupo GT5 apresentou menor variabilidade de força que o grupo GC e que o grupo GT10 apresentou menor variabilidade de força que os grupos GTLP e GC.

* $p < 0,05$ comparado ao momento pré treinamento

\$ $p < 0,05$ comparado ou GTLP no momento pós treinamento

$p < 0,05$ comparado ao GC no momento pós treinamento

Figura 21. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 5% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a variabilidade de força a 5% da CIVM sem feedback visual (Figura 22), ANOVA apontou diferença para grupo [$F(3,36)=7,70$, $p<0,001$, $\eta^2=0,39$, $\text{power}=0,97$], e momento [$F(1,36)=5,45$, $p=0,02$, $\eta^2=0,13$, $\text{power}=0,62$] mas não houve interação entre grupo e momento [$F(3,36)=0,61$, $p=0,60$, $\eta^2=0,04$, $\text{power}=0,16$]. Testes post hoc indicaram que o grupo GT5 apresentou menor variabilidade de força que os grupos GT10 e GTLP, e o grupo GTLP apresentou menor variabilidade de força que o grupo GC. No momento pós treinamento os grupos diminuíram sua variabilidade de força em relação ao momento pré treinamento.

**p < 0,05 comparado ao momento pré treinamento*

@p < 0,05 comparado ao GT10

\$p < 0,05 comparado ou GTLP

#p < 0,05 comparado ao GC

Figura 22. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 5% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a variabilidade de força a 10% da CIVM com feedback visual (Figura 23) ANOVA não apontou diferença para grupo [$F(3,36)=2,37$, $p=0,08$, $\eta^2=0,16$, $\text{power}=0,54$], mas apontou diferença para momento [$F(1,36)=4,51$, $p=0,04$, $\eta^2=0,11$, $\text{power}=0,54$]. Também foi constatada interação entre grupo e momento [$F(3,36)=1,96$, $p=0,05$, $\eta^2=0,19$, $\text{power}=0,63$]. Os grupos GT5, GT10 e GTLP diminuíram a variabilidade de força no momento pós treinamento.

* $p < 0,05$ comparado ao momento pré treinamento

Figura 23. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 10% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a variabilidade de força a 10% da CIVM sem feedback visual (Figura 24) ANOVA apontou diferença para grupo [$F(3,36)=8,87$, $p<0,001$, $\eta^2=0,42$, $\text{power}=0,99$] e momento [$F(1,36)=4,88$, $p=0,03$, $\eta^2=0,11$, $\text{power}=0,57$] mas não houve interação entre grupo e momento [$F(3,36)=1,07$, $p=0,37$, $\eta^2=0,08$, $\text{power}=0,26$]. Todos os grupos diminuíram a variabilidade de força no momento pós treinamento. Testes post hoc indicaram que o grupo GT5 apresentou maior variabilidade de força que o grupo GTLP e que o grupo GTLP apresentou menor variabilidade de força que o grupo GC.

* $p < 0,05$ comparado ao momento pré treinamento

\$ $p < 0,05$ comparado ou GTLP

$p < 0,05$ comparado ao GC

Figura 24. Médias e desvios-padrão da variabilidade de força dos MFP a 10% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

6.3. Coativação Muscular (TA e GM)

Para avaliação da coativação muscular foram utilizados os valores de RMS normalizados dos músculos TA e GM. Esta avaliação ocorreu durante o experimento 2, referente a variabilidade de força dos MFP. As condições de coativação muscular avaliadas foram: 5% da CIVM com feedback visual; 5% da CIVM sem feedback visual; 10% da CIVM com feedback visual; 10% da CIVM sem feedback visual. A Figura 25 apresenta exemplos de séries temporais da ativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM com os dados brutos e o envelope linear, respectivamente.

Figura 25. Exemplos de uma série temporal da ativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM: **a)** dados brutos; **b)** envelope linear.

De maneira geral, os resultados apontaram que após o período de treinamentos de estabilidade de força dos MFP a coativação dos músculos TA e GM diminuiu significativamente. MANOVA não indicou diferença para grupo [Wilks' Lambda=0,46, $F(3,36)=2,46$, $p=0,08$, $\eta^2=0,22$, power=0,91], e momento [Wilks' Lambda=0,74, $F(1,36)=2,85$, $p=0,039$, $\eta^2=0,25$, power=0,71] mas não foi observado interação entre grupo e momento [Wilks' Lambda=0,64, $F(3,36)=1,30$, $p=0,22$, $\eta^2=0,13$, power=0,61]. As Figura 26, 27, 28 e 29 apresentam os valores da coativação muscular a 5% da CIVM com feedback visual, 5% da CIVM sem feedback visual, 10% da CIVM com feedback visual e 10% da CIVM sem feedback visual, respectivamente, para os quatro grupos estudados.

Com relação à coativação muscular a 5% da CIVM com feedback visual (Figura 26), ANOVA apontou diferença para momento [$F(1,36)=6,49$, $p=0,015$, $\eta^2=0,15$, $\text{power}=0,69$]. No momento pós o treinamento os todos grupos apresentaram diminuição na coativação muscular.

** $p < 0,05$ comparado ao momento pré treinamento.*

Figura 26. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a coativação muscular a 5% da CIVM sem feedback visual (Figura 27) ANOVA apontou diferença para momento [$F(1,36)=4,38$, $p=0,043$, $\eta^2=0,10$, $\text{power}=0,53$]. Todos os grupos apresentaram menor coativação muscular no momento pós treino.

** $p < 0,05$ comparado ao momento pré treinamento.*

Figura 27. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 5% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a coativação muscular a 10% da CIVM com feedback visual (Figura 28), ANOVA apontou diferença para momento [$F(1,36)=5,31$, $p=0,027$, $\eta^2=0,12$, $\text{power}=0,61$]. Todos os grupos apresentaram menor coativação muscular no momento pós treinamento.

Figura 28. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 10% da CIVM com feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

Para a coativação muscular a 10% da CIVM sem feedback visual (Figura 29), ANOVA apontou diferença para momento [$F(1,36)=4,18$, $p=0,04$, $\eta^2=0,10$, $\text{power}=0,51$]. No momento pós treinamento os grupos apresentaram menor coativação muscular.

**p < 0,05 comparado ao momento pré treinamento.*

Figura 29. Médias e desvios-padrão da coativação muscular dos músculos TA e GM a 10% da CIVM sem feedback visual para os grupos GT5, GT10, GTLP e GC nos momentos pré e pós treinamento.

6.4. Resultados das Correlações

6.4.1. Correlação entre Controle Postural e Variabilidade de Força dos MFP

Para analisar a relação existente entre o controle postural e a variabilidade de força dos MFP foram correlacionados os dados pré treinamento das variáveis amplitude média de oscilação AP e ML, velocidade média de oscilação AP e ML, a frequência mediana de oscilação AP e ML e a área de deslocamento com as quatro condições de avaliação da variabilidade de força (5% CIVM com feedback visual, 5% CIVM sem feedback visual, 10% CIVM com feedback visual e 10% CIVM sem feedback visual). De maneira geral, não foi constatada nenhuma associação entre o controle da postura de idosos e a variabilidade de força dos MFP. Testes de correlação de Pearson não indicaram nenhuma correlação significativa entre as sete variáveis referentes ao controle postural e as quatro condições de avaliação da variabilidade de força dos MFP (Tabela 2).

Tabela 2. Coeficientes de correlação (r) entre as variáveis do controle postural e a variabilidade de força dos MFP mensurada nas condições de 5% e 10% da CIVM, com e sem feedback visual.

	Ampl. AP	Ampl. ML	Vel. AP	Vel. ML	Freq. AP	Freq. ML	Área
5% com FV							
r	-0,034	-0,077	0,123	0,083	-0,037	0,071	-0,061
p	0,835	0,638	0,416	0,610	0,820	0,662	0,708
5% sem FV							
r	-0,118	-0,110	0,070	-0,145	0,017	-0,071	-0,037
p	0,805	0,295	0,421	0,501	0,556	0,496	0,269
10% com FV							
r	-0,040	0,170	0,131	0,110	-0,096	-0,111	0,179
p	0,470	0,500	0,666	0,371	0,918	0,665	0,821
10% sem FV							
r	-0,003	-0,103	-0,043	-0,224	0,128	-0,170	-0,075
p	0,985	0,528	0,794	0,165	0,431	0,295	0,644

Legenda: Ampl. = amplitude média de oscilação; Vel. = velocidade média de oscilação; Freq. = frequência mediana de oscilação; FV = feedback visual.

6.4.2. Correlação entre Controle Postural e Coativação Muscular (TA e GM)

Na análise da associação entre o controle postural e a coativação muscular dos músculos TA e GM foram correlacionados os dados pré treinamento das variáveis amplitude média de oscilação AP e ML, velocidade média de oscilação AP e ML, frequência mediana de oscilação AP e ML e a área de deslocamento com as quatro condições de avaliação da variabilidade de força, nas quais também foram avaliadas a coativação dos músculos TA e GM (5% CIVM com feedback visual, 5% CIVM sem feedback visual, 10% CIVM com feedback visual e 10% CIVM sem feedback visual). Os índices de coativação muscular pré treinamento foram: 5% da CIVM com feedback visual $0,48 \pm 0,13$; 5% da CIVM sem feedback visual $0,44 \pm 0,14$; 10% da CIVM com feedback visual $0,43 \pm 0,13$; 10% da CIVM sem feedback visual $0,42 \pm 0,14$. O valor zero é igual nenhuma coativação muscular, e quanto maior o valor maior é a coativação muscular (HAMMOND *et al.*, 1988). Em síntese, não foi constatada nenhuma associação significativa entre o controle postural de idosas e a coativação dos músculos TA e GM. Testes de correlação

de Pearson não indicaram relação entre as sete variáveis referentes ao controle postural e a coativação muscular mensurada nas quatro condições de avaliação (Tabela 3).

Tabela 3. Coeficientes de correlação (r) entre as variáveis do controle postural e a coativação dos músculos TA e GM mensurada nas condições de 5% e 10% da CIVM, com e sem feedback visual.

	Ampl. AP	Ampl. ML	Vel. AP	Vel. ML	Freq. AP	Freq. ML	Área
5% com FV							
r	-0,021	0,081	0,123	0,252	0,086	0,233	0,040
p	0,899	0,619	0,449	0,117	0,598	0,148	0,808
5% sem FV							
r	-0,131	-0,158	-0,276	-0,002	-0,032	0,075	-0,213
p	0,421	0,330	0,085	0,990	0,845	0,464	0,187
10% com FV							
r	0,035	-0,087	-0,009	0,069	0,185	0,035	-0,106
p	0,831	0,594	0,956	0,672	0,254	0,230	0,514
10% sem FV							
r	0,175	0,208	0,053	0,273	-0,021	0,126	0,180
p	0,280	0,198	0,744	0,088	0,896	0,440	0,267

Legenda: Ampl. = amplitude média de oscilação; Vel. = velocidade média de oscilação; Freq. = frequência mediana de oscilação; FV = feedback visual.

6.4.3. Correlação: Variabilidade de Força dos MFP e Coativação Muscular (TA e GM)

Para análise da associação entre variabilidade de força dos MFP e a coativação muscular dos músculos TA e GM foram correlacionados os dados pré treinamento das quatro condições de avaliação da variabilidade de força e coativação muscular dos músculos TA e GM (5% CIVM com feedback visual, 5% CIVM sem feedback visual, 10% CIVM com feedback visual e 10% CIVM sem feedback visual). De maneira geral não foi constatada nenhuma associação entre o controle postural de idosas e a coativação dos músculos TA e GM. Testes de correlação de Pearson não indicaram relação entre as variáveis referentes a variabilidade de força dos MFP e as variáveis da coativação muscular (Tabela 4).

Tabela 4. Coeficientes de correlação (r) entre as variáveis da variabilidade de força dos MFP e as variáveis da coativação muscular dos músculos TA e GM.

	C 5% com FV	C 5% sem FV	C 10% com FV	C 10% sem FV
V 5% com FV				
r	0,061	0,072	0,161	0,045
p	0,708	0,659	0,322	0,784
V 5% sem FV				
r	-0,088	-0,158	-0,129	-0,139
p	0,589	0,329	0,429	0,394
V 10% com FV				
r	-0,097	-0,055	-0,086	-0,246
p	0,550	0,735	0,596	0,126
V 10% sem FV				
r	0,190	0,128	0,162	0,276
p	0,240	0,319	0,431	0,085

Legenda: V = variabilidade de força dos MFP; C = coativação muscular dos músculos TA e MG; FV = feedback visual.

7. DISCUSSÃO

O presente estudo buscou verificar os efeitos de um treinamento específico de estabilidade de força dos MFP sobre a variabilidade de força destes músculos, o controle postural e a coativação dos músculos TA e GM na população idosa. Além disso, investigou a relação entre a variabilidade de força destes músculos com o controle postural da população em questão. De maneira geral, os resultados revelaram que o treinamento de estabilidade de força dos MFP realizado pelos grupos GT5, GT10 e GTLP foi eficiente e diminuiu a variabilidade de força das participantes na condição de 5% e 10% da CIVM com feedback visual em relação ao controle postural, foi observado que os grupos GT5 e GT10 aumentaram sua amplitude média de oscilação na direção AP após o treinamento. Com relação a ativação dos músculos TA e GM, todos os grupos parecem ter diminuído o índice de coativação muscular para as condições 5% e 10% com e sem feedback visual após o período de treinamento. Finalmente, os resultados apontaram que para população idosa não há relação entre a variabilidade de força dos MFP e o controle da postura.

O fato de o treinamento ter diminuído a variabilidade de força dos MFP, de certa forma era esperado, uma vez que a literatura já documenta este mesmo resultado para este grupamento muscular com a população de adultos jovens (OSHITA e YANO, 2011). Além disto, existe uma tendência para que a variabilidade da força seja maior na fase inicial de contato e conhecimento com a tarefa, posteriormente, diminuindo com a prática (WU *et al.*, 2014; NORDIN *et al.*, 2017). Este resultado, em particular para os idosos, se torna interessante, haja vista que, quanto maior for a variabilidade da força, maior é a dificuldade destas pessoas em realizar tarefas diárias simples, como por exemplo, manusear pequenos objetos ou manter o controle da sua postura ereta (KORNATZ *et al.*, 2005; KOUZAKI *et al.*, 2007).

Os resultados mais expressivos do treinamento sobre a variabilidade da força foram obtidos em uma intensidade relativa a 5% da CIVM intensidade que é inferior às avaliadas pelo estudo previamente citado (OSHITA e YANO, 2011), que propôs avaliações e treinamentos a 10% e 20% da CVM. Os resultados obtidos na intensidade relativa a 5% da CIVM parecem aceitáveis à medida que o controle da força dos MFP em baixas intensidades (menos de 10% da CIVM) diminui em função do processo do envelhecimento (TRACY, 2007; OOMEN e VAN DIEEN, 2017). Sendo assim, esta população se torna mais passível de melhoras na variabilidade de força nesta intensidade (5% CIVM), possibilitando resultados mais evidentes.

Além do estudo de Oshita e Yano (2011), a literatura apresenta outros relatos a respeito da redução na variabilidade de força causado por treinamentos de força e estabilidade de força sobre diversos grupamentos musculares (KEEN *et al.*, 1994; PATTEN e KAMEN, 2000; KORNATZ *et al.*, 2005). Keen e colaboradores (1994) relataram em seus achados que quatro semanas de treinamento de força para os músculos dorsais, com cargas referentes a 80% da CVM em adultos jovens, reduziu significativamente a variabilidade de força destes músculos durante contrações isométricas a 50% da CVM dos voluntários. Já no estudo de Patten e Kamen (2000), foi constatado que seis semanas de treinamento de controle de força para os músculos dorsiflexores do tornozelo, realizados com cargas entre 10% e 60% da CVM foi capaz de melhorar em 44% o controle da força destes músculos de adultos jovens e em 48% o de idosos. Kornatz e colaboradores (2005) por sua vez, mostraram que apenas duas semanas de treinamento de controle de força para os músculos dos dedos indicadores a 10% da CVM, foram suficientes para que idosos diminuíssem sua variabilidade de força para estes músculos. Esses achados corroboram os resultados do presente estudo. Tanto a literatura existente como os resultados obtidos nesta pesquisa, indicam que o treinamento de força ou de estabilidade de

força são capazes de reduzir significativamente as flutuações de força de alguns grupamentos musculares distintos. Além disso, mesmo que o treinamento realizado nesta pesquisa tenha sido aplicado com uma frequência semanal relativamente baixa (uma vez por semana), este foi suficiente para gerar adaptações e reduzir a variabilidade de força dos MFP assim como no estudo de Oshita e Yano (2011). Esta façanha pode ter ocorrido porque, mesmo realizado apenas uma vez por semana, o treinamento pode gerar um efeito de aprendizagem motora da tarefa, proporcionando um padrão de movimento dos MFP mais eficaz, aumentando a excitabilidade dos neurônios motores e a taxa de disparo destes neurônios motores, além de melhorar a sincronização do disparo das unidades motoras (OHMORI *et al.*, 2010). A literatura apresenta uma série de estudos relatando diversos benefícios de programas de treinamentos, também realizados com frequência semanal de apenas um dia (TAAFFE *et al.*, 1999; BURT *et al.*, 2007; DIFRANCISCO-DONOGHUE *et al.*, 2007; OHMORI *et al.*, 2010; OSHITA e YANO, 2011; FARINATTI *et al.*, 2013).

Em relação aos tipos de treinamentos realizados, nosso estudo apresenta-se como pioneiro, pois foi o único que propôs treinamentos de controle da força dos MFP em diferentes intensidades (5% e 10% da CIVM) e diferentes exercícios (treinamento na cadeira experimental e treinamento no leg press), além disso, também é o único a avaliar a população idosa, que é indicada pela literatura como o público que mais sofre com problemas relacionados à variabilidade de força (OOMEN e VAN DIEEN, 2017). Em nossas análises, quando combinadas as quatro condições de avaliação da variabilidade de força dos MFP (5% CIVM com feedback visual, 5% CIVM sem feedback visual, 10% CIVM com feedback visual e 10% CIVM sem feedback visual), os três grupos que realizaram treinamento específicos para estabilidade de força, mostraram diminuição em sua variabilidade de força (considerando valores absolutos). O grupo GT5 apresentou uma diminuição de aproximadamente 22%, o grupo GT10 diminuiu em aproximadamente 19% e o grupo GTLP por sua vez, diminuiu sua variabilidade de força em aproximadamente 17%. O resultado inferior apresentado pelo grupo GTLP pode ser atribuído a uma questão denominada especificidade do treinamento. O princípio da especificidade do treinamento considera que todo tipo de treinamento, cuja busca é alcançar um determinado objetivo, deva ser o mais próximo possível (parecido) com a tarefa de referência em questão. Neste princípio, é necessário adequar as características do treino com as características da tarefa (WEINECK, 1999). Como os grupos GT5 e GT10 realizaram treinamentos com tarefas idênticas as das avaliações, estes grupos podem ter obtido os

resultados mais expressivos. O grupo GC por sua vez, não realizou nenhum tipo de treinamento, e acabou não apresentando nenhuma melhora em sua variabilidade de força, comprovando o efeito das intervenções.

Já em uma comparação entre os valores brutos das condições com feedback visual e sem feedback visual da força produzida durante as tarefas, foi observado que, quando esta informação sensorial estava suprimida, a variabilidade de força dos MFP foi maior. Este resultado contrasta parcialmente ao que já foi apresentado na literatura, que reporta que quanto maior for a quantidade de feedback visual em uma tarefa maior será a variabilidade de força de idosos (TRACY, BRIAN L *et al.*, 2007; PARK *et al.*, 2017). No entanto, algumas comparações entre os estudos são necessárias para esclarecer a efetiva contribuição do feedback visual para o controle da força. Em nossa pesquisa a variabilidade de força foi estipulada por meio da fórmula do desvio padrão alterada (os valores referentes à média foram substituídos pelo valor da zona alvo), e foram utilizadas condições com ou sem feedback visual. O grupo de pesquisadores de Tracy (2007), avaliaram músculos extensores do joelho e flexores do cotovelo de indivíduos idosos utilizando como valor de referência, para a variabilidade de força, o coeficiente de variação da força (razão entre o desvio padrão e a média) nas condições com feedback visual e ausência de feedback visual. Esta diferença na avaliação dos dados pode ser relevante uma vez que o presente estudo focou na acurácia das participantes (troca da média pela zona alvo na fórmula do desvio padrão) a medida que, Tracy e seus colaboradores (2007), levaram em consideração a precisão de seus voluntários (média levada em consideração na fórmula do coeficiente de variação). De fato, em nosso estudo, quando observadas as séries temporais das tentativas sem a presença de feedback visual, era extremamente comum encontrarmos pouca variação da força (precisão), porém a uma distância considerável da zona alvo determinada, ou seja, menor acurácia. Em contrapartida, quando observada a imagem com feedback visual da força produzida, pode-se notar que a participante se mantinha muito próxima à zona alvo, porém apresentando a necessidade de constantes ajustes.

Já Park e colaboradores (2017), avaliaram a variabilidade de força do músculo TA de 15 idosos com condições de feedback visual diferentes das utilizadas por nós. Os autores propuseram duas resoluções distintas para o ganho de informação visual ($0,05^\circ$ ou $1,2^\circ$), e constataram que, quanto menor o ganho de informações visuais, menor a variação da força. Os mesmos, ainda explicam que, quanto maior a resolução do feedback, maior é a necessidade dos participantes em realizar ajustes na força, devido a riqueza de informação que os mesmos

recebem, o que acaba ocasionando variações mais constantes. No entanto, é necessário frisar que no presente estudo, em determinadas situações, as participantes eram completamente privadas do feedback visual, fazendo com que os ajustes na força realizados por elas fossem baseados apenas nas informações provenientes do sistema somatossensorial, enquanto que no estudo de Park e colaboradores (2017) este mesmo sistema sensorial nunca precisou trabalhar sozinho, o que de certa forma, pode gerar a diferença na comparação e interpretação entre os resultados.

Apesar da diminuição da variabilidade de força dos MFP, o treinamento proposto não gerou alterações na oscilação postural de idosas na direção ML, mas isto pode ser explicado pelo fato dos músculos envolvidos nas tarefas não influenciarem o controle da postura nesta direção (MASANI *et al.*, 2003; KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2011; HEROUX *et al.*, 2014). Porém, o mesmo treinamento parece ter sido responsável por aumentar a oscilação postural das idosas na direção AP. Esta alteração pode ser vista por parte da literatura como maléfica por aumentar o deslocamento do CP (BALOH *et al.*, 1998; GILL *et al.*, 2001; DU PASQUIER *et al.*, 2003; FRANSSON *et al.*, 2004; HATZITAKI *et al.*, 2005; PRIOLI *et al.*, 2005; FREITAS JÚNIOR e BARELA, 2006; ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008), no entanto, se levarmos em consideração o ponto de vista de Carpenter e seus colaboradores (2010), podemos interpretar este resultado como satisfatórios para a população idosa, uma vez que os mesmos consideram o maior deslocamento do CP como uma estratégia exploratória capaz de proporcionar maiores ganhos de feedback sensorial, culminando em melhores informações para o controle da postura. Além disso, os achados de Nagai e colaboradores (2016) indicam que idosos que utilizam a estratégia de coativação dos músculos ao redor da articulação do tornozelo, tendem a diminuir a oscilação do CP e aumentar a inclinação de seu tronco. Corroborando a linha de pensamento do grupo de Carpenter (2010), estes resultados foram interpretados como prejudiciais, levando a um comprometimento no controle postural desta população. O presente estudo também mostrou que, em valores absolutos, o treinamento específico de estabilidade de força dos MFP realizado pelos grupos GT5 e GT10, parece ter diminuído a coativação dos músculos TA e GM, e pensando na lógica do estudo de Nagai e colaboradores (2016), este pode ter sido o motivo do aumento no deslocamento AP do CP.

Consultando a literatura, percebemos que o aumento da amplitude de deslocamento AP apresentada pelos grupos GT5 e GT10 diverge dos achados de Oshita e Yano (2011), que

relatam a eficácia do treinamento específico de estabilidade de força dos MFP para diminuição da oscilação corporal nesta mesma direção. Entretanto, temos que levar em consideração questões metodológicas como o tipo da amostra recrutada em cada uma das pesquisas. Oshita e Yano (2011) avaliaram apenas adultos jovens do sexo masculino (média de 21 anos) e nós apenas mulheres idosas (média de 66 anos). Estas são faixas etárias com características distintas em questões relacionadas ao sistema de controle postural (PRIOLI *et al.*, 2006; ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008; TOLEDO e BARELA, 2010). Além disso, temos que considerar que idosos, diferentemente de jovens, apresentam menor controle da força dos MFP em baixas intensidades (TRACY, 2007) e menor mobilidade na articulação do tornozelo (SPINK *et al.*, 2011), o que de acordo com a literatura, pode alterar o comportamento do controle postural destes indivíduos (TRACY, 2007; SPINK *et al.*, 2011).

A baixa mobilidade na articulação do tornozelo de idosos tem relação com a estratégia de coativação muscular adotada por esta população na expectativa de aumentar seu controle postural (LAUGHTON *et al.*, 2003; CRAIG *et al.*, 2016; IWAMOTO *et al.*, 2017). A coativação muscular tem como característica a contração simultânea de músculos agonistas e antagonistas de uma articulação, o que gera um enrijecimento da mesma (LAUGHTON *et al.*, 2003; CRAIG *et al.*, 2016). Este enrijecimento tem como objetivo aumentar a precisão dos movimentos corporais, e no caso do controle postural, diminuir as oscilações do corpo e reduzir o risco de um episódio de queda (CRAIG *et al.*, 2016). Com base nestas informações, é aceitável sugerir que a diminuição na coativação dos músculos da articulação do tornozelo levaria a um aumento da oscilação postural uma vez que diminuiriam a rigidez desta articulação. Esta sugestão ganha ainda mais força quando levamos em consideração o estudo de Nagai e colaboradores (2016). Os autores testaram os efeitos da coativação dos músculos da articulação do tornozelo durante um momento de perturbação externa na manutenção da postura bipodal ereta. Como resultado, foi constatado que aumentar a coativação destes músculos de fato diminui a oscilação do CP. Além disso, é interessante salientar que esta rigidez articular nem sempre é apontada como algo benéfico por parte da literatura (WU, 1998; ALLUM *et al.*, 2002; TUCKER, MURRAY G *et al.*, 2008; HORTOBÁGYI *et al.*, 2009; NAGAI *et al.*, 2016). Nagai e colaboradores (2016), por exemplo, explicam que esta estratégia compensatória possa ser maléfica, à medida que pode diminuir a flexibilidade articular, comprometendo a execução de movimentos, além de, também, aumentar o tempo das ações motoras (respostas) a perturbações externas.

Nossa pesquisa se preocupou em avaliar as condições de coativação muscular da articulação do tornozelo antes e após o período de treinamento (durante o Experimento 2) com a intenção de melhor entender os resultados finais do estudo. Com base no que foi observado, nossos resultados corroboram a informação de que uma menor coativação muscular levaria a um aumento da oscilação postural, uma vez que o treinamento proposto na cadeira experimental apresentou uma tendência para a diminuição da coativação muscular na articulação do tornozelo e aumento da oscilação postural na direção AP. Embora a diminuição na coativação muscular não tenha sido estatisticamente significativa, os grupos GT5 e T10, que realizaram protocolos de treinamento na cadeira experimental, apresentaram aumento significativo em sua amplitude média de oscilação na direção AP e em valores absolutos, foram os que mais apresentaram diminuição no seu índice de coativação muscular. Esta combinação de resultados sugere que as mudanças no índice de coativação muscular possam ter influenciado o controle da postura das voluntárias. Podemos explicar estes resultados sugerindo que o treinamento promoveu um aumento nos graus de liberdade da articulação do tornozelo, pois de acordo com Nagai e colaboradores (2012), a postura rígida induzida por forte coativação muscular, reduz os graus de liberdade das articulações, e podem comprometer a execução de movimentos voluntários ou compensatórios (ALLUM *et al.*, 2002; NAGAI *et al.*, 2016). Ainda há de se destacar que diminuições de coativações musculares podem ocorrer em decorrência de programas de treinamento específicos, assim como observado em nossos resultados e, também, nos de Nagai e colaboradores (2012), que diminuíram a coativação muscular da articulação do tornozelo de idosos, por meio de um treinamento específico de equilíbrio corporal.

Apesar de interessante, esta relação entre o treinamento de estabilidade de força e coativação muscular, ainda precisa ser melhor investigada uma vez que alguns estudos reportam resultados conflitantes, pois do ponto de vista de alguns autores, a coativação de músculos agonistas e antagonistas de uma articulação não parece influenciar a variabilidade de força (BURNETT *et al.*, 2000; TRACY e ENOKA, 2002). De fato, a relação entre variabilidade de força dos MFP e coativação dos músculos TA e GM também não foi estatisticamente comprovada em nossos resultados, corroborando as informações prévias (BURNETT *et al.*, 2000; TRACY e ENOKA, 2002).

Com relação à associação entre o controle da postura ereta e a coativação dos músculos da articulação do tornozelo, a literatura se apresenta controversa. Alguns achados defendem a ideia de que, quanto maior o índice de coativação muscular, menor será a oscilação do CP

(MANCHESTER *et al.*, 1989; MELZER *et al.*, 2001; TUCKER, M. G. *et al.*, 2008; NAGAI *et al.*, 2016), enquanto outros resultados sugerem uma correlação na qual a maior coativação muscular é acompanhada, também, de maior oscilação do CP (HSIAO-WECKSLER *et al.*, 2003; NAGAI *et al.*, 2011; NAGAI *et al.*, 2012; NAGAI *et al.*, 2013). Nossos resultados acabaram por não aderir a nenhuma destas linhas de pensamento, uma vez que não apontaram nenhum tipo de relação entre a coativação dos músculos TA e GM com o controle postural das idosas. Contudo, podemos apontar como uma limitação do estudo o fato da avaliação de coativação muscular ter sido realizada no experimento referente à variabilidade de força e não em uma condição de controle da postura bipodal ereta. Os contrastes da literatura, somados aos nossos resultados, deixam claro que a relação entre coativação muscular e controle da postura ainda não está completamente elucidada, mostrando a importância de novas investigações a este respeito.

Por fim, quando analisada a associação entre o controle postural e a variabilidade de força dos MFP, nossos resultados mais uma vez discordaram de relatos prévios da literatura (KOUZAKI e SHINOHARA, 2010; OSHITA e YANO, 2012). Oshita e Yano (2012) investigaram a relação entre controle postural e variabilidade de força dos MFP em um grupo de adultos jovens ($21 \pm 1,0$ anos) e constataram associações moderadas entre estas variáveis em uma intensidade relativa a 10% da CVM. Como, também, avaliamos a variabilidade de força dos MFP a 10% da CIVM, as principais divergências entre as constatações parecem estar relacionadas a idade das amostras recrutadas em cada estudo. A partir disto, há de se frisar que as duas variáveis correlacionadas nos estudos são vistas de maneira diferentes para as duas populações.

A literatura é clara em relação ao declínio no sistema de controle postural apresentado por indivíduos idosos em virtude do maior deslocamento do centro de pressão e maior tempo para responder a uma perturbação postural que estes indivíduos apresentam em relação à população jovem (PRIOLI *et al.*, 2006; ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008; TOLEDO e BARELA, 2010; SPINK *et al.*, 2011; GOMES *et al.*, 2015). Além disso, o indivíduo idoso apresenta deterioração de vários sistemas sensoriais, motores e de integração (ABRAHAMOVA e HLAVACKA, 2008), sendo assim, pode ser que a variabilidade da força tenha menos influência direta no controle da postura, ou seja, seus efeitos na postura são sobrepostos por outros déficits mais importantes. Em relação à variabilidade de força, existem evidências mostrando que indivíduos idosos, também apresentam maior variabilidade da força

dos MFP em baixas intensidades quando comparados aos jovens (TRACY, 2007; OOMEN e VAN DIEËN, 2017). De acordo com Oomen e van Dieën (2017), as diferenças na variabilidade de força entre idosos e jovens ficam evidenciadas principalmente em músculos localizados em regiões distais, como é o caso dos MFP, somado a isto, as diferenças entre estas populações aumentam quando as intensidades propostas para o controle da força são abaixo de 10% da CIVM. Este aumento da variabilidade de força como consequência do envelhecimento pode ser explicada por uma série de fatores, dentre eles a diminuição no número de unidades motoras, sincronização destas unidades motoras, aumento da coativação muscular, dificuldades no processamento sensoriomotor e a variabilidade na descarga de unidades motoras (OOMEN e VAN DIEËN, 2017). Oshita e Yano (2012) acreditam que estas diferenças ocorram pelo fato de indivíduos idosos utilizarem estratégias comportamentais diferentes às dos jovens em tarefas de contrações musculares isométricas, como por exemplo, a maior coativação muscular que está população apresenta durante tarefas que envolvam contrações musculares isométricas submáximas. Os autores sugerem, ainda, que as estratégias neurais utilizadas por adultos jovens, durante a manutenção da postura ereta, são similares às estratégias utilizadas para o controle da força dos MFP (OSHITA e YANO, 2012), o que a partir de nossos resultados, parece não ocorrer no caso da população idosa. Também pode ser considerada a possibilidade de que outros fatores decorrentes do processo de envelhecimento (ex. deteriorações motoras, sensoriais e de integração) sejam tão impactantes na manutenção do controle da postura, que se sobrepuseram aos efeitos da variabilidade de força dos MPF

Apesar das diferentes faixas etárias avaliadas, ainda é válido observar o gráfico de correlação disponibilizado por Oshita e Yano (2012) em seu estudo (Figura 1 do artigo). Neste gráfico, observamos um valor moderado de correlação ($R=0,58$) e a significância do resultado no limite aceito pela confiabilidade estatística adotada pelos autores ($p=0,05$). Este valor se torna ainda mais intrigante à medida que um dos indivíduos do gráfico apresenta características de *outlier*, uma vez que seu resultado referente ao controle postural (velocidade de deslocamento do centro de massa) se apresenta afastado da média em aproximadamente três desvios padrão (média geral: $0,63 \pm 0,12$ cm/s; média do suposto *outlier*: aproximadamente 1,0 cm/s).

Kouzaki e Shinohara (2010) também estabeleceram uma correlação positiva entre o controle postural na direção AP e a variabilidade de força dos MFP em intensidades abaixo de 5% da CVM para adultos jovens (28.1 ± 4.0 anos) e idosos (69.76 ± 2.8 anos) combinados em um

mesmo grupo, mas não constataram correlações em intensidades iguais ou superiores a 10% da CVM. Este último resultado referente à ausência de correlação na intensidade de 10% da CVM corrobora nossos achados, no entanto, a correlação significativa verificada na intensidade de 5% da CVM, não. Entretanto, neste estudo, também, cabe destacar uma correlação moderada no valor referente à intensidade relativa a 5% da CVM constatada pelos autores ($R = 0.455$). Diante desta divergência de resultados algumas questões merecem atenção. O primeiro questionamento é referente ao fato dos autores não avaliarem sua amostra de forma segmentada, separando os jovens dos idosos. Os resultados, além de combinados, também poderiam ter sido estratificados, fornecendo maior riqueza nas informações, não só do comportamento da população como um todo, mas também possibilitando comparações entre faixas etárias. Somado a isto, o gráfico de correlação fornecido pelos autores (Figura 8 do artigo) é bastante intrigante, pois analisando cautelosamente as intensidades 2,5% e 5% da CVM, deixa a sensação de que quando levado em consideração apenas os indivíduos idosos (pontos pretos do gráfico), esta correlação não existiria. Claro que isto é apenas uma suposição baseada em uma análise visual de um gráfico, contudo, de certa forma, vai ao encontro de nossos achados e fortalece os resultados obtidos no presente estudo.

Mais uma vez, os contrastes entre a literatura e os achados de nossa pesquisa, deixam clara a importância de maiores investigações sobre a relação entre controle postural e variabilidade de força dos MFP, principalmente no que diz respeito ao fator envelhecimento. Esta, parece ser uma sugestão válida, haja vista que as associações entre variabilidade de força e tarefas motoras dependem não só do tipo de contração muscular, intensidade da contração e músculos envolvidos na tarefa, mas também da idade do indivíduo (SHINOHARA *et al.*, 2005; SOSNOFF e NEWELL, 2006; TRACY, B. L. *et al.*, 2007). Por fim, esta gama de informações nos leva a crer que os mecanismos utilizados pelo sistema de controle postural e de controle da força dos MFP são diferentes entre adultos e idosos, ou que talvez possa existir uma sobreposição de outros fatores inerentes ao processo de envelhecimento que podem comprometer esta associação na população idosa, como é o caso das deteriorações motoras, sensoriais e de integração pela qual o indivíduo idoso está sujeito. Estas suposições merecem ser melhor investigadas e abrem um leque de possibilidades para novas pesquisas, como por exemplo, estudos longitudinais que analisem os efeitos do treinamento de estabilidade de força dos MFP na ocorrência de quedas, ou sobre as respostas motoras a perturbações externas.

Nossos achados devem ser interpretados de maneira ponderada pelas limitações do estudo. Primeiro, é importante destacar que a coativação dos músculos TA e GM foi avaliada apenas durante o experimento referente a variabilidade de força e não durante o controle postural. Segundo o controle da força dos MFP foi avaliado na posição horizontal (participantes sentadas), com apoio para os pés e em algumas tentativas com auxílio do feedback visual da força produzida. Estas condições diferem do controle necessário que o corpo demanda para se manter na posição ortostática.

Finalmente, o estudo revelou achados que apresentam implicações práticas importantes referentes à prescrição de exercícios para a população idosa. Os resultados indicam que o treinamento de estabilidade de força dos MFP, realizado com frequência de uma vez por semana, pode melhorar o controle da força destes músculos e diminuir a coativação muscular na articulação do tornozelo, principalmente quando realizado em uma intensidade relativa a 5% da CIVM em idosos. Embora não esteja claro o efeito deste treinamento no controle da postura, a redução da variabilidade da força pode ser interpretada como um ganho em termos de controle motor, possivelmente por otimizar a descarga de disparo e a sincronização de disparo das unidades destes músculos.

8. CONCLUSÃO

O presente estudo revelou aspectos importantes sobre o sistema de controle postural de idosos em relação à variabilidade de força dos MFP. Primeiramente, mostrou que o treinamento específico de variabilidade de força dos MFP diminuiu a variabilidade de força produzida por estes músculos nas idosas avaliadas. Revelou uma tendência para que este mesmo treinamento seja capaz de diminuir a coativação dos músculos TA e GM e que isto pode ter sido um dos mecanismos responsáveis pelo aumento da oscilação corporal (AP) evidenciado após o período de treinamento. Também indicou que o treinamento realizado na cadeira experimental a uma intensidade relativa a 5% da CIVM aparenta ser o mais eficaz para esses benefícios citados. Por fim, o estudo apontou que para a população idosa não existe correlação entre a variabilidade de força dos MFP e as variáveis referentes ao controle postural.

9. REFERÊNCIAS

- ABRAHAMOVA, D.; HLAVACKA, F. Age-related changes of human balance during quiet stance. **Physiological Research**, v. 57, n. 6, p. 957-64, 2008.
- ALLUM, J. et al. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. **The Journal of physiology**, v. 542, n. 2, p. 643-663, 2002.
- AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-influence modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v. 350, n. 3, p. 137-140, 2003.
- ARTAUD, F. et al. Decline in Fast Gait Speed as a Predictor of Disability in Older Adults. **J Am Geriatr Soc**, v. 63, n. 6, p. 1129-36, Jun 2015.
- BACSI, A. M.; COLEBATCH, J. G. Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control. **Experimental brain research**, v. 160, n. 1, p. 22-28, 2005.
- BAECHLE, T. R.; GROVES, B. R. **Treinamento de força: passos para o sucesso**. Artmed, 2000.
- BALOH, R. W. et al. Balance disorders in older persons: quantification with posturography. **Otolaryngology Head Neck Surgery**, v. 119, n. 1, p. 89-92, Jul 1998.
- BARBANTI, V. J. **Teoria e prática do treinamento esportivo**. Edgard Blücher, 1997.
- BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Rev Paul Educ Fís**, v. 1, n. 3, p. 79-88, 2000.
- BARKER, A. L.; BIRD, M. L.; TALEVSKI, J. Effect of pilates exercise for improving balance in older adults: a systematic review with meta-analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 96, n. 4, p. 715-23, Apr 2015.
- BEAN, J. F. et al. Is stair climb power a clinically relevant measure of leg power impairments in at-risk older adults? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 5, p. 604-9, May 2007.
- BENJUJA, N.; MELZER, I.; KAPLANSKI, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 59, n. 2, p. 166-71, Feb 2004.
- BLASZCZYK, J. W. The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. **Gait Posture**, v. 44, p. 1-6, Feb 2016.
- BONFIM, T. R. et al. Additional sensory information reduces body sway of individuals with anterior cruciate ligament injury. **Neurosci Lett**, v. 441, n. 3, p. 257-60, Aug 29 2008.
- BRONSTEIN, A. M. Multisensory integration in balance control. **Handbook of Clinical Neurology**, v. 137, n. 3, p. 5-66, 2016.
- BURNETT, R. A.; LAIDLAW, D. H.; ENOKA, R. M. Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 1, p. 61-71, 2000.
- BURT, J.; WILSON, R.; WILLARDSON, J. M. A comparison of once versus twice per week training on leg press strength in women. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 47, n. 1, p. 13-7, Mar 2007.
- CARPENTER, M. G.; MURNAGHAN, C. D.; INGLIS, J. T. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. **Neuroscience**, v. 171, n. 1, p. 196-204, Nov 24 2010.
- CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, G. L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **Rev Neuroc**, v. 17, n. 2, p. 156-60, 2009.

- CATTAGNI, T. et al. The involvement of ankle muscles in maintaining balance in the upright posture is higher in elderly fallers. **Exp Gerontol**, v. 77, p. 38-45, May 2016.
- CENCIARINI, M. et al. Stiffness and damping in postural control increase with age. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 57, n. 2, p. 267-75, Feb 2010.
- CHAMBERS, A. J.; CHAM, R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. **Gait Posture**, v. 25, n. 4, p. 565-72, Apr 2007.
- CHIBA, R. et al. Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. **Neurosci Res**, v. 104, p. 96-104, Mar 2016.
- CHRISTOU, E. A.; SHINOHARA, M.; ENOKA, R. M. Fluctuations in acceleration during voluntary contractions lead to greater impairment of movement accuracy in old adults. **J Appl Physiol**, v. 95, n. 1, p. 373-84, Jul 2003.
- CONTESSA, P.; DE LUCA, C. J. Neural control of muscle force: indications from a simulation model. **J Neurophysiol**, v. 109, n. 6, p. 1548-70, Mar 2013.
- CRAIG, C. E.; GOBLE, D. J.; DOUMAS, M. Proprioceptive acuity predicts muscle co-contraction of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis in older adults' dynamic postural control. **Neuroscience**, v. 322, p. 251-261, Feb 22 2016.
- CUPPS, B. Postural control: A current view. **NDTA Network**, p. 1-7, 1997.
- DA FONSECA, S. T. et al. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 9, n. 3, p. 23-30, 2008.
- DIFRANCISCO-DONOGHUE, J.; WERNER, W.; DOURIS, P. C. Comparison of once-weekly and twice-weekly strength training in older adults. **Br J Sports Med**, v. 41, n. 1, p. 19-22, Jan 2007.
- DU PASQUIER, R. A. et al. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiol Clin**, v. 33, n. 5, p. 213-8, Nov 2003.
- DUNCAN, B. B. et al. **Medicina Ambulatorial:- Condutas de Atenção Primária Baseadas em Evidências**. Artmed Editora, 2014.
- DUTIL, M. et al. The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. **Age**, v. 35, n. 3, Feb 10 2013.
- ENOKA, R. M. et al. Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 1, p. 1-12, Feb 2003.
- FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; COSTA JUNIOR, M. L. C. Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Revista Saúde Pública**, v. 38, n. 1, p. 93-99, 2004.
- FARINA, D.; NEGRO, F. Common synaptic input to motor neurons, motor unit synchronization, and force control. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 43, n. 1, p. 23-33, Jan 2015.
- FARINATTI, P. T. et al. Effects of different resistance training frequencies on the muscle strength and functional performance of active women older than 60 years. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 8, p. 2225-34, Aug 2013.
- FERNIE, G. et al. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. **Age and ageing**, v. 11, n. 1, p. 11-16, 1982.
- FISHER, J. P. et al. A minimal dose approach to resistance training for the older adult; the prophylactic for aging. **Exp Gerontol**, v. 99, p. 80-86, Sep 28 2017.

- FRANSSON, P. A. et al. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. **Eur J Appl Physiol**, v. 91, n. 5-6, p. 595-603, May 2004.
- FREITAS JÚNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Postural control as a function of self-and object-motion perception. **Neuroscience Letters**, v. 369, n. 1, p. 64-68, 2004 2004.
- FREITAS JÚNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Rev Port Cien Desp** v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006.
- GILL, J. et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. **The Journal of Gerontology. Biological Science and Medical Science**, v. 56, n. 7, p. M438-47, Jul 2001.
- GOEL, R. et al. Assessing Somatosensory Utilization during Unipedal Postural Control. **Front Syst Neurosci**, v. 11, p. 21, 2017.
- GOMES, M. M. et al. Analysis of postural control and muscular performance in young and elderly women in different age groups. **Braz J Phys Ther**, v. 19, n. 1, p. 1-9, Jan-Feb 2015.
- GRABINER, M. D.; ENOKA, R. M. Changes in movement capabilities with aging. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 23, n. 1, p. 65-104, 1995.
- HAMMOND, M. et al. Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 69, n. 5, p. 348-351, 1988.
- HATZITAKI, V.; AMIRIDIS, I. G.; ARABATZI, F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. **Gait & Posture**, v. 22, n. 3, p. 250-7, Nov 2005.
- HEFT, M. W.; ROBINSON, M. E. Somatosensory function in old age. **J Oral Rehabil**, v. 44, n. 4, p. 327-332, Apr 2017.
- HEROUX, M. E. et al. Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. **J Appl Physiol (1985)**, v. 116, n. 2, p. 140-8, Jan 15 2014.
- HOLMIN, J.; NAWROT, M. The effects of aging on the perception of depth from motion parallax. **Atten Percept Psychophys**, v. 78, n. 6, p. 1681-91, Aug 2016.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. S2, p. ii7-ii11, Sep 2006.
- HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L. B. e SHEPARD, J. T. (Ed.). **Handbook of physiology**. New York: Oxford University Press, 1996. p.255-292.
- HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L. Role of the vestibular system in postural control. In: HERDMAN, S. J. (Ed.). **Vestibular Rehabilitation**. Philadelphia: F.A. Davis Company, 1994. p.22-46.
- HORAK, F. B. et al. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. **Experimental Brain Research**, v. 100, n. 1, p. 93-106, 1994 1994.
- HORTOBÁGYI, T. et al. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait & posture**, v. 29, n. 4, p. 558-564, 2009.
- HORTOBAGYI, T. et al. Low- or high-intensity strength training partially restores impaired quadriceps force accuracy and steadiness in aged adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 56, n. 1, p. B38-47, Jan 2001.
- HSIAO-WECKSLER, E. T. et al. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. **Journal of biomechanics**, v. 36, n. 9, p. 1327-1333, 2003.

HUNTER, S. K.; PEREIRA, H. M. The aging neuromuscular system and motor performance. v. 121, n. 4, p. 982-995, Oct 01 2016.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Evolução dos grupos etários 2000-2030**, 2017. Disponível em: < <http://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao/> >. Acesso em: 17 out. 2017.

IWAMOTO, Y.; TAKAHASHI, M.; SHINKODA, K. Differences of muscle co-contraction of the ankle joint between young and elderly adults during dynamic postural control at different speeds. **Journal of physiological anthropology**, v. 36, n. 1, p. 32, 2017.

JULIEN, B. L.; BENDRUPS, A. P. Reflex ankle stiffness is inversely correlated with natural body sway. **Gait Posture**, v. 44, p. 128-30, Feb 2016.

KABBALIGERE, R.; LEE, B. C.; LAYNE, C. S. Balancing sensory inputs: Sensory reweighting of ankle proprioception and vision during a bipedal posture task. **Gait Posture**, v. 52, p. 244-250, Feb 2017.

KALLIO, J. et al. Age-related decreases in motor unit discharge rate and force control during isometric plantar flexion. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 22, n. 6, p. 983-9, Dec 2012.

KEEN, D. A.; YUE, G. H.; ENOKA, R. M. Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 77, n. 6, p. 2648-2658, 1994.

KINOSHITA, H.; FRANCIS, P. R. A comparison of prehension force control in young and elderly individuals. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 74, n. 5, p. 450-60, 1996.

KIRKWOOD, T. B. L. A systematic look at an old problem. **Nature**, v. 451, n. 7179, p. 644-647, 02/07/print 2008.

KORNATZ, K. W.; CHRISTOU, E. A.; ENOKA, R. M. Practice reduces motor unit discharge variability in a hand muscle and improves manual dexterity in old adults. **J Appl Physiol (1985)**, v. 98, n. 6, p. 2072-80, Jun 2005.

KOUZAKI, M. et al. Effects of 20-day bed rest with and without strength training on postural sway during quiet standing. **Acta Physiol (Oxf)**, v. 189, n. 3, p. 279-92, Mar 2007.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M. Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. **Muscle Nerve**, v. 42, n. 1, p. 78-87, Jul 2010.

LAIDLAW, D. H.; BILODEAU, M.; ENOKA, R. M. Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. **Muscle Nerve**, v. 23, n. 4, p. 600-12, Apr 2000.

LAUGHTON, C. A. et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait Posture**, v. 18, n. 2, p. 101-8, Oct 2003.

LIN, D. et al. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. **Gait Posture**, v. 28, n. 2, p. 337-42, Aug 2008.

MACHADO, Á. S. et al. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, 2016.

MAHBOOBIN, A. et al. A mechanism for sensory re-weighting in postural control. **Med Biol Eng Comput**, v. 47, n. 9, p. 921-9, Sep 2009.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; FERNIE, G. R. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. **J Am Geriatr Soc**, v. 38, n. 1, p. 1-9, Jan 1990.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Gait and Balance Disorders**, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996 1996.

- MAMIKONIAN-ZARPAS, A.; LAGANA, L. The Relationship between Older Adults' Risk for a Future Fall and Difficulty Performing Activities of Daily Living. **J Aging Gerontol**, v. 3, n. 1, p. 8-16, Dec 2015.
- MANCHESTER, D. et al. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **Journal of Gerontology**, v. 44, n. 4, p. M118-M127, 1989.
- MARMON, A. R. et al. Associations among strength, steadiness, and hand function across the adult life span. **Med Sci Sports Exerc**, v. 43, n. 4, p. 560-7, Apr 2011.
- MASANI, K. et al. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, n. 6, p. 3774-3782, 2003.
- MATSUMURA, B. A.; AMBROSE, A. F. Balance in the elderly. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 22, n. 2, p. 395-412, May 2006.
- MAZO, G. et al. Validade concorrente e reprodutibilidade teste/reteste do Questionário de Baecke modificado para idosos. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 6, n. 1, p. 5-11, 2001.
- MELLO, E. M.; MAGALHAES, F. H.; KOHN, A. F. Larger plantar flexion torque variability implies less stable balance in the young: an association affected by knee position. **Hum Mov Sci**, v. 32, n. 6, p. 1310-24, Dec 2013.
- MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. **Gerontology**, v. 47, n. 4, p. 189-94, Jul-Aug 2001.
- MEZZARANE, R. A.; KOHN, A. F. Control of upright stance over inclined surfaces. **Exp Brain Res**, v. 180, n. 2, p. 377-88, Jun 2007.
- MORAES, R. et al. Quality of Visual Cue Affects Visual Reweighting in Quiet Standing. **PLoS One**, v. 11, n. 3, p. 150-158, 2016.
- MOTTA, A. B. D. Chegando pra idade. **Velhice ou terceira idade**, v. 4, 1998.
- MOUREY, F. et al. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **Age Ageing**, v. 27, n. 2, p. 137-46, Mar 1998.
- NAGAI, K. et al. Effect of higher muscle coactivation on standing postural response to perturbation in older adults. **Aging Clin Exp Res**, v. 29, n. 2, p. 231-237, Apr 2016.
- NAGAI, K. et al. Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. **Arch Gerontol Geriatr**, v. 56, n. 1, p. 129-33, Jan-Feb 2013.
- NAGAI, K. et al. Effects of balance training on muscle coactivation during postural control in older adults: a randomized controlled trial. **Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences**, v. 67, n. 8, p. 882-889, 2012.
- NAGAI, K. et al. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 53, n. 3, p. 338-343, 2011.
- NASHNER, L. M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A. L. e LUSCHEI, E. S. (Ed.). **Motor coordination**. New York, NY: Plenum v.5, 1981. p.527-565.
- NORDIN, A. D. et al. Biomechanics and neural control of movement, 20 years later: what have we learned and what has changed? **J Neuroeng Rehabil**, v. 14, n. 1, p. 91, Sep 11 2017.
- O'LOUGHLIN, J. L. et al. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. **Am J Epidemiol**, v. 137, n. 3, p. 342-54, Feb 1 1993.

OHMORI, H. et al. Low-frequency isometric training, 1-day of training every 2 weeks, increases muscle strength in untrained subjects. **Advances in exercise and sports physiology**, v. 16, n. 1, p. 1-5, 2010.

OOMEN, N. M.; VAN DIEEN, J. H. Effects of age on force steadiness: A literature review and meta-analysis. **Ageing Res Rev**, v. 35, p. 312-321, May 2017.

ORR, R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. **Eur J Phys Rehabil Med**, v. 46, n. 2, p. 183-220, Jun 2010.

OSHITA, K.; YANO, S. Relationship between force fluctuation in the plantar flexor and sustainable time for single-leg standing. **J Physiol Anthropol**, v. 29, n. 3, p. 89-93, 2010.

_____. Low-frequency force steadiness practice in plantar flexor muscle reduces postural sway during quiet standing. **J Physiol Anthropol**, v. 30, n. 6, p. 233-9, 2011.

_____. Association of force steadiness of plantar flexor muscles and postural sway during quiet standing by young adults. **Percept Mot Skills**, v. 115, n. 1, p. 143-52, Aug 2012.

PARK, S. H.; KWON, M.; CHRISTOU, E. A. Motor output oscillations with magnification of visual feedback in older adults. **Neuroscience Letters**, v. 647, p. 8-13, 2017.

PATTEN, C.; KAMEN, G. Adaptations in motor unit discharge activity with force control training in young and older human adults. **European journal of applied physiology**, v. 83, n. 2, p. 128-143, 2000.

PEREIRA, S. R. M. et al. Quedas em idosos. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, p. 1-8, 2001.

PERRACINI, M. R.; FLÓ, C. M. **Fisioterapia: Teoria e Prática Clínica. Funcionalidade e Envelhecimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em um corte de idosos residentes na comunidade. **Revista Saúde Pública**, v. 36, n. 6, p. 709-716, 2002.

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Revista de saúde pública**, 2002.

PETERKA, R. J.; BLACK, F. O. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. **J Vestib Res**, v. 1, n. 1, p. 73-85, 1990.

PRIOLI, A. C. et al. Task demand effects on postural control in older adults. **Hum Mov Sci**, v. 25, n. 3, p. 435-46, Jun 2006.

PRIOLI, A. C.; FREITAS JUNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. **Gerontology**, v. 51, n. 3, p. 145-8, May-Jun 2005.

RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait Posture**, v. 21, n. 1, p. 48-58, Jan 2005.

SASAKI, O. et al. Role of visual input in nonlinear postural control system. **Exp Brain Res**, v. 147, n. 1, p. 1-7, Nov 2002.

SHINOHARA, M.; KEENAN, K. G.; ENOKA, R. M. Fluctuations in motor output during steady contractions are weakly related across contraction types and between hands. **Muscle Nerve**, v. 31, n. 6, p. 741-50, Jun 2005.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Development of postural control. In: SUMWAY-COOK, A. e WOOLLACOTT, M. (Ed.). **Motor control: Theory and practical applications**. Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1995. p.143-168.

_____. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. São Paulo: Manole, 2003.

SOSNOFF, J. J.; NEWELL, K. M. The generalization of perceptual-motor intra-individual variability in young and old adults. **J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci**, v. 61, n. 5, p. P304-10, Sep 2006.

_____. Aging and motor variability: a test of the neural noise hypothesis. **Exp Aging Res**, v. 37, n. 4, p. 377-97, Jul 2011.

SPINK, M. J. et al. Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 92, n. 1, p. 68-75, 2011.

SPIRDUSO, W. W. **Dimensões físicas do envelhecimento**. Manole, 2005.

SPIRDUSO, W. W.; FRANCIS, K. L.; MACRAE, P. G. **Physical dimensions of aging** 2nd ed
Champaign: Human Kinetics, 2005.

STEVENS, J. A. et al. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. **Injury Prevention**, v. 12, n. 5, p. 290-295, October 1, 2006 2006.

STURMIEKS, D. L.; ST GEORGE, R.; LORD, S. R. Balance disorders in the elderly. **Neurophysiol Clin**, v. 38, n. 6, p. 467-78, Dec 2008.

SZULC, P. et al. Low skeletal muscle mass is associated with poor structural parameters of bone and impaired balance in elderly men--the MINOS study. **Journal of Bone and Mineral Research** v. 20, n. 5, p. 721-9, May 2005.

TAAFFE, D. R. et al. Once-weekly resistance exercise improves muscle strength and neuromuscular performance in older adults. **J Am Geriatr Soc**, v. 47, n. 10, p. 1208-14, Oct 1999.

TAKIMOTO, K. et al. Comparison of timing and force control of foot tapping between elderly and young subjects. **J Phys Ther Sci**, v. 28, n. 6, p. 1909-15, Jun 2016.

TEASDALE, N.; STELMACH, G. E.; BREUNIG, A. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. **J Gerontol**, v. 46, n. 6, p. B238-44, Nov 1991.

TINETTI, M. E. Preventing Falls in Elderly Persons. **New England Journal of Medicine**, v. 348, n. 1, p. 42-49, 2003.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M. Prevention of falls among the elderly. **N Engl J Med**, v. 320, n. 16, p. 1055-9, Apr 20 1989.

TOLEDO, D. **Alterações sensoriais e motoras associadas ao envelhecimento e controle postural de idosos**. 2008. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 3, p. 267-75, May-Jun 2010.

TRACY, B. L. Force control is impaired in the ankle plantarflexors of elderly adults. **European Journal of Applied Physiology**, v. 101, n. 5, p. 629-636, 2007.

TRACY, B. L. et al. Aging, visuomotor correction, and force fluctuations in large muscles. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 39, n. 3, p. 469-479, 2007.

TRACY, B. L.; ENOKA, R. M. Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 3, p. 1004-1012, 2002.

TRACY, B. L.; MEHOUDAR, P. D.; ORTEGA, J. D. The amplitude of force variability is correlated in the knee extensor and elbow flexor muscles. **Exp Brain Res**, v. 176, n. 3, p. 448-64, Jan 2007.

TUCKER, M. G. et al. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. **Hum Mov Sci**, v. 27, n. 5, p. 728-37, Oct 2008.

TUCKER, M. G. et al. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. **Human movement science**, v. 27, n. 5, p. 728-737, 2008.

VIELUF, S. et al. Effects of task and age on the magnitude and structure of force fluctuations: insights into underlying neuro-behavioral processes. **BMC Neurosci**, v. 16, n. 12, p. 1-17, 2015.

WEINECK, J. **Treinamento ideal**: São Paulo: Manole 1999.

WHIPPLE, R. et al. Altered sensory function and balance in older persons. **Journal of Gerontology**, v. 48 Spec No, p. 71-6, Sep 1993.

WU, G. Age-related differences in body segmental movement during perturbed stance in humans. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 4-5, p. 300-307, 1998.

WU, H. G. et al. Temporal structure of motor variability is dynamically regulated and predicts motor learning ability. **Nat Neurosci**, v. 17, n. 2, p. 312-21, Feb 2014.

10. ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

DECLARAÇÃO

Declaramos que o trabalho intitulado "EFEITO DO TREINAMENTO DE ESTABILIDADE DE FORÇA DOS MÚSCULOS FLEXORES PLANTARES NA OSCILAÇÃO CORPORAL DE IDOSAS," CAAE: 52865316.1.0000.5659, do pesquisador **Prof. Dr. Matheus Machado Gomes**, foi **APROVADO** pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão, em sua 18ª reunião do dia 24/02/2016.

Ribeirão Preto, 04 de outubro de 2016.

Carlos Roberto Bueno Júnior
Prof. Dr. Carlos Roberto Bueno Júnior

11. ANEXO B – Questionário de Baecke (idosos)

Questionário de Baecke (idosos)

Local de coleta: _____
 Data da coleta: ____/____/____
 Nome: _____
 Data de nascimento: ____/____/____
 Endereço: _____
 Telefone: () _____

I. Atividades da vida diária

1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa?
 0. Nunca (menos de uma vez por mês)
 1. Às vezes (somente quando um parceiro ou ajuda não está disponível)
 2. Quase sempre (às vezes com ajudante)
 3. Sempre (sozinho ou junto com alguém)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, etc.)?
 0. Nunca (menos que 1 vez por mês)
 1. Às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)
 2. Quase sempre (às vezes com ajuda)
 3. Sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas você faz tarefas domésticas em sua casa? (incluindo você mesmo, preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2)

4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo, cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2)
 0. Nunca faz trabalhos domésticos
 1. 1-6 cômodos
 2. 7-9 cômodos
 3. 10 ou mais cômodos

5. Se limpa algum cômodo, em quantos andares? (preencher 0 se respondeu nunca na questão 4).

6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?
 0. Nunca
 1. Às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
 2. Quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
 3. Sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)
 0. Eu nunca subo escadas
 1. 1-5
 2. 6-10
 3. Mais de 10

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?
 0. Eu nunca saio
 1. Carro

2. Transporte público
 3. Bicicleta
 4. Caminhando
9. Com que frequência você faz compras?
0. Nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)
 1. Uma vez por semana
 2. Duas a 4 vezes por semana
 3. Todos os dias
10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?
0. Eu nunca saio
 1. Carro
 2. Transporte público
 3. Bicicleta
 4. Caminhando

II. Atividades esportivas

Você pratica algum esporte?

Esporte 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Esporte 2:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

III. Atividades de lazer

Você tem alguma atividade de lazer?

Atividade 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Atividade 2:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

12. ANEXO C – Questionário de Quedas

Quedas

1. O Sr(a), sofreu algum tipo de queda no último ano?

- (1) Nenhuma (2) 1 queda (3) 2 ou mais

2. Local:

- (1) Em casa (ambiente externo) → especificar: _____
 (2) Em casa (ambiente interno): ☐ sala ☐ cozinha ☐ dormitório ☐ banheiro ☐ área de circulação interna
☐ outro: _____
 (3) Fora de casa: lugar conhecido (4) Fora de casa: lugar desconhecido

3. Qual foi o mecanismo da queda?

- (1) lateral D (2) lateral E (3) retropulsão (4) propulsão (5) NS

4. Como foram as circunstâncias da queda?

- (1) Tropeço (6) Falseamento de joelhos
 (2) Escorregamento (7) Fraqueza
 (3) Obstáculo súbito (8) Dor
 (4) Atenção diminuída no momento (9) Tontura ou vertigem
 (5) Síncope / Escurecimento de visão (10) Outro: _____

5. Como se encontrava a iluminação do ambiente no evento de queda?

- (1) Bem iluminado (2) Mal iluminado

6. Em qual período do dia ocorreu o evento de queda?

- (1) Manhã (2) À tarde (3) À noite (4) Madrugada

7. Atividade desenvolvida no momento da queda (descrever o que o idoso estava fazendo quando caiu):

8. Com que frequência o Sr(a), costuma ir ao banheiro à noite?

- (1) nenhuma (2) 1 vez (3) 2 a 3 vezes (4) 4 vezes ou mais

9. O Sr (a) faz uso de tranquilizantes ?

- (1) Sim. Especifique: _____ (2) Não
 Frontal () Tranquinal () Apraz () Brozepax () Deptran () Lexotan () Nervium () Novazepan () Somalium () Sulpan () Ansienon ()
 Ansitec () Bromopirim () Brozepax () Buspanil () Buspar () Frizium () Urbanil () Clozal () Rivotril () Psicosedim () Elum ()
 Olcadil () Ansilive () Calmociteno () Diazepan () Kiatrium () Somaplus () Valium () Lorium () Lorax () Mesmerin () Dormonid ()

10. O Sr(a), tem medo de cair ?

- (1) Sim (2) Não

11. Houveram consequências dessa(s) quedas(s) Pode Haver mais de uma alternativa assinalada

- (1) Fratura de Quadril (5) Fratura em outro local. Especificar: _____
 (2) Fratura de Fêmur (6) TCE
 (3) Fratura de Punho (7) Dor com necessidade de repouso
 (4) Fratura de Braço (8) Ferimentos ou lacerações (Hematoma, corte, edema)

12. Se dor, por quanto tempo esta persistiu?

- (1) até 1 mês (2) entre 1 e 3 meses (3) mais de 3 meses (99) Não se aplica

13. Esta queda gerou necessidade de :

- (1) Ida ao PS (2) Hospitalização (3) Visita ao médico (cons/amb/casa) (4) Institucionalização por um período
 (99) Não se aplica

14. Houveram consequências nas suas atividades devido a essa(s) queda(s):

- (1) Sim, diminui minhas atividades sociais (2) Sim, diminui minhas atividades em casa (3) Não (99) Não se aplica

13. ANEXO D – Mini Exame do Estado Mental

1. Orientação espacial (0-5 pontos):

Em que dia estamos?

- ☐ Ano
- ☐ Semestre
- ☐ Mês
- ☐ Dia
- ☐ Dia da Semana

2. Orientação espacial (0-5 pontos):

Onde Estamos?

- ☐ Estado
- ☐ Cidade
- ☐ Bairro
- ☐ Rua
- ☐ Local

3. Repita as palavras (0-3 pontos):

- ☐ Caneca
- ☐ Tijolo
- ☐ Tapete

4. Cálculo (0-5 pontos):

O senhor faz cálculos?

Sim (vá para a pergunta 4a)

Não (vá para a pergunta 4b)

- **4a.** Se de 100 fossem tirados 7 quanto restaria? E se tirarmos mais 7?

- ☐ 93

- ☐ 86

- ☐ 79

- ☐ 72

- ☐ 65

- **4b.** Soletre a palavra MUNDO de trás pra frente

- ☐ O

- ☐ D

- ☐ N

- ☐ U

- ☐ M

- 5. Memorização (0-3pontos):

Peça para o entrevistado repetir as palavras ditas há pouco.

- ☐ Caneca

- ☐ Tijolo

- ☐ Tapete

- 6. Linguagem (0-2pontos):

Mostre um relógio e uma caneta e peça para o entrevistado nomeá-los.

- ☐ Relógio

- ☐ Caneta

7. Linguagem (1 ponto):

Solicite ao entrevistado que repita a frase:

- ☐ NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ.

8. Linguagem (0-3 pontos):

Siga uma ordem de 3 estágios:

- ☐ Pegue esse papel com a mão direita.
- ☐ Dobre-o no meio.
- ☐ Coloque-o no chão.

9. Linguagem (1 ponto):

- ☐ Escreva em um papel: "FECHE OS OLHOS". Peça para o entrevistado ler a ordem e executá-la.

10. Linguagem (1 ponto):

- ☐ Peça para o entrevistado escrever uma frase completa. A frase deve ter um sujeito e um objeto e deve ter sentido. Ignore a ortografia.

11. Linguagem (1 ponto):

- ☐ Peça ao entrevistado para copiar o seguinte desenho. Verifique se todos os lados estão preservados e se os lados da intersecção formam um quadrilátero. Tremor e rotação podem ser ignorados.

14. APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

A senhora está sendo convidada para participar do estudo intitulado “Efeito do treinamento de estabilidade de força dos músculos flexores plantares na oscilação corporal de idosas”. A diminuição no equilíbrio é apontada como um dos principais aspectos relacionados à ocorrência de quedas em idosos, e a capacidade de controlar a força muscular parece ser um dos aspectos mais importantes para o equilíbrio. Estudos sugerem que o treinamento de controle da força dos músculos da articulação do tornozelo (flexores plantares), diminui a variação da força e melhora o equilíbrio de adultos jovens. Entretanto, ainda são desconhecidos os efeitos do treinamento de controle da força nos idosos. Por essa razão, esse estudo tem como objetivo avaliar o efeito do treinamento de controle de força dos músculos flexores plantares na variação da força destes músculos e no equilíbrio de idosas. A participação nesta pesquisa não lhe trará nenhum benefício direto, porém, esperamos que essa pesquisa seja benéfica para a população idosa em geral, uma vez que as informações obtidas com este estudo poderão contribuir para que profissionais responsáveis pela prescrição de exercícios físicos desenvolvam programas de treinamento direcionados para melhorar o equilíbrio e reduzir o risco de quedas.

Portanto, se a senhora concordar em participar do estudo, algumas avaliações e treinamentos serão realizados. As avaliações ocorrerão no laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) e o treinamento no ginásio poliesportivo, ambos localizados na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP)- USP. Após chegar a EEFERP, serão medidas sua massa corporal e estatura e você responderá a dois questionários referentes ao nível de atividade física e a ocorrência de quedas, respectivamente. Em seguida, serão fixados eletrodos de superfície nos músculos da articulação do tornozelo (estes eletrodos servem para verificar a atividade dos músculos e não causam dor) para realização de dois experimentos. No primeiro experimento serão realizadas três tentativas de 30 segundos nas quais você deverá permanecer em pé e descalça sobre uma plataforma, com os olhos fechados para avaliação do equilíbrio. O segundo experimento avaliará a variação da força e, para isso a senhora estará sentada, com os joelhos estendidos e pés posicionados em uma plataforma de metal, e deverá realizar a máxima força (CVM) de flexão plantar (como se estivesse pisando em um acelerador de carro) durante 5 segundos, este procedimento será repetido três vezes. Na sequência, será solicitado que a senhora realize o mesmo movimento de flexão plantar, mas mantendo a força durante 15 segundos. Serão realizadas três tentativas com olhos abertos e três tentativas com olhos fechados em cada intensidade relativa (5% e 10% da CVM) totalizando 12 tentativas. Os dois experimentos serão realizados no mesmo dia e terão duração total de aproximadamente 40 minutos. Após esta primeira avaliação, será iniciado o protocolo de treinamento de acordo com o grupo previamente sorteado. O

treinamento será realizado uma vez por semana, durante quatro semanas (4 sessões de treino no total, sendo que cada sessão terá duração aproximada de 10 minutos). Em cada treino a senhora realizará 10 séries mantendo durante 30 segundos a força estática de flexão plantar (cinco com olhos abertos e cinco com olhos fechados), de acordo com as especificações de seu grupo (espuma, 5% ou 10% de sua força máxima). Se a senhora for sorteada para compor o grupo controle, não precisará realizar nenhum treinamento específico para estabilidade de força. Após estas 4 semanas de treinamento serão repetidas as avaliações iniciais em um único dia com duração de 40 minutos aproximadamente.

Os riscos previstos para participação nesta pesquisa são mínimos e inerentes à prática deste tipo de exercício físico como dores musculares ou articulares na região do tornozelo. Durante todo o experimento, uma pessoa permanecerá próxima à senhora para eventual auxílio, caso seja necessário. A senhora terá direito a indenização conforme as leis vigentes no país caso ocorra eventual dano decorrente de sua participação na pesquisa. Além disso, a senhora terá direito de ressarcimento das despesas tidas para participação na pesquisa, quando necessário. A qualquer momento a senhora poderá pedir para interromper a participação no experimento sem que isso lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização.

A sua participação não é obrigatória. Garantimos que as informações obtidas nessa pesquisa não serão de maneira alguma associadas à sua identidade. Pela sua participação você não receberá qualquer valor em dinheiro e não terá nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-la. Caso você aceite participar do estudo deverá assinar este documento de consentimento.

Eu, _____, declaro que estou devidamente esclarecida sobre os procedimentos envolvidos no estudo intitulado “Efeito do treinamento de estabilidade de força dos músculos flexores plantares na oscilação corporal de idosas” e aceito participar desta pesquisa. Fui informada que os dados do estudo serão utilizados para fins científicos e que minha identidade será mantida em segredo. Sei que não sou obrigada a participar do estudo, que não terei nenhum prejuízo caso não queira participar e que terei liberdade em retirar meu consentimento a qualquer momento. Estou recebendo uma via deste termo de consentimento. Poderei me informar sobre o andamento do estudo na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto e sobre dúvidas relacionadas à ética da pesquisa no Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto. Telefones para contato com o aluno pós-graduando que realizará as avaliações (16) 99961-5506, com o pesquisador responsável (16) 33150345 com o Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (16) 3315-0494.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de _____.

Assinatura do Participante

Roberto Negri Barbosa

Pós-graduando responsável pelas avaliações

Prof. Dr. Matheus Machado Gomes

Pesquisador Responsável

15. APÊNDICE B – Descrição da Cadeira Experimental

A nomenclatura “cadeira experimental para avaliação da força dos MFP” é utilizada para o equipamento desenvolvido pelo Prof. Dr. Matheus Machado Gomes e pelo aluno de mestrado Roberto Negri Barbosa para fins de avaliação de medidas de força dos MFP. A utilização deste equipamento é restrita as dependências da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

1. Materiais

Item	Quantidade
Tubo de aço metalon	Aproximadamente 3m ²
Estofado almofadado	2 unidades com aproximadamente 1m ²
Mão francesa	2 unidades
Dobradiça	2 unidades
Pedais em metalon	2 unidades
Cabo de aço	2 unidades com 3m
Cinta afivelada de segurança	5 unidades
Roldanas	2 unidades
Anilha 10Kg	1 unidade
Anilha 5 Kg	1 unidade
Anilha 3Kg	1 unidade
Célula de carga MK CSAZL (200Kg)	2 unidades
Condicionador de sinal MKTC5-10	2 unidades
Placa de aquisição de dados (National Instruments modelo DAQ NI USB 6009)	1 unidade
Computador	1 unidade
Software Matlab R2016b	1 unidade
Monitor LG 32 polegadas	1 unidade

2. Projeto da cadeira experimental

3. Dimensões do equipamento

4. Imagem cadeira experimental para avaliação da força dos MFP

Data: 07/02/2018

Assinatura do Aluno: _____

Assinatura do Orientador: _____