Universidade de São Paulo

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional

ANDRESSA BUSCH ROCHA PEREIRA

**Efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores
plantares em idosos**

Versão corrigida após a defesa

Ribeirão Preto

2017

ANDRESSA BUSCH ROCHA PEREIRA

**Efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores
plantares em idosos**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Reabilitação e Desempenho Funcional.

Orientador: Prof. Dr. Renato de Moraes

Ribeirão Preto

2017

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

Pereira, Andressa Busch Rocha

Efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores plantares em idosos, 2017.

68 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Fisioterapia.

Orientador: Moraes, Renato de.

Versão corrigida

1. Fadiga Muscular. 2. Controle postural. 3. Envelhecimento.
4. Informação háptica. 5. Sistema âncora.

Nome: PEREIRA, Andressa Busch Rocha

Título: Efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores plantares em idosos

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como parte
do requisito para obtenção do título de Mestre em
Reabilitação e Desempenho Funcional.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu

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

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Matheus Machado Gomes

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

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão

Instituição: Universidade Federal de São Carlos- Centro de Ciências Biológicas e da Saúde

Julgamento: Aprovada

Dedico esse trabalho à minha mãe Cleusa e ao meu pai José com amor, admiração e gratidão por todos os ensinamentos, suporte, apoio e presença. Devo a possibilidade de abraçar oportunidades e buscar sonhos à base sólida que me proporcionaram.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, que me deu saúde, família, lar, amigos e propósitos. Agradeço toda a proteção e coragem na busca e conquista de novos desafios. Acima de tudo, agradeço Seu amor imensurável presente em minha vida que agrega significação ao sentido existencial.

Ao Professor Dr. Renato de Moraes, pela oportunidade, pelos ensinamentos transmitidos, pelo bom exemplo e por compreender minhas dificuldades.

Aos meus pais, que me educaram da melhor forma possível, com seus cuidados, valores, sabedoria e amor.

Aos meus irmãos Guilherme e Vanessa, meus melhores amigos e os melhores presentes que meus pais poderiam ter me dado. Em vocês encontro a certeza de que nunca estarei só.

Ao meu companheiro Rodrigo, que sempre respeitou e incentivou meus projetos e sonhos. Por estar sempre ao meu lado, por me fazer crescer, por encher minha vida de carinho e projetos futuros. Seu apoio foi imprescindível para essa realização.

Aos meus poucos e incríveis amigos. Vocês são os irmãos que a vida me permitiu escolher.

Aos meus alunos e amigos, pelo incentivo, compreensão e flexibilidade dos horários em função das exigências da pós-graduação.

Aos meus colegas e amigos de laboratório e mestrado por sua constante solicitude, colaboração, apoio e boa companhia. Em especial à Luciana Oliveira dos Santos, Andréia Abud, Bruno Bedo e Rosangela Batistela, que estiveram mais envolvidos e presentes em algumas etapas do mestrado, vocês são ótimos.

Ao nosso técnico de laboratório Eduardo Bergonzoni, pela cordialidade, gentileza, presteza e auxílio com os sistemas e coletas.

Aos voluntários que participaram desse estudo, pela disponibilidade, boa-vontade e confiança depositada. Trabalhar com vocês foi um grande prazer.

Aos professores integrantes da banca examinadora por suas considerações e auxílio na melhoria desse trabalho.

Ao programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho funcional pela oportunidade disponibilizada.

“O amor é a alavanca propulsora do bem que se esparze na terra. Nunca te canses de amar. Seja qual for a situação em que te encontres, dispões do instrumento divino do amor para equacionar quaisquer dificuldades, enobrecer os acontecimentos, fomentar o desenvolvimento moral, espiritual e material do ser humano.”

Divaldo Franco, por Joanna de Ângelis

RESUMO

O controle postural é perturbado após a fadiga dos músculos flexores plantares. Por outro lado, o uso do sistema âncora reduz a oscilação postural. Entretanto, não se sabe se o uso dessa ferramenta seria capaz de compensar o aumento da oscilação corporal provocada pela fadiga muscular dos músculos flexores plantares. A informação háptica adicional fornecida pelo toque leve e o *taping* foi capaz de compensar o efeito perturbador da fadiga em adultos jovens. Porém, não se sabe como os idosos respondem a essa perturbação com o uso da informação háptica adicional. O objetivo desse estudo foi investigar se o uso do sistema âncora é capaz de compensar o aumento da oscilação corporal decorrente da fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens e idosos. Os grupos de participantes foram testados descalços e com os olhos fechados em quatro condições na postura ereta: com e sem o sistema âncora, antes e depois do protocolo de fadiga. O sistema âncora consiste em dois cabos flexíveis com uma massa leve (125 g) fixada em uma das extremidades de cada cabo. Os participantes devem segurar um cabo em cada mão e manter o cabo esticado, sem retirar as cargas do solo. O protocolo de fadiga consistiu em realizar uma única série de flexão plantar bilateral do tornozelo repetidas vezes de forma constante e ininterrupta. Como esperado, o protocolo de fadiga aumentou a oscilação corporal nos dois grupos. Ambos os grupos se beneficiaram do uso das âncoras com a redução da oscilação corporal. Entretanto, esse efeito foi independente da fadiga. Concluímos que o sistema âncora contribuiu com a redução da oscilação corporal dos adultos jovens e idosos. Contudo, o sistema âncora não foi capaz de compensar o efeito perturbador postural em consequência da fadiga dos músculos flexores plantares.

Palavras-chave: Fadiga muscular, controle postural, envelhecimento, informação háptica, sistema âncora.

ABSTRACT

The fatigue of the planta flexor muscles disturbs postural control. On the other hand, the use of the anchor system reduces postural sway. However, it is unknown whether the use of this tool would compensate for the increase of the body sway caused by muscle fatigue of the plantar flexor muscles. The additional haptic information provided by light touch and taping was able to compensate for the disturbing effect of fatigue in young adults. However, it is unknown how the old adults would respond to this disturbance with the use of additional haptic information. The purpose of this study was to investigate whether the use of the anchor system is able to compensate for the increase of the body sway due to fatigue of the plantar flexor muscles in young and old adults. The groups of participants were tested barefoot and with eyes closed in four conditions in upright posture: with and without the anchor system, before and after the fatigue protocol. The anchor system consists of two flexible cables with a light load (125 g) attached to one end of each cable. Participants should hold one cable in each hand and keep the cable taut without removing the loads from the ground. The fatigue protocol consisted of performing a single series of bilateral plantar flexion of the ankles repeatedly and continuously and uninterrupted. As expected, the fatigue protocol increased body sway in both groups. Both groups benefited from the use of anchors with reduction of body sway. However, this effect was independent of fatigue. We conclude that the anchor system contributed to the reduction of body sway in young and old adults. However, the anchor system was not able to compensate for the disturbing effect in postural control created by fatigue of the plantar flexor muscles.

Key words: Muscular fatigue, postural control, aging, haptic information, anchor system.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1. Controle postural	14
2.2. Controle postural em idosos.....	17
2.3. Fadiga muscular.....	18
2.4. Fadiga muscular em idosos	20
2.5. Informação sensorial adicional.....	21
2.6. Informação sensorial adicional em idosos	22
3. OBJETIVO.....	24
4. HIPÓTESE.....	25
5. MÉTODOS.....	26
5.1. Participantes.....	26
5.2. Protocolo de fadiga	27
5.3. Protocolo experimental.....	28
5.4. Análise de dados.....	31
5.5. Análise estatística	31
6. RESULTADOS	33
6.1. Testes para caracterização do grupo de idosos	33
6.2. Protocolo de fadiga	34
6.3. Controle postural	36
6.3.1. Área da elipse.....	36
6.3.2. Amplitude média de oscilação	37
6.3.3. Velocidade média de oscilação	37
7. DISCUSSÃO	40
8. CONCLUSÃO.....	45
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46
APÊNDICE I - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	54
APÊNDICE II - Anamnese	56
APÊNDICE III – Dados individuais dos testes para caracterização do grupo de idosos	58
APÊNDICE IV – Dados individuais dos exercícios físicos regulares relatos no Questionário Modificado de Baecke para caracterização do grupo de idosos	59

ANEXO I - Aprovação do Comitê de Ética.....	60
ANEXO II - Mini Exame do Estado Mental	61
ANEXO III - Teste de Trilha Partes A e B.....	63
ANEXO IV - Mini BESTest.....	65
ANEXO V - Questionário Modificado de Baecke para Idosos.....	67

1. INTRODUÇÃO

O controle postural possui uma relação complexa, constante e dinâmica entre sistema sensorial e sistema motor para atender as funções de estabilizar e orientar a postura (1). Há uma diversidade de variáveis da qual o sistema depende para que se encontre estável no ortostatismo, como o alinhamento corporal que reduz a ação da força da gravidade e reduz o torque na articulação do tornozelo, bem como o tônus muscular predominante na cadeia extensora que resiste à tensão gravitacional. Dentre o conjunto muscular que compõe a cadeia extensora com função antigravidade, os músculos flexores plantares constituem a parte mais importante, visto que o centro de massa se projeta verticalmente a frente do tornozelo que demanda torque ativo para manter o equilíbrio (2, 3). Sabe-se então que o músculo tríceps sural (principal grupo muscular responsável pelo movimento de flexão plantar na articulação do tornozelo) possui diferentes aspectos importantes no controle postural: a rigidez para contrabalançar a carga gravitacional, tônus muscular constante e atividade reflexa e voluntária para estabilizar a postura (2, 4).

Todas as atividades que estabilizam a postura são reguladas constantemente por inputs sensoriais, de modo que, o tônus postural é influenciado pelos estímulos sensoriais de diversos sistemas (3, 5). Uma vez que um dos inputs sensoriais importantes à regulação postural esteja ausente ou pouco confiável o sistema pode adotar estratégia de repesagem sensorial para compensar assim a ausência de informação (6). No entanto quando mais de um input sensorial encontra-se ausente ou duvidoso há uma alteração no desempenho postural caracterizada pelo aumento da oscilação corporal como estratégia de exploração a fim de adquirir mais informações para realimentar o sistema (5, 7-10). Dessa forma, tem-se uma interação entre indivíduo, tarefa e ambiente (1).

Uma das características do sistema háptico é a capacidade que um indivíduo possui de obter informações sobre o seu corpo em relação ao ambiente por meio de um instrumento ou ferramenta (9). Uma das formas de se obter informação háptica é por meio do sistema âncora desenvolvido por Mauerberg-deCastro (11). O sistema âncora é um instrumento de fácil manuseio que tem como propósito mediar informações da superfície de suporte em relação ao indivíduo, proporcionando informação háptica adicional para referência postural. O sistema âncora consiste em dois cabos flexíveis com massas leves em uma das extremidades de cada cabo. Na ancoragem é necessário certo grau de atenção para que o indivíduo em postura ereta segure a extremidade livre dos cabos, uma em cada mão, com as massas em

contato com o solo de modo que os cabos estejam sempre tensionados. A oscilação postural contínua altera a tensão dos cabos fornecendo informação adicional por meio da sensibilidade das mãos, ajudando então a reduzir a oscilação corporal mesmo que as massas leves não possibilitem suporte mecânico. O sistema âncora tem apresentado efeitos posturais positivos como a redução da oscilação corporal em diferentes grupos de indivíduos (crianças, adultos jovens, idosos e portadores de deficiência intelectual) (12-19).

Ao longo da vida cotidiana e das atividades físicas o episódio de fadiga muscular pode ocorrer. A fadiga muscular é caracterizada pela diminuição do desempenho muscular durante estímulo repetido ou constante (20). Exercícios físicos gerais e locais não intensos e prolongados podem causar a fadiga muscular e gerar perturbação do controle postural por alterar a eficácia dos estímulos sensoriais aferentes e/ou as respostas motoras eferentes (21). Em especial a fadiga dos músculos flexores plantares, dada a sua importância, pode perturbar o controle da postura ereta provocando assim o aumento da oscilação corporal (22).

Quando se compara a fadiga muscular entre adultos jovens e idosos, observa-se um efeito mais impactante e perturbador nos idosos do que nos adultos jovens (23, 24). Isso se dá pelo declínio dos sistemas vestibular, visual, somatossensorial e musculoesquelético decorrentes do processo de envelhecimento. Essas transformações implicam em redução da percepção, integração e processamento das informações sensoriais que alteram consequentemente a realização da ação motora. Dessa forma, as alterações referidas constituem um quadro funcional limitado associado à ocorrência de quedas em idosos (22, 23).

Na literatura, encontramos diversos resultados positivos na utilização de diferentes fontes de informação sensorial adicional como toque leve (25) e *taping* (26). Eles foram capazes de compensar o efeito perturbador da fadiga dos músculos flexores plantares no controle postural de adultos jovens. Entretanto, o efeito da informação sensorial adicional após a fadiga dos músculos flexores plantares ainda não foi investigada em idosos. Ainda, não se sabe se o uso do sistema âncora pode, da mesma forma, compensar o efeito da fadiga dos músculos flexores plantares. Portanto esse estudo teve como objetivo verificar o efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens e idosos. Espera-se que a fadiga dos músculos flexores plantares aumente mais a oscilação corporal em idosos do que em adultos jovens em comparação a condição sem fadiga. Além disso, espera-se que o efeito do sistema âncora seja maior após a fadiga dos

músculos flexores plantares, especialmente para os idosos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Controle postural

O sistema de controle postural engloba todos os componentes dos sistemas sensoriais e motor em uma relação complexa e dinâmica entre indivíduo, tarefa e meio ambiente para dois objetivos comportamentais importantes: a orientação postural e o equilíbrio postural. Essa relação complexa se dá pela ação do sistema nervoso central (SNC) que interpreta o *input* dos diferentes dos canais sensoriais, programa e envia impulsos nervosos aos músculos que produzem *outputs* motores. Essa relação proporciona representação da localização corporal no ambiente e o uso das ações apropriadas (3).

O controle postural envolve esforços coordenados dos sistemas sensoriais e motor. As respostas são organizadas pelo SNC para orientação e equilíbrio postural baseado nos *inputs* sensoriais, o SNC programa *output* motor apropriado para garantir a posição corporal adequada quando desejamos manter uma determinada postura ou quando desejamos realizar um movimento. Dessa forma, a orientação postural é o posicionamento relativo dos segmentos corporais em relação ao corpo e ao meio-ambiente, ao passo que, o equilíbrio postural é o estado em que a atuação de todas as forças sobre o corpo são equilibradas, possibilitando manter determinada posição (equilíbrio estático) ou realizar movimentos (equilíbrio dinâmico) (1, 4).

O arranjo para orientação postural dos sistemas sensorial e motor integra componentes neurais para controle ativo da rigidez articular, do mesmo modo que controla variáveis como o alinhamento do tronco e da cabeça na posição vertical (4). O vetor da gravidade serve como ponto de referência geocêntrico ao controle postural, sendo também sua principal restrição. Por isso a função antigravidade é uma das principais funções do controle postural. O alinhamento do corpo reduz a ação da força da gravidade e o torque na articulação do tornozelo em virtude da menor distância do vetor da gravidade em relação ao eixo de rotação da articulação do tornozelo. Em razão disso, os músculos flexores plantares são considerados um dos grupos musculares mais importantes entre os músculos atuantes na função antigravidade. Na postura ereta há um tônus muscular predominante na cadeia extensora, que resiste à tensão gravitacional por meio de sua característica rígida própria, seu tônus de base e sua ativação voluntária para estabilização postural (3).

O tônus muscular é ativado através de estímulos do sistema somatossensorial (2, 3) e a característica rígida do tônus muscular está associada com o reflexo de estiramento, que possui papel de feedback para a postura (4, 27) e é capaz de normalizar de 65 a 90% da carga gravitacional (27). A medida que o corpo oscila para frente e para trás a musculatura envolvida no tornozelo é alongada e atividade reflexa gera um encurtamento do músculo estirado, gerando assim contrabalanço constante das oscilações corporais (3).

Devido a importância dos músculos flexores plantares, Héroux et al. (2) investigaram a contribuição de cada porção do tríceps sural na postura ereta, uma vez que esses são os principais músculos envolvidos na flexão plantar do tornozelo. Eles encontraram limiares de recrutamento distintos entre os músculos da panturrilha, apresentando assim distintas funções. O músculo sóleo apresentou atividade constante durante o ortostatismo, enquanto que o gastrocnêmio medial apresentou atividade dinâmica e intermitente, atuando dessa forma na estabilização postural e o gastrocnêmio lateral apresentou pouca ou nenhuma atividade devido ao seu elevado limiar de recrutamento, se mostrando mais apropriado a maior produção de força, especialmente em tarefas dinâmicas.

O equilíbrio ou estabilidade postural se baseia na relação harmoniosa entre centro de massa e superfície de suporte, que é a região limitada ao ponto de contato entre os segmentos corporais e a superfície de suporte. Para manter-se estável, o sistema gera forças para regular a movimentação constante do centro de massa corporal (CM), denominadas como centro de pressão (CP). O CP movimenta-se constantemente em torno do centro de massa para mantê-lo dentro dos limites de estabilidade (3, 4, 28). Para o equilíbrio postural, controlar a velocidade e a posição do tronco no espaço pode ser seu maior propósito, devido ao CM ser altamente dependente da posição do tronco, já que esse segmento possui uma grande quantidade de massa. O equilíbrio postural é importante tanto para manter o ortostatismo quanto para se preparar e executar movimentos voluntários. Nesse sentido o sistema se depara com perturbações constantemente, seja pelas forças gravitacionais que agem sobre o corpo e a relação com o meio ambiente, seja por forças intrínsecas geradas pelo próprio corpo pelas musculaturas atuantes nas atividades vitais. Essas forças atuam sobre o CM gerando aceleração e o papel do SNC é gerar forças musculares que controlem o corpo de modo a mantê-lo estável (4).

A maneira mais habitual de observar o controle postural e seu comportamento é por meio da posturografia. A medida mais utilizada comumente é o CP. Essa medida representa o

ponto de aplicação da resultante das forças verticais exercidas sobre a superfície de suporte e é também uma medida de deslocamento dependente do CM. O CM é a medida que indica a real oscilação corporal total. Nessa medida encontra-se a resultante da atuação das forças externas sobre o corpo e é uma medida de deslocamento dependente da aceleração de todo o corpo e dos segmentos. Assim sendo, o CP é a combinação das respostas neuromusculares em função do deslocamento do CM e de sua própria posição. Nesse sentido é comum observar um relacionamento em fase do CP em relação ao CM. Embora CP e CM representem medidas diferentes, eles podem apresentar variações equivalentes (29). Assim, o CP se move de forma contínua a frente do CM, por exemplo, no caso do CM projetado verticalmente se mover próximo aos dedos dos pés. Pode ser necessário dar um passo a frente para evitar o desequilíbrio, desacelerando dessa forma o CM na direção anterior (30).

Portanto a dupla função do sistema de controle postural se baseia em valores de referência da orientação dos segmentos corporais e posição do centro de massa (esquema corporal postural/representação interna) e em informações multissensoriais que regulam a orientação e a estabilização dos segmentos corporais (1). Os diversos tipos de *inputs* sensoriais são advindos dos sistema da visão, vestibular, propriocepção, cutâneo, graviceptor e háptico que auxiliam no controle da postura (11, 31). Assim, o controle postural engloba o processamento sensorial ativo que estrutura continuamente a percepção para ação. De acordo com a visão de Gibson (9), os *inputs* podem ser impostos (passivos) ou obtidos seja por órgãos móveis como os olhos ou por membros móveis e o corpo. No entanto, ele ressalta que os *outputs* motores também possuem característica exploratória e perceptiva, bem como atividades performáticas do sistema executivo. Ou seja, a própria ação também gera fonte de informações, realimentando o sistema de forma dinâmica, constante e complexa possibilitando processar sua localização no espaço, predizer suas ações e controlá-las (3).

Uma vez que *inputs* sensoriais importantes estejam ausente ou pouco confiáveis, o sistema de controle postural pode adotar a estratégia de repesagem sensorial para compensar assim a ausência de informação (6). A repesagem sensorial também pode ser realizada de acordo com a demanda da tarefa realizada (6). Ainda, quando um ou mais de um *input* sensorial encontra-se ausente ou duvidoso há uma alteração no desempenho postural caracterizada pelo aumento da oscilação corporal como estratégia de exploração a fim de adquirir mais informações para realimentar o sistema (5, 7-10).

2.2. Controle postural em idosos

Os dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) apontam que até 2020 a população idosa do Brasil poderá ultrapassar os 30 milhões de pessoas e deverá representar quase 13% da população. Em 2000, de acordo com o Censo, a população de 60 anos ou mais de idade era de 14.536.029 de pessoas o que representava 8,6% da população. Comparado a 1991, a população idosa era de 10.722.705 de pessoas o que representava 7,3% da população.

Assim sendo, a previsão de crescimento da população idosa vem ganhando mais atenção das áreas da saúde a fim de encontrar condutas que melhorem sua qualidade de vida e permita nas atividades da vida diária que reflita na redução da necessidade a assistência e cuidados a saúde. Cerca de 30% de pessoas com idade superior a 65 anos de idade sofrem o mínimo de um episódio de queda ao ano, sendo que metade dessas ocorrências são recorrentes, podendo resultar em lesão, incapacidade e morte (32).

O processo natural de envelhecimento implica em declínio progressivo do funcionamento dos sistemas vestibular, visual, somatossensorial e do sistema motor, bem como, alteração em suas funções de atenção, processamento e flexibilidade mental que refletem em aumento do tempo de reação. Essas transformações implicam em redução da percepção, integração e processamento das informações sensoriais que alteram consequentemente a realização da ação motora. Dessa forma, as alterações referidas constituem um quadro funcional limitado associado à ocorrência de quedas em idosos (22-24). O progressivo declínio do sistema visual piora os processos de acuidade, sensibilidade ao brilho e contraste, ajuste a claridade e percepções espaciais, sem levar em conta doenças comumente associadas à idade, que refletem na entrada sensorial de qualidade insuficiente gerando assim uma percepção do ambiente menos confiável, associada ao evento de quedas (33). A diminuição das funções e estruturas do sistema somatossensorial com o processo de envelhecimento está relacionada a redução da estabilidade da postura. A informação sensorial advinda de mecanorreceptores nas articulações, músculos e tendões proporcionam feedback com relação a posição articular, sua cinestesia e toque; que em conjunto são reportadas como “propriocepção”. Os inputs sensoriais que se originam dos membros inferiores possuem maior contribuição para a manutenção da postura ereta (34, 35). A propriocepção que permite a sensação do movimento articular demonstrou possuir grande peso na regulação da postura ereta em idosos. No estudo de Toledo e Barela (36), os idosos apresentaram uma associação

entre o limiar de percepção de movimento da articulação do tornozelo e a oscilação corporal, de forma que maior o limiar, maior a oscilação corporal.

Além da degradação dos *inputs* sensoriais consequentes ao processo natural de envelhecimento, ainda há evidência de modificação cognitiva que pode afetar a aptidão de assimilar informações sensoriais e diminuir a propriedade de ajustar os pesos das entradas sensoriais incertas ou dissonantes (24).

Outra questão igualmente relevante é a progressiva perda de massa muscular e, em decorrência, da força muscular por conta do processo de envelhecimento. Essa perda muscular é considerada por Matsudo et. al. como o maior fator causal da degradação da mobilidade e capacidade funcional (37). A atrofia muscular estimada prevê perda de 10% da área transversa muscular até os 50 anos e se dá de forma distinta dos 50 a 80 anos, onde o indivíduo pode perder até 30% da área original, podendo levá-lo a um quadro de sarcopenia (38). Na situação de perturbação inesperada da estabilidade de forma severa, elevados níveis de atividade muscular podem ser necessários para recuperar o equilíbrio, representando um sério desafio neuromuscular para os idosos, que por sua vez, podem não ser aptos funcionalmente para superar a perturbação referida (23). Posto isso, a capacidade de responder prontamente e de maneira apropriada é essencial para se manter estável e prevenir o evento de quedas quando há exposição a perturbações (39).

2.3. Fadiga muscular

No decorrer das atividades da vida diária e físicas o episódio de fadiga muscular é um fenômeno de ocorrência periódica. A fadiga muscular possui distintas definições. Ela pode ser vista como a inaptidão de manter o trabalho sobre a intensidade estipulada (40) ou como a diminuição do desempenho muscular durante estímulo repetido ou constante (20). Bigland-Ritchie e Woods (41) definiram que a fadiga muscular começa no início do exercício e se desenvolve de maneira progressiva antes que o músculo deixe de realizar o trabalho proposto. Edwards (42), por outro lado, conceituou a fadiga como sendo a falha em sustentar um determinado grau de força almejado. Gandevia (43), por sua vez, caracterizou a fadiga muscular como o declínio da capacidade do músculo em gerar força durante ou após uma sucessão de contrações repetidas ou sustentadas.

Uma das formas de constatar a fadiga muscular é através dos sinais eletromiográficos. De Luca (44) observou redução da frequência média em função do tempo em exercícios fatigantes. Essa medida é relacionada de forma linear a velocidade de condução do potencial de ação das fibras musculares, evidenciando assim o fenômeno de fadiga muscular. Seus achados corroboraram com os resultados encontrados em outros estudos. Desse modo, a frequência média do sinal eletromiográfico tornou-se um parâmetro bastante aceito para verificar a condição de fadiga muscular (45-48).

Frente a essas definições, as alterações decorrentes da fadiga muscular podem afetar o controle postural, exercícios gerais e locais não intensos também podem perturbar o controle postural quando prolongados. Ambos alteram a eficácia dos inputs sensoriais e das respostas motoras do controle postural (21). Em especial a fadiga dos músculos flexores plantares, dada a sua importância, pode perturbar o controle da postura ereta provocando assim o aumento da oscilação corporal (7).

Quando os músculos estão em estado de fadiga, tornam-se menos eficientes para a estabilização corporal. Boyas et al. (49) verificaram a oscilação corporal e os ângulos articulares do tornozelo e quadril antes e depois da fadiga dos flexores plantares em posição unipodal, com e sem visão em jovens. Eles constataram aumento da oscilação postural e alteração na posição dos membros após a fadiga sob supressão visual. A eficácia da percepção do balanço postural é uma das informações importantes para a regulação postural. No entanto a fadiga diminui tal percepção e prejudica as respostas motoras. Vuillerme et al. (50) investigaram se diferentes distâncias do alvo visual seriam capazes de compensar o aumento da oscilação corporal em postura ereta devido à fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens. Eles demonstraram que a informação visual era capaz de compensar a perturbação postural independente da distância do alvo. A perturbação de uma fonte de informação sensorial pode ser compensada pelo aumento da contribuição de outra via sensorial. Por exemplo, a perturbação de informação proprioceptiva é compensada por um aumento da contribuição de informação visual (8).

A fadiga degrada a resposta proprioceptiva dos músculos extensores dos membros inferiores e facilita o aumento da contribuição de outra fonte de informação sensorial no processo de regulação postural. O sistema nervoso central faz a repesagem da informação sensorial advinda da região fadigada ou despreza a informação proprioceptiva das estruturas

miotendíneas e articulares, por meio da facilitação de entrada de informação vestibular e proprioceptivas advindas de outras articulações (51, 52).

Além disso, os efeitos da fadiga sobre o controle postural parecem não estarem ligados apenas a questão sensorial e motora. De acordo com Vuillerme et al. (52), a manutenção da postura ereta demanda atenção. Ele comparou o tempo de reação ao estímulo auditivo em três condições: postura sentado, postura ereta e postura ereta com fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens. Seus achados mostraram que o tempo de reação ao estímulo sonoro foi maior na postura ereta quando comparado a postura sentado. Eles mostraram, ainda que o tempo de reação na manutenção da postura ereta sob condição de fadiga era ainda maior comparado a postura ereta sem fadiga, demonstrando que a atenção é mais exigida a medida que a demanda postural aumenta (53).

2.4. Fadiga muscular em idosos

Como colocado nas sessões anteriores, os idosos apresentam uma série de alterações em seus sistemas sensoriais e motores, bem como em suas funções cognitivas decorrentes do processo de envelhecimento. Essas alterações refletem na percepção, interação, processamento das informações sensoriais que influenciam no *output* motor. Ou seja, o processo de envelhecimento pode acarretar em limitação do quadro funcional postural.

Descrevemos também a influência da fadiga muscular na percepção da posição e movimento articular e na resposta motora, afetando dessa forma a propriocepção, que pode acarretar em menor estabilidade postural, especialmente se a musculatura fadigada for atuante na função anti-gravidade. Além de representar um aumento da demanda postural, a fadiga muscular exige maior atenção, influenciando então na demanda cognitiva. Por consequência, o impacto da fadiga muscular no controle postural dos idosos é mais acentuado que nos adultos jovens. Isso se deve a associação do processo de envelhecimento com a fadiga muscular que configura pior controle postural num sistema já limitado funcionalmente, representando então um agravo consistente (7, 54).

King et al. (54) apontaram que o declínio da resistência muscular decorrente do processo de envelhecimento pode aumentar a propensão dos idosos a chegarem a fadiga muscular. A fadiga pode resultar em uma maior amplitude de movimento do CM levando o indivíduo mais próximo dos limites de estabilidade, o que aumenta a possibilidade de

ocorrência de quedas (36).

2.5. Informação sensorial adicional

Em face da importância notória da contribuição das informações sensoriais no controle postural, a adição de informação sensorial pode assegurar a estabilidade postural por permitir ao sistema ponderar o peso atribuído às informações de acordo com a circunstância e a associação das informações disponíveis. Quando um canal sensorial está ausente ou pouco confiável uma “pista” sensorial pode facilitar o processo de repesagem sensorial. Táticas auxiliares através do uso de ferramentas como bengalas e andadores podem favorecer o controle postural por aumentar o feedback somatossensorial além de aumentar a base de suporte dos usuários (55).

A informação sensorial adicional auxilia no funcionamento da relação dinâmica entre indivíduo e ambiente. O sistema háptico pode ser entendido como o toque e tato ativo para exploração e percepção de texturas, tamanho, formato, peso e complacência, que fornecem referências ambientais seja de forma direta pelo contato em alguma superfície ou indireta por meio de ferramentas rígidas ou não rígidas (9).

Uma das formas de se obter informação adicional sensorial é por meio do sistema âncora desenvolvido por Mauerberg-deCastro em 2004 (11). O sistema âncora é um instrumento de fácil manuseio que tem como propósito mediar informações da superfície de suporte em relação ao indivíduo, proporcionando informação háptica adicional para referência postural. O sistema âncora consiste em dois cabos flexíveis com massas leves em uma das extremidades de cada cabo. Na ancoragem é necessário certo grau de atenção para que o indivíduo em postura ereta segure a extremidade livre dos cabos, uma em cada mão, com as massas em contato com o solo de modo que os cabos estejam sempre tensionados. A oscilação postural contínua altera a tensão dos cabos fornecendo informação adicional por meio da sensibilidade das mãos, ajudando então a reduzir a oscilação corporal mesmo que as massas leves não possibilitem suporte mecânico. O sistema âncora tem apresentado efeitos posturais positivos como a redução da oscilação corporal em diferentes grupos de indivíduos (crianças, adultos jovens, idosos e portadores de deficiência intelectual) (12-19). Mauerberg-deCastro sugere que as ferramentas que mediam a informação ambiente/organismo ajam como um subsistema do organismo, tornando-se parte dele, viabilizando informação háptica adicional sobre a posição do corpo em relação à superfície de suporte (11).

As diversas ferramentas para estimulação sensorial parecem compensar a depreciação do controle postural causada pela ausência de componentes sensoriais importantes como a visão (11, 56). O toque leve em separado, tem se mostrado uma fonte sensorial adicional robusta para melhorar o funcionamento do sistema de controle postural (25, 57). A manutenção da postura ereta com e sem visão com adição de informação proveniente do toque leve foi capaz de reduzir a oscilação corporal em ambas as condições visuais, mas apresentou um efeito de maior magnitude na condição sem visão em adultos jovens quando comparado a condição sem o toque leve (58).

Há uma gama extensa de estudos sobre informação sensorial adicional. Os indivíduos parecem se beneficiar mais da informação adicional quando há algum sistema defasado. Por exemplo, Hosp et al. (59) apresentaram que a propriocepção do joelho (medida pelo teste do senso da posição articular) não melhorou após submeter mulheres saudáveis sem carência proprioceptiva a marcha em subida com a estimulação de Kinesio Tape na articulação referida. No entanto, eles verificaram melhora da propriocepção nas participantes com carência proprioceptiva.

Thedon et al. (26) estimularam a pele por meio da fita adesiva fixada sobre o tendão calcâneo na condição de fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens, eles observaram que o uso da fita adesiva sobre o tendão calcâneo foi capaz de compensar o aumento da oscilação corporal decorrente da fadiga muscular. Vuillerme et al. (25) investigaram a mesma situação descrita no estudo anterior para o toque leve, que se mostrou capaz de compensar o efeito perturbador da fadiga dos músculos flexores plantares no controle postural de adultos jovens.

2.6. Informação sensorial adicional em idosos

Exposto a repercussão do declínio progressivo das funções sensorial, motora e cognitiva decorrentes do envelhecimento sobre o controle postural, as contribuições da informação sensorial adicional ao controle postural podem ser uma estratégia benéfica no auxílio de tarefas posturais. Por isso os efeitos dessas informações vêm sendo estudadas na população de idosos com intuito de desenvolver abordagens clínicas e programas de treinamento que favoreçam melhor funcionamento do sistema de controle postural.

Baccini et al. (60) relataram que adultos jovens e idosos que participaram de seu estudo reduziram a oscilação corporal na condição com o toque leve comparado sem o toque leve. Porém, o resultado principal foi que o benefício do toque leve no controle postural apresentou maior magnitude para o grupo de idosos. Estudos sugerem que a degradação dos sistemas sensoriais advinda do processo de envelhecimento ou patológica facilita o aumento da contribuição de outra fonte de informação sensorial no processo de regulação postural (51, 52). Talvez por isso, os idosos possam se beneficiar mais da informação sensorial adicional, apresentando muitas vezes valores bem próximos aos jovens, mesmo que seus sistemas sejam menos eficientes (7, 60).

De igual modo, Lopes et al. (56) verificaram a contribuição da informação de um *taping* colado sobre o tendão calcâneo na postura ereta em idosos. Eles identificaram que os *inputs* de informações próximos a articulação do tornozelo provenientes do *taping* foram capazes de auxiliar na regulação postural. O uso do *taping* reduziu a oscilação corporal comparado ao não uso do mesmo. Vaillant et al. (61) analisaram o efeito da manipulação terapêutica dos pés e tornozelo (período curto de tempo, 20 minutos) sobre a oscilação corporal. Essa manipulação foi feita por meio de massagem e mobilização das articulações com finalidade de melhorar a circulação sanguínea local e estimular os receptores cutâneos. Esses autores observaram que os idosos foram capazes de se beneficiar da manipulação terapêutica na regulação da oscilação postural durante a posição ereta (61). Desse modo, distintas maneiras de estimulação sensorial devem ser melhor investigadas para que possam vir a se tornar ferramentas efetivas em programas de reabilitação e treinamento (56, 62).

O uso do sistema âncora em idosos também demonstrou ser capaz de reduzir a oscilação corporal em condições visuais distintas e de prática. Essa ferramenta mostrou proporcionar maior estabilidade postural (17). Freitas et al. (14) verificaram efeitos duradouro da redução postural com a frequência de prática intermitente 24h após o período de prática em idosos. Dascal et al. (13) também encontraram resultados posturais benéficos, com aumento da estabilidade postural com o uso dessa ferramenta em relação ao não uso em idosos, sendo esse resultado independente da condição visual. Os achados de Santos et al. (19) apontaram que o uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduziu a oscilação postural em idosos independente da presença ou ausência da visão. Portanto, as evidências indicam que os idosos fizeram uso das informações mediadas pelo sistema âncora para regular a sua posição corporal no ambiente.

3. OBJETIVO

Investigar o efeito do uso do sistema âncora sobre o controle postural de adultos jovens e idosos sob a condição de fadiga dos músculos flexores plantares.

4. HIPÓTESE

Espera-se que em função da fadiga dos músculos flexores plantares um aumento da oscilação corporal para ambos os grupos, com aumento mais pronunciado para o grupo de idosos.

Espera-se que o uso do sistema âncora resulte em redução oscilação corporal. Espera-se ainda que o uso dessa ferramenta possa compensar o aumento da oscilação postural decorrente da fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens e idosos, com efeito mais pronunciado para o grupo de idosos.

5. MÉTODOS

5.1. Participantes

Participaram desse estudo dezenove adultos jovens (14 mulheres; $25,9 \pm 2,8$ anos; $1,70 \pm 0,10$ m; $69,6 \pm 14,5$ kg) e dezenove idosos (15 mulheres; $67,8 \pm 4,9$ anos; $1,61 \pm 0,09$ m; $68,9 \pm 8,7$ kg). A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética local (CAAE 38720414.0.0000.5659, Anexo I) e todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice I). Foram incluídos adultos jovens com idade entre 20 e 30 anos e idosos com idade entre 60 e 85 anos. Os critérios de exclusão foram: distúrbio visual não corrigido com óculos, doenças neuromusculares, musculoesqueléticas ou cardiopulmonares severas e disfunção em membros superiores que impossibilitassem o uso adequado da âncora, uso de andador ou outro auxílio para marcha, doença neurológica ou doença vestibular que pudesse influenciar no equilíbrio (avaliado através do item 8 do Mini BESTest- Anexo IV). Esses aspectos foram analisados por meio de uma anamnese aplicada aos participantes (Apêndice II). Para caracterização do grupo de idosos realizamos os seguintes testes e questionário: Mini Exame do Estado Mental (MEEM, Anexo II), Teste de Trilha Partes A e B (Anexo III), Mini BESTest (Anexo IV), Questionário Modificado de Baecke para Idosos (Anexo V) e teste de sensibilidade palmar e plantar por meio do uso do estesiômetro (Sorri, Bauru, SP).

A anamnese geral aplicada ao grupo de idosos abrange informações a respeito da escolaridade, profissão e ocupação atual, dificuldades motoras e sensoriais, problemas de saúde, lesões que podem afetar o equilíbrio, uso de medicamentos, consumo de bebida alcoólica e entorpecentes, histórico de hospitalização, auto-relato de satisfação com a saúde, medo e preocupação em cair, histórico e detalhamento de quedas nos últimos 12 meses. O MEEM é um teste breve de rastreio cognitivo formado por 30 questões. Sua pontuação de corte é diversificada conforme grau de escolaridade do indivíduo. A pontuação de corte para analfabetos é de 20 pontos, para os que possuem 1 a 4 anos de estudo é de 25 pontos, de 5 a 8 anos de estudo é de 26 pontos, 9 a 11 anos de estudo 28 pontos e acima de 11 anos de estudo é de 29 pontos (63). O Teste da Trilha Parte A requer do participante o rastreio com caneta de números em ordem crescente e constante de 1 a 25, mantendo a caneta no papel durante todo o tempo de execução do teste. Esse teste avalia o sequenciamento simples, rastreamento visual, atenção e função motora (64). O Teste da Trilha Parte B requer o rastreio com caneta entre números e letras em ordem ascendente e constante, intercalando entre número e letra (1-

A-2-B-3-C e de forma consecutiva) mantendo a caneta no papel durante todo o tempo de execução do teste. Esse teste examina a flexibilidade para mover o andamento de uma atividade e a capacidade de operar com mais de um estímulo ao mesmo tempo. Nos dois testes, os números e letras ficam contidos em círculos. O tempo despendido para conclusão de cada teste é registrado. O tempo previsto para a faixa etária de 65-69 são 190 s (0 a <12 anos de estudo) e 84 s (acima de 12 anos de estudo). Na faixa etária de 70-74 anos são 190 s (0 a <12 anos de estudo) e 159 s (acima de 12 anos de estudo). Na faixa etária de 75-79 anos são 274 s (0 a <12 anos de estudo) e 207 s (acima de 12 anos de estudo). Na faixa etária de 80-84 são 315 s (0 a <12 anos de estudo) e 249 s (acima de 12 anos de estudo). Na faixa etária de 85-89 são 366 s (0 a <12 anos de estudo) e 308 s (acima de 12 anos de estudo) (64). O Mini BESTest é constituído ao todo por 28 pontos, distribuídos em 14 itens, que pontuam de 0-2, sendo 0 o menor e 2 o maior nível funcional. Valores próximos de 28 pontos apontam um desempenho funcional superior (65). O Questionário Modificado de Baecke para Idosos examina o nível de atividade física como rotina, atividade esportiva e lazer (66). O Teste de sensibilidade palmar e plantar qualifica o nível de sensibilidade cutânea à sensação de forças aplicadas sobre a pele. As forças contêm seis faixas testadas de forma progressiva (compreendidas entre 0,05 gf (0,049 N) e 300 gf (2,94 N)). O procedimento deve ser exemplificado em uma região do corpo antes do teste, para que o participante esteja seguro durante a realização do mesmo. O avaliador realiza o procedimento, pressionando um filamento por vez enquanto o participante permanece de olhos fechados. A primeira resposta em cada região testada de cada participante será considerada (são testados 6 pontos nas mãos e 9 nos pés) (67).

5.2. Protocolo de fadiga

O protocolo de fadiga consistiu em realizar uma única série de flexão plantar bilateral do tornozelo repetidas vezes de forma constante e ininterrupta. Nessa tarefa, os participantes ficaram descalços com a parte anterior dos pés sobre um caixote de madeira (60 x 40 x 16 cm) revestido de folha em EVA com apoio para as mãos à frente. Os calcanhares ficaram sem apoio para permitir uma maior amplitude de movimento e atividade muscular excêntrica. Durante a execução os participantes foram instruídos a elevar o máximo possível o calcanhar por meio do movimento de flexão plantar e descer até tocar uma espuma de baixa densidade (40 x 30 x 14 cm) posicionada abaixo dos calcanhares. A amplitude de movimento foi verificada por meio do deslocamento linear no eixo vertical de marcadores retrorrefletivos passivos posicionados bilateralmente sobre o calcâneo. No entanto, para criar um “*template*”

no sistema Vicon foi necessário adicionar marcadores bilateralmente sobre maléolo e primeiro metatarso (ver Figura 3A). As coordenadas tridimensionais desses marcadores foram registradas por oito câmeras (MXT-40S, Vicon, EUA) e coletadas com uma frequência de amostragem de 200 Hz.

Durante o protocolo de fadiga os participantes deveriam manter a amplitude de movimento e o ritmo ditado por um metrônomo digital (software Metronome da “M&M Systeme”) de uma repetição por segundo (1 Hz). Utilizamos ainda seis eletrodos superficiais de eletromiografia posicionados de acordo com a SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) bilateralmente sobre o ventre dos músculos gastrocnêmio (porções lateral e medial) e tibial anterior, coletados com uma frequência de amostragem de 2000 Hz. Para o registro dos sinais eletromiográficos (EMG) foi usado o eletromiógrafo Trigno™ Wireless EMG System (Delsys®, Inc., Boston, Massachusetts, EUA), com 16 canais, 16 bit de resolução, frequência de aquisição de 3000 Hz, largura de banda entre 20-450Hz, razão de rejeição de modo comum (CMRR) maior do que 80dB e amplitude de saída analógica do sinal de $\pm 5V$. Os eletrodos de superfície utilizados foram bipolares, sem fio, em formato de barra paralela (tamanho: 37 mm x 26 mm x 15 mm) e com distância fixa de 1,0 cm entre as barras. Durante o protocolo de fadiga, a atividade elétrica dos músculos e o deslocamento dos marcadores posicionados nos calcâneos foram registrados a cada 10 s por um período de 5 s. Foi considerado que os participantes estavam em fadiga quando os mesmos não foram mais capazes de manter a amplitude de movimento e/ou ritmo proposto (26), no presente trabalho foi priorizada a capacidade de manter o trabalho estipulado, de modo que quando os participantes durante o protocolo de fadiga não apresentassem manutenção do padrão amplitude e/ou ritmo, os mesmos eram alertados, com intuito de conferir se eram capazes de retornar ao padrão inicial, uma vez que poderiam dar maior atenção a amplitude de movimento ou ao ritmo de execução. Nas condições com fadiga, as tentativas foram realizadas imediatamente após o protocolo de fadiga.

5.3. Protocolo experimental

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM), localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) da Universidade de São Paulo (USP), em ambiente silencioso. Os testes eram realizados no mesmo dia e tinham duração aproximada de 45 minutos (grupo de jovens) e 90 minutos (grupo de idosos, devido aos testes de caracterização).

Antes de iniciar as coletas, cada sujeito foi orientado a realizar uma sessão de familiarização da tarefa postural composta por duas tentativas para cada condição. A tarefa postural consistiu em permanecer em postura ereta o mais parado possível durante 30 s para cada tentativa sobre uma plataforma de força (FP4060-NC, Bertec, EUA, frequência de amostragem de 200Hz). Os participantes ficaram descalços, com os pés paralelos o mais próximo possível e com os olhos fechados em todas as tentativas. Os participantes realizaram tentativas com e sem o sistema âncora.

A condição com os pés descansos foi escolhida para evitar interferência no *input* de informação dos receptores cutâneos sensoriais de toque e pressão das solas dos pés e também para evitar que o calçado proporcionasse estimulação sensorial adicional, interferindo assim em nossos resultados. O posicionamento dos pés foi estipulado com intenção de reduzir a base de suporte, aumentando assim a instabilidade postural. A supressão visual pelo fechamento dos olhos teve como objetivo privar o sistema de uma informação sensorial importante à regulação postural para aumentar a demanda da tarefa, aumentar o peso das demais fontes de *inputs* sensoriais disponíveis para o controle postural e exacerbar a perturbação postural decorrente ao exercício fatigante. O sistema âncora foi composto por dois cabos maleáveis com uma extremidade livre e com uma massa de 125 g afixada na outra extremidade. Os participantes foram orientados a segurar um cabo em cada mão mantendo-os esticados sem levantar as cargas do chão com os cotovelos próximos ao tronco e fletidos na angulação preferida de cada um (Figura 1). Para as tentativas sem âncora os participantes foram orientados a manter os braços na mesma posição da condição com âncora. Antes do protocolo de fadiga, seis tentativas foram realizadas, sendo três com e três sem o sistema âncora; após o protocolo de fadiga, quatro tentativas foram realizadas, sendo duas com e duas sem o sistema âncora (Figura 2). Dentro de cada bloco antes e após o protocolo de fadiga, as tentativas foram randomizadas e não houve intervalo entre as tentativas.

O número de tentativas após o protocolo de fadiga foi baseado em nossos estudos piloto após aprovação do comitê de ética local. A princípio nos baseamos no protocolo de fadiga utilizado no estudo de Vuillerme et al. (25), que consistia em permanecer em postura ereta e se sustentar sobre as plantas dos pés (em flexão plantar) sob contração isométrica o maior tempo possível. Para conferir a reprodutibilidade, aplicamos o protocolo em um adulto jovem e observamos um tempo extenso (36 minutos) para interrupção da tarefa, o participante relatou ter interrompido o exercício devido à dor e dormência nos pontos de apoio da sola dos

pés. Posteriormente, aplicamos o protocolo de fadiga baseado no estudo de Thedon et al. (26), que consistia no movimento dinâmico de flexão plantar na postura ereta com apoio para as mãos a fim de evitar o desequilíbrio. O exercício foi realizado sobre os antepés para possibilitar maior amplitude de movimento. Nesse protocolo, o participante alcançou a fadiga em 32 segundos. Dessa forma, o segundo protocolo testado se mostrou mais efetivo em fadigar os músculos flexores plantares e também mais aplicável em função de sua duração.

Nosso segundo passo foi verificar a efetividade do protocolo em perturbar o controle postural e a duração do efeito perturbador da fadiga. Assim, aplicamos o protocolo de fadiga em 5 adultos jovens ($27,2 \pm 3,48$ anos). Os participantes realizaram 3 tentativas de 30 segundos antes, imediatamente após e dois minutos após o exercício fatigante, em postura ereta com os olhos fechados e os pés unidos sobre a plataforma de força. Verificamos um aumento significativo na área da elipse na condição imediatamente após o exercício fatigante em relação a condição antes do protocolo de fadiga. No entanto, dois minutos após o protocolo de fadiga o efeito da fadiga desaparecia (68).

Figura 1. Ilustração da tarefa postural sobre a plataforma de força na condição com o sistema âncora.

Figura 2. Sequência de eventos do protocolo experimental.

5.4. Análise de dados

As coordenadas do marcador posicionado no ponto anatômico do calcâneo direito foi filtrada por um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 5 Hz. O marcador foi usado para o cálculo da amplitude de movimento de flexão plantar, que permitiu quantificar o efeito do protocolo de fadiga nas alterações desse comportamento. Para cada ciclo de movimento os valores máximo e mínimo foram identificados e a amplitude foi calculada como a diferença entre eles.

Os sinais eletromiográficos dos músculos gastrocnêmio medial e lateral de ambas as pernas foram filtrados por um filtro digital de Butterworth passa banda com frequência entre 15 e 450 Hz. Posteriormente, foi computado o espectro de frequência para cada janela de coleta de dados e a frequência média foi calculada.

As coordenadas do (CP) obtidas por meio da plataforma de força foram filtrados digitalmente por um filtro de Butterworth, de 4ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz. As seguintes variáveis foram calculadas a partir do deslocamento do CP: área da elipse, amplitude média de oscilação (AMO) e velocidade média de oscilação (VMO). A área da elipse compreende a dispersão dos dados do CP pelo cálculo da área do estatocinesigrama. Para tanto, foi ajustada uma elipse abrangendo 95% dos dados do deslocamento do CP. Tanto a AMO como a VMO foram calculadas separadamente para as direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). A AMO foi calculada como o desvio padrão da série temporal do CP após a remoção de qualquer tendência no sinal. A VMO foi calculada como a média das velocidades para cada intervalo de deslocamento do CP.

5.5. Análise estatística

Para a amplitude do movimento, foi realizada uma análise de variância (ANOVA)

para dois fatores (2 grupos [jovem e idoso] X 2 ciclos [primeiro e último]) com medidas repetidas para o segundo fator. Para análise estatística da frequência média do sinal eletromiográfico, foi realizada uma análise multivariada de variância (MANOVA) para dois fatores (2 grupos [jovem e idoso] X 2 janelas [primeira e última]) com medidas repetidas para o segundo fator. Foram usadas como variáveis dependentes a frequência média da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios direito e esquerdo (porções medial e lateral).

Para a realização das análises estatísticas das variáveis do deslocamento do CP, a média das tentativas de cada condição foi usada. Para a variável área da elipse, foi realizada uma ANOVA para três fatores (2 grupos [jovem e idoso] X 2 condições de fadiga [sem e com] X 2 condições de âncora [sem e com]) com medidas repetidas nos dois últimos fatores. Para as variáveis AMO e VMO foram realizadas duas MANOVA para três fatores (2 grupos [jovem e idoso] X 2 condições de fadiga [sem e com] X 2 condições de âncora [sem e com]) com medidas repetidas nos dois últimos fatores. A primeira MANOVA incluiu a AMO nas direções AP e ML, enquanto que a segunda MANOVA incluiu a VMO nas direções AP e ML. Foram realizados testes *a posteriori* com ajuste de *Bonferroni* quando necessário. O nível de significância adotado foi de $\alpha \leq 0,05$.

6. RESULTADOS

6.1. Testes para caracterização do grupo de idosos

Os resultados das avaliações feitas com os participantes do grupo de idosos estão descritos na Tabela 1.

Os resultados individuais das avaliações do grupo de idosos estão contidos no Apêndice III. Dados individuais dos exercícios físicos regulares relatados no Questionário Modificado de Baecke (grupo de idosos) encontram-se no Apêndice IV.

Tabela 1. Média e desvio padrão (DP) dos resultados das avaliações feitas nos participantes do grupo de idosos.

Avaliações	Média (DP)
Teste de Trilha – Parte A (s) ^a	89,5% (tempo acima)
Teste de Trilha – Parte B (s) ^b	94,7% (tempo acima)
Mini BESTest ^c	25,6 (1,7)
Mini Exame do Estado Mental ^d	27,8 (2,1)
Questionário Modificado de Baecke ^e	10,1 (4,3)
Sensibilidade Tátil ^f	
Mão Direita	2,8 (0,3)
Mão Esquerda	2,8 (0,1)
Pé Direito	3,7 (0,5)
Pé Esquerdo	3,7 (0,5)

^aValores próximos de 21 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 60-64 anos, 24 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 65-69 anos e 25 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 70-74 anos, com escolaridade 0-12 anos. E valores próximos de 22 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 60-64 anos, 26 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 65-69 anos e de 70-74 anos, com escolaridade > 12 anos indicam função de atenção preservada.

^bValores próximos de 56 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 60-64 anos, 60 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 65-69 anos e 70 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 70-74 anos, com escolaridade 0-12 anos. E valores próximos de 45 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 60-64 anos, 52 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 65-69 anos e 59 segundos (melhor tempo) para indivíduos de 70-74 anos, com escolaridade > 12 anos indicam função executiva preservada.

^cValores próximos de 28 pontos (pontuação limite) indicam função de equilíbrio preservada.

^dValores próximos de 30 pontos (pontuação limite) indicam função cognitiva preservada.

^eValores próximos a zero indicam menor grau de atividade física.

^fValores de sensibilidade ao filamento verde (0,05 g) equivalem a 2,7 conceituam “sensibilidade normal” para as mãos. Valores de sensibilidade ao filamento azul (0,2 g) equivalem a 3,3 conceituam “sensibilidade normal” para os pés.

6.2. Protocolo de fadiga

Durante o protocolo de fadiga esperava-se uma redução tanto na amplitude de movimento como na frequência do sinal eletromiográfico dos músculos flexores plantares. Na Figura 3B é possível visualizar um exemplo da amplitude de movimento do calcanhar de um participante ao longo dos ciclos do protocolo de fadiga. Na análise da amplitude do movimento entre o primeiro e o último ciclo, a ANOVA indicou efeito principal de ciclo ($F_{1,36} = 16,415$; $p = 0,000$) e interação entre ciclo e grupo ($F_{1,36} = 6,713$; $p = 0,014$). Houve uma redução da amplitude de movimento do calcanhar no último ciclo (jovens: $123,3 \pm 6,0$ mm | idosos: $102,4 \pm 6,0$ mm) em relação ao primeiro ciclo (jovens: $128,9 \pm 4,5$ mm | idosos: $127,6 \pm 4,5$ mm). No entanto, esse efeito foi mais acentuado no grupo de idosos (Figura 3C).

Figura 3. (A) Ilustração do protocolo de fadiga. Durante o exercício havia o movimento de dorsiflexão na fase excêntrica de baixa magnitude, o limite era sinalizado pela espuma posicionada abaixo dos calcanhares com intuito de minimizar possível dor tardia devido ao exercício fatigante. (B) Amplitude de movimento do marcador posicionado sobre o calcâneo direito no eixo vertical ao longo dos ciclos do protocolo de fadiga de um participante. (C) Valores médios e erro padrão da média da amplitude de movimento do marcador posicionado sobre o calcâneo direito no eixo vertical do primeiro e último ciclo do protocolo de fadiga. * $p \leq 0,05$.

A Figura 4A ilustra o espectro de frequência do sinal eletromiográfico do músculo gastrocnêmio medial direito de um participante na primeira e última janela de dados coletados. A MANOVA apontou efeito principal de ciclo (Wilks' Lambda=0,543; $F_{4,32}=6,724$; $p \leq 0,0001$). Testes univariados apontaram efeito principal de ciclo para os músculos gastrocnêmio lateral direito ($F_{4,32}=9,800$; $p=0,004$) e esquerdo ($F_{4,32}=19,355$; $p \leq 0,0001$). Houve redução da frequência média na última janela registrada durante realização do protocolo de fadiga em relação a primeira janela nos músculos gastrocnêmios lateral direito (primeira: $117,4 \pm 2,3$ Hz | última: $111,0 \pm 2,4$ Hz) e esquerdo (primeira: $117,1 \pm 2,6$ Hz | última: $110,5 \pm 2,5$ Hz) (Figura 4B). Os testes univariados apontaram ainda efeito principal de ciclo para os músculos gastrocnêmio medial direito ($F_{4,32}=16,352$; $p \leq 0,0001$) e esquerdo ($F_{4,32}=14,376$; $p=0,001$). A frequência média reduziu da primeira para a última janela do protocolo de fadiga nos músculos gastrocnêmios medial direito (primeira: $129,4 \pm 3,1$ Hz | última: $122,3 \pm 2,2$ Hz) e esquerdo (primeira: $127,2 \pm 3,2$ Hz | última: $120,0 \pm 2,6$ Hz) (Figura 4C).

Figura 4. (A) Espectro de frequências do sinal eletromiográfico do músculo gastrocnêmio medial direito de um participante na primeira (esquerda) e última (direita) janela de coleta de dados. (B) Média e erro padrão da média para a frequência média da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios lateral direito e esquerdo na primeira e última janela de coleta de dados do protocolo de fadiga. (C) Média e erro padrão da média para a frequência média da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios medial direito e esquerdo na primeira e última janela de coleta de dados do protocolo de fadiga. * $p \leq 0,05$.

6.3. Controle postural

6.3.1. Área da elipse

A ANOVA exibiu efeito principal de grupo ($F_{1,36}=11,474$; $p=0,002$) para a área da elipse. Os idosos ($536,6 \pm 55,8 \text{ mm}^2$) apresentaram uma área maior do que os jovens ($296,5 \pm 55,8 \text{ mm}^2$). Além disso, a ANOVA apontou efeito principal de âncora ($F_{1,36}=4,644$; $p=0,038$) para a área da elipse. A área da elipse foi menor na condição com âncora ($397,6 \pm 37,0 \text{ mm}^2$) em relação a condição sem âncora ($462,6 \pm 46,9 \text{ mm}^2$). Entretanto, não houve interação entre o sistema âncora e a fadiga. A ANOVA apontou também efeito principal de fadiga para a área da elipse ($F_{1,36}=8,334$; $p=0,007$). Houve um aumento da área da elipse após a realização do protocolo de fadiga ($479,1 \pm 49,1 \text{ mm}^2$) em relação a condição sem fadiga ($381,1 \pm 35,7 \text{ mm}^2$). A ANOVA apontou também interação entre fadiga e grupo ($F_{1,36}=4,401$; $p=0,043$). Houve um aumento da área da elipse após a realização do protocolo de fadiga (jovens: $309,9 \pm 69,5 \text{ mm}^2$ | idosos: $648,2 \pm 69,5 \text{ mm}^2$) em relação a condição sem fadiga (jovens: $283,2 \pm 50,4 \text{ mm}^2$ | idosos: $479,1 \pm 50,4 \text{ mm}^2$) para os dois grupos investigados, porém esse aumento foi maior para o grupo de idosos (Figura 5).

Figura 5. Média e erro padrão da média para a área da elipse para os grupos de idosos e de jovens antes e depois do protocolo de fadiga. * $p \leq 0,05$.

A Figura 6 mostra o comportamento geral dos adultos jovens e idosos em todas as condições. É importante destacar que não houve interação entre fadiga, âncora e grupo.

Figura 6. Média e erro padrão da média para a área da elipse para os grupos de idosos e de jovens antes e depois do protocolo de fadiga, com e sem o uso do sistema âncora. Condições: sem âncora e sem fadiga (SASF), com âncora e sem fadiga (CASF), sem âncora e com fadiga (SACF) e com âncora e com fadiga (CACF).

6.3.2. Amplitude média de oscilação

A MANOVA exibiu efeito principal de grupo para a AMO (Wilks' Lambda=0,816; $F_{2,35}=3,940$; $p=0,029$). Testes univariados mostraram esse efeito para ambas as direções, AP ($F_{1,36}=6,886$; $p=0,013$) e ML ($F_{1,36}=8,000$; $p=0,008$). A AMO foi maior para os idosos (AP: $5,77 \pm 0,41$ mm | ML: $5,74 \pm 0,54$ mm) quando comparado aos jovens (AP: $4,24 \pm 0,41$ mm | ML: $3,60 \pm 0,54$ mm) para ambas as direções. A MANOVA apontou também efeito principal de fadiga para a AMO (Wilks' Lambda=0,662; $F_{2,35}=8,940$; $p=0,001$). Testes univariados apontaram o efeito de fadiga para a amplitude média de oscilação na direção AP ($F_{2,35}=17,149$; $p=0,000$). Houve um aumento da amplitude média de oscilação na direção AP após a realização do protocolo de fadiga ($5,4 \pm 0,3$ mm) em relação a condição sem fadiga ($4,6 \pm 0,3$ mm). A MANOVA apontou ainda um efeito marginal de âncora (Wilks' Lambda=0,848; $F_{2,35}=3,145$; $p=0,055$). Testes univariados mostraram efeito em ambas as direções, AP ($F_{1,36}=4,246$; $p=0,047$) e ML ($F_{1,36}=4,489$; $p=0,041$). O uso do sistema âncora reduziu a AMO para ambas as direções, AP ($4,81 \pm 0,31$ mm) e ML ($4,53 \pm 0,37$ mm) quando comparado ao não uso das âncoras (AP: $5,20 \pm 0,30$ mm | ML: $4,81 \pm 0,40$ mm). Entretanto, não houve interação entre as condições de fadiga e âncora.

6.3.3. Velocidade média de oscilação

A MANOVA indicou efeito principal de grupo para a VMO (Wilks' Lambda=0,728;

$F_{2,35}=6,523$; $p=0,004$). Testes univariados apontaram efeito de grupo para ambas as direções AP ($F_{1,36}=12,806$; $p=0,001$) e ML ($F_{1,36}=8,47$; $p=0,006$). A VMO foi maior para os idosos (AP: $12,51 \pm 0,95$ mm/s | ML: $11,67 \pm 1,15$ mm/s) em relação aos jovens (AP: $7,74 \pm 0,94$ mm/s | ML: $6,93 \pm 1,15$ mm/s) em ambas as direções. Para a velocidade média de oscilação, a MANOVA indicou efeito principal de âncora (Wilks' Lambda=0,837; $F_{2,35}=3,405$; $p=0,045$). Testes univariados apontaram esse efeito somente na direção ML ($F_{2,35}=6,935$; $p=0,012$). O uso do sistema âncora reduziu a velocidade média de oscilação na direção ML ($8,8 \pm 0,8$ mm/s) quando comparado a condição sem âncora ($9,8 \pm 0,9$ mm/s). A MANOVA apontou também efeito principal de fadiga (Wilks' Lambda=0,535; $F_{2,35}=15,234$; $p \leq 0,0001$). Testes univariados apontaram efeito nas direções ML ($F_{2,35}=5,807$; $p=0,021$) e AP ($F_{2,35}=29,912$; $p \leq 0,0001$). Após o protocolo de fadiga a velocidade média de oscilação aumentou nas duas direções (ML: $9,9 \pm 0,9$ mm/s | AP: $11,0 \pm 0,7$ mm/s) quando comparado a condição sem fadiga (ML: $8,8 \pm 0,8$ mm/s | AP: $9,2 \pm 0,6$ mm/s). A MANOVA indicou ainda interação entre fadiga e grupo (Wilks' Lambda=0,751; $F_{2,35}=5,793$; $p=0,007$). Os testes univariados encontraram que a interação ocorreu nas direções ML ($F_{2,35}=4,440$; $p=0,042$) e AP ($F_{2,35}=11,917$; $p=0,001$). Houve um aumento da velocidade média de oscilação após a realização do protocolo de fadiga na direção ML para o grupo de jovens ($7,0 \pm 1,3$ mm/s) e para o grupo de idosos ($12,7 \pm 1,3$ mm/s) quando comparados a condição sem fadiga ($6,9 \pm 1,1$ mm/s | $10,6 \pm 1,1$ mm/s, respectivamente), mas esse aumento foi mais marcante para os idosos (Figura 7A). Na direção AP, o grupo de jovens ($8,1 \pm 1,0$ mm/s) e o grupo de idosos ($14,0 \pm 1,0$ mm/s) também aumentaram a velocidade média de oscilação em relação a condição sem fadiga (jovens: $7,4 \pm 0,9$ mm/s | idosos: $11,0 \pm 0,9$ mm/s), mas esse aumento foi maior para o grupo de idosos (Figura 7B). Não houve interação entre as condições de fadiga e âncora.

Figura 7. (A) Média e erro padrão da média para velocidade média de oscilação na direção ML para os grupos de idosos e de jovens antes e depois do protocolo de fadiga. (B) Média e erro padrão da média para velocidade média de oscilação na direção AP para os grupos de idosos e de jovens antes e depois do protocolo de fadiga. * $p \leq 0,05$.

7. DISCUSSÃO

Esse estudo teve como finalidade investigar se o uso do sistema âncora poderia compensar o efeito da fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens e idosos. Os resultados mostraram que a fadiga aumentou a oscilação corporal e que o uso das âncoras reduziu a oscilação corporal, mas essa redução foi independente da condição de fadiga.

Durante a realização do protocolo de fadiga, duas variáveis foram usadas como parâmetro para confirmar que os participantes estavam sob condição de fadiga muscular. Como esperado, observamos a redução da amplitude de movimento de flexão plantar do último ciclo analisado em relação ao primeiro ciclo do protocolo de fadiga. Esse resultado indica que houve uma diminuição do desempenho muscular em função do exercício repetitivo (20) e incapacidade de manter o trabalho sobre a intensidade estipulada (40), caracterizando dessa forma a fadiga muscular. Observamos também a redução da frequência média do sinal eletromiográfico registrada no decorrer do protocolo de fadiga. Esse resultado também era esperado, pois a redução da frequência média é relacionada de forma linear a velocidade de condução das fibras musculares em função do tempo, evidenciando assim o fenômeno de fadiga muscular, corroborando com outros achados, visto que esse parâmetro é bastante aceito para constatação da fadiga muscular (44-48). É interessante ressaltar que diferentes intensidades de exercícios refletem de modo diferente a função neuromuscular, mas apresentam a mesma magnitude de perturbação a estabilidade postural (69).

Assumindo então a condição de fadiga dos músculos flexores plantares, esperava-se como consequência o aumento da oscilação corporal, uma vez que essas alterações posturais são bem documentadas na literatura. A fadiga muscular afeta o funcionamento do sistema somatossensorial, altera o senso de posição e movimento articular (70, 71), em especial na extensão periférica devido a alteração no limiar do fuso do músculo fadigado, além de afetar a resposta motora do músculo, gerando aumento da oscilação corporal como estratégia de exploração para obter mais informações e suplementar a regulação do sistema (7, 72-75). Nossos resultados não diferiram do esperado, já que observamos um aumento da área da elipse, amplitude média de oscilação e velocidade média de oscilação nas direções AP e ML em função da fadiga. No entanto, essas alterações foram mais pronunciadas para o grupo de idosos, corroborando com os achados de Davidson et al. e Qu et al. (76-78). Quando comparamos os grupos, verificamos que o grupo de idosos teve um aumento percentual mais expressivo das variáveis do controle postural em função da fadiga com relação aos adultos

jovens. O aumento percentual após o exercício fatigante para a área da elipse foi de 9,4% para os jovens e de 35,5% para os idosos, para a VMO na direção ML foi de 1,4% para os jovens e 19,8% para os idosos e para a VMO na direção AP foi de 9,5% para os jovens e 27,3% para os idosos.

Esses resultados estão de acordo com os achados de Panzer et al. (23) que justificou esse efeito mais impactante da fadiga muscular no controle postural nos idosos do que em adultos jovens devido ao declínio de suas funções sensoriais (vestibular, visual e somatossensorial) e motora. Nos idosos, a interação dos *inputs* sensoriais também é afetada e influencia na percepção das forças que atuam sobre o corpo e mudanças da orientação postural resultantes dessas forças. Com base nessa percepção é que são processadas as respostas motoras. Essas alterações são associadas ao processo natural de envelhecimento (22). Apesar de não terem sido realizados testes específicos para verificar a função motora, presumimos que os participantes do grupo de idosos possivelmente não apresentavam redução da força muscular, visto que eram fisicamente ativos (Apêndice IV). A opção por idosos com esse perfil foi feita para evitar um possível incômodo exacerbado por dor tardia muscular em decorrência do protocolo de fadiga.

Toledo e Barela (36) apontaram que o aumento da oscilação corporal em idosos na postura ereta atribui-se predominante à diminuição da percepção do movimento articular. Em seu estudo os idosos apresentaram tempo maior do que os jovens para ativar a musculatura e recuperar o equilíbrio após perturbação do movimento da base de suporte no sentido AP. Desse modo, perante as condições experimentais desse estudo, com supressão visual e redução da base de suporte, somada a natureza do idoso (79) e os efeitos da fadiga muscular que perturba a propriocepção e afeta dessa forma o controle postural (70), notamos que há uma demanda postural maior e mais desafiadora para os idosos com relação aos jovens, justificando assim o aumento mais pronunciado das variáveis posturais após o exercício fatigante.

O uso do sistema âncora diminuiu a oscilação corporal. Verificamos redução de 14,1% da área da elipse, redução na amplitude média de oscilação de 7,5% na direção AP e de 5,8% na direção ML e redução de 10,2% da velocidade média de oscilação na direção ML quando comparado ao não uso das âncoras. Esses resultados corroboram com os achados descritos na literatura. Moraes e Mauerberg-deCastro (17) verificaram redução da oscilação corporal em idosos com o uso do sistema âncora, porém sem efeito duradouro após um breve

período de prática. Já Freitas et al. (14) compararam diferentes frequências de prática com o sistema âncora em idosos e verificaram que os mesmos se beneficiaram da frequência intermitente com efeito duradouro 24h após a fase de prática, apresentando redução da oscilação corporal. Dascal et al. (13) encontraram resultados posturais positivos de uma forma geral com o uso dessa ferramenta em idosos, que apontou maior estabilidade postural em relação ao não uso da mesma, independente da condição visual. Os achados de Santos et al. (19) identificaram que o sistema âncora também foi capaz de reduzir a oscilação postural em idosos independente da presença ou ausência da visão, quando utilizadas nas duas mãos e na mão não dominante. Dessa forma, as evidências apontam que o sistema âncora é capaz de auxiliar os idosos na regulação das oscilações corporais. As informações provenientes do sistema âncora foram utilizadas tanto pelos idosos como pelos jovens para controlar a posição do corpo deles no espaço.

No entanto, ao contrário do propósito esperado desse estudo, o uso do sistema âncora não foi capaz de compensar o efeito perturbador da fadiga dos músculos flexores plantares. Identificamos efeito principal do sistema âncora, contudo, sem interação com a fadiga. Uma possível explicação para os participantes não terem aproveitado as informações hápticas adicionais provenientes do sistema âncora para compensar o aumento da demanda postural pode ser devido ao grau de atenção necessário ao manuseio do sistema âncora e sua exploração, indicando que os participantes priorizaram a atenção à tarefa postural.

De acordo com Vuillerme et al. (52), a manutenção da postura ereta não é absolutamente automática, essa tarefa demanda atenção. Seus achados mostraram que o tempo de reação ao estímulo sonoro foi maior na postura ereta quando comparado a postura sentado em adultos jovens. Eles apresentaram ainda, que a manutenção da postura ereta sob condição de fadiga dos flexores plantares aumenta a demanda atencional, ou seja, a atenção é ainda mais exigida quando a demanda postural aumenta (53), visto que na postura ereta o tempo de reação ao estímulo sonoro aumentou na condição com fadiga em relação à condição sem fadiga. O aumento da demanda atencional em decorrência do aumento da demanda postural justifica a priorização da atenção à tarefa postural, posto que a ancoragem exige um determinado grau de atenção para manutenção dos cabos estendidos e exploração das informações háptica adicionais para percepção da posição do corpo no espaço. Quando a informação háptica é mediada por uma ferramenta, ela possui mecanismos particulares para sua utilização, bem como suas contribuições (13), possivelmente devido a essas

particularidades e ao menor grau de atenção exigido é que o toque leve (25) e o *taping* (26) que se mostraram capazes de compensar o aumento da oscilação corporal em resposta a fadiga dos músculos flexores plantares em adultos jovens. Contudo, não se sabe se a capacidade de compensar a perturbação postural (decorrente do exercício fatigante) através da informação sensorial advinda do toque leve e *taping* em adultos jovens se estenderia aos idosos.

Desse modo podemos afirmar que a contribuição háptica particular dessa ferramenta apresenta vantagens e desvantagens em relação às distintas fontes de informação háptica adicional ao qual nos baseamos (25, 26). Por um lado a exploração háptica do sistema âncora permite mais graus de liberdade no manuseio e suas massas leves não possibilitam suporte mecânico ao usuário. Por outro lado, para mediar as informações da posição do corpo em relação ao solo é necessário manter os cabos livres e flexíveis sob determinada tensão, o que pode exigir um grau de atenção maior quando comparado ao toque leve que é uma superfície estacionária e *taping* que proporciona informação sensorial adicional de maneira passiva.

É importante destacar que os idosos do presente estudo apresentaram valores bem superiores aos escores do Teste de Trilha partes A e B (64). Esses testes apontam se a função de atenção, processamento, flexibilidade mental e função executiva estão preservadas. Não é possível atribuir nossos resultados a essa característica do grupo de idosos, uma vez que o grupo de adultos jovens também não se beneficiou das informações hápticas do sistema âncora para compensar a perturbação postural. Porém, é possível afirmar que essa característica do grupo de idosos certamente influenciou negativamente a coordenação e desempenho das tarefas com maior demanda postural.

Embora os participantes do nosso estudo não tenham se beneficiado com o uso do sistema âncora de igual modo aos adultos jovens que fizeram uso do toque leve e do *taping* em condições de fadiga, é possível, baseados nos efeitos positivos já evidenciados na literatura, que abordagens terapêuticas e programas de treinamento físico podem vir a ser adotadas futuramente, após estudos de intervenção, envolvendo o sistema âncora, já que essa é uma ferramenta de baixo custo. Os resultados do presente estudo são importantes para compreender a contribuição do sistema âncora na regulação da oscilação corporal e suas possíveis aplicações clínicas, terapêuticas e em programas de treinamento físico.

A relevância clínica dos achados desse estudo indicaram que atividades na postura ereta em condições de fadiga não afetam à associação da informação háptica adicional

proveniente do sistema âncora para um melhor controle da postura ou ainda à atividades de maior demanda atencional. Assim, o uso do sistema em uma aula ou uma sessão de fisioterapia não deve ser influenciado pelo momento da aula, já que mesmo no final de uma aula/sessão, quando a fadiga pode ser mais evidente, o uso do sistema âncora deve ser benéfico. Apesar disso, é importante ressaltar a necessidade de repouso após atividades fatigantes em idosos, para reduzir o risco de ocorrência de quedas.

Foi limitação desse estudo o fato de que os estudos pilotos não terem sido realizados na população de idosos. Ainda, é possível que a variável frequência média do sinal eletromiográfico seja uma limitação por não ser totalmente confiável, uma vez que seus sinais são comumente analisados em contração isométrica e não em contrações dinâmicas o que pode deslocar o eletrodo sobre a pele. Todavia, não podemos afirmar também que os dispositivos fixados sobre a pele dos participantes (eletrodos) não proporcionaram informação sensorial adicional, o que poderia ter influenciado nossos resultados, embora não estivessem próximos a articulação do tornozelo.

8. CONCLUSÃO

O sistema âncora contribuiu com a redução da oscilação corporal para adultos jovens e idosos. Apesar disso, o sistema âncora não foi capaz de compensar o efeito perturbador postural em decorrência da fadiga dos músculos flexores plantares.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.* 1994 Dec;4(6):877-87.
2. Heroux ME, Dakin CJ, Luu BL, Inglis JT, Blouin JS. Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. *Journal of applied physiology.* 2014 Jan 15;116(2):140-8.
3. Shumway-cook A, Woollacott M. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice.* 3rd. Philadelphia 2007. 157-257 p.
4. Horak FB, Macpherson, J.M. Postural orientation and equilibrium. *Handbook of physiology: a critical, comprehensive preservation of physiological knowledge and concepts,* New York: Oxford University Press, cap. VII p. 255-92, 1996.
5. Wardman DL, Day BL, Fitzpatrick RC. Position and velocity responses to galvanic vestibular stimulation in human subjects during standing. *The Journal of physiology.* 2003 Feb 15;547(Pt 1):293-9.
6. Polastri PF, Barela JA, Kiemel T, Jeka JJ. Dynamics of inter-modality re-weighting during human postural control. *Experimental brain research.* 2012 Nov;223(1):99-108.
7. Bisson EJ, Lajoie Y, Bilodeau M. The influence of age and surface compliance on changes in postural control and attention due to ankle neuromuscular fatigue. *Experimental brain research.* 2014 Mar;232(3):837-45.
8. Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neurosci Lett.* 2001 Aug 3;308(2):103-6.
9. Gibson JJ. *The senses considered as perceptual systems.* Boston, MA 1966. 1-336 p.
10. Carpenter MG, Murnaghan CD, Inglis JT. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience.* 2010 Nov 24;171(1):196-204.
11. Mauerberg-deCastro E. Developing an "anchor" system to enhance postural control. *Motor Control.* 2004 Jul;8(3):339-58.

12. Costa AA, Manciopi PA, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Haptic information provided by the "anchor system" reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. *Neuroscience Letters*. 2015;609:1-6.
13. Dascal JB, Okazaki VHA, Mauerberg-deCastro E. Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos Effects of the anchor system on postural control in older adults. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. 2012;14:144–53.
14. Freitas Mde B, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Intermittent use of an "anchor system" improves postural control in healthy older adults. *Gait & posture*. 2013 Jul;38(3):433-7.
15. Mauerberg-deCastro E, Lucena CS, Cuba BW, Boni RC, Campbell DF, Moraes R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a nonrigid tool. *Adapt Phys Activ Q*. 2010 Jul;27(3):208-25.
16. Mauerberg-deCastro E, Moraes R, Campbell DF. Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with intellectual disabilities. *Motor Control*. 2012 Apr;16(2):131-43.
17. Moraes R, Mauerberg-deCastro E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos The use of a non-rigid tool reduces body sway in older individuals. *Motriz: J Phys* 2009;15 263–72.
18. Calve T, Mauerberg-deCastro E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças Contribution of the haptic perception in the postural control of children *Motriz: J Phys* 2005;11:199–204.
19. Santos LO, Moura FHV, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduz a oscilação corporal em idosos. *Rev Bras Educ Fís Esporte*. 2015;29:487-95.
20. Stackhouse SK, Stevens JE, Lee SC, Pearce KM, Snyder-Mackler L, Binder-Macleod SA. Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. *Physical therapy*. 2001 May;81(5):1102-9.

21. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. 2012 Jan;36(1):162-76.
22. Gimmon Y, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011 Dec;21(6):922-8. PubMed PMID: 21917475.
23. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995 Feb;76(2):151-7.
24. Sturnieks DL, St George R, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol Clin*. 2008 Dec;38(6):467-78.
25. Vuillerme N, Nougier V. Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003 Oct;84(10):1560-3.
26. Thedon T, Mandrick K, Foissac M, Mottet D, Perrey S. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. *Gait & posture*. 2011 Apr;33(4):686-9.
27. Loram ID, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *The Journal of physiology*. 2002 May 1;540(Pt 3):1111-24.
28. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. 1998 Jul;22(4):465-72.
29. Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter*. 2010 May-Jun;14(3):183-92.
30. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*. 1995;3:193-214.
31. Balasubramaniam R, Riley MA, Turvey MT. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait & posture*. 2000 Feb;11(1):12-24.
32. Tinetti ME. Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. *The New England journal of medicine*. 2003 Jan 02;348(1):42-9.

33. Lord SR, Dayhew J. Visual risk factors for falls in older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2001 May;49(5):508-15.
34. Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of physiology*. 1994 Jul 1;478 (Pt 1):173-86.
35. Goble DJ, Coxon JP, Wenderoth N, Van Impe A, Swinnen SP. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. 2009 Mar;33(3):271-8.
36. Toledo DR, Barela JA. Sensory and motor differences between young and older adults: somatosensory contribution to postural control. *Rev Bras Fisioter*. 2010 mai/jun;14:267-75.
37. Matsudo SM, Matsudo, V.K.R., Barros Neto, T.L. The impact of aging on anthropometric, neuromotor, and metabolic variables of physical fitness. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*. 2000;8 (4):21-32.
38. Booth FW, Weeden SH, Tseng BS. Effect of Aging on Human Skeletal-Muscle and Motor Function. *Med Sci Sport Exer*. 1994 May;26(5):556-60.
39. Fozard JL, Vercryssen M, Reynolds SL, Hancock PA, Quilter RE. Age differences and changes in reaction time: the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of gerontology*. 1994 Jul;49(4):P179-89.
40. Booth FW, Thomason DB. Molecular and cellular adaptation of muscle in response to exercise: perspectives of various models. *Physiological reviews*. 1991 Apr;71(2):541-85.
41. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & nerve*. 1984 Nov-Dec;7(9):691-9.
42. Edwards RH. Human muscle function and fatigue. *Ciba Foundation symposium*. 1981;82:1-18.
43. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001 Oct;81(4):1725-89.

44. De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical reviews in biomedical engineering*. 1984;11(4):251-79.
45. Kahl L, Hofmann UG. Comparison of algorithms to quantify muscle fatigue in upper limb muscles based on sEMG signals. *Medical engineering & physics*. 2016 Nov;38(11):1260-9.
46. Maton B, Rendell J, Gentil M, Gay T. Masticatory muscle fatigue: endurance times and spectral changes in the electromyogram during the production of sustained bite forces. *Archives of oral biology*. 1992;37(7):521-9.
47. Viitasalo JH, Komi PV. Signal characteristics of EMG during fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1977 Sep 16;37(2):111-21.
48. Wang R, Fukuda DH, Stout JR, Robinson EH, Miramonti AA, Fragala MS, et al. Evaluation of Electromyographic Frequency Domain Changes during a Three-Minute Maximal Effort Cycling Test. *Journal of sports science & medicine*. 2015 Jun;14(2):452-8.
49. Boyas S, Hajj M, Bilodeau M. Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing. *Gait & posture*. 2013 Apr;37(4):547-51.
50. Vuillerme N, Burdet C, Isableu B, Demetz S. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait & posture*. 2006 Oct;24(2):169-72.
51. Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett*. 2002 Nov 22;333(2):131-5.
52. Vuillerme N, Forestier N, Nougier V. Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. *Med Sci Sports Exerc*. 2002 Dec;34(12):1907-12.
53. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental brain research*. 1993;97(1):139-44.

54. King GW, Stylianou AP, Kluding PM, Jernigan SD, Luchies CW. Effects of age and localized muscle fatigue on ankle plantar flexor torque development. *J Geriatr Phys Ther.* 2012 Jan-Mar;35(1):8-14.
55. Matsumura BA, Ambrose AF. Balance in the elderly. *Clinics in geriatric medicine.* 2006 May;22(2):395-412;
56. Lopes LM, Ueda LS, Kunzler MR, de Britto MA, Carpes FP. Leg skin stimulation can be a strategy to improve postural control in the elderly. *Neurosci Lett.* 2014 Mar 6;562:60-2.
57. Jeka JJ. Light touch contact as a balance aid. *Physical therapy.* 1997 May;77(5):476-87.
58. Clapp S, Wing AM. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. *Experimental brain research.* 1999 Apr;125(4):521-4.
59. Hosp S, Bottoni G, Heinrich D, Kofler P, Hasler M, Nachbauer W. A pilot study of the effect of Kinesiology tape on knee proprioception after physical activity in healthy women. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia.* 2015 Nov;18(6):709-13.
60. Baccini M, Rinaldi LA, Federighi G, Vannucchi L, Paci M, Masotti G. Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age and ageing.* 2007 Jan;36(1):30-5.
61. Vaillant J, Vuillerme N, Janvey A, Louis F, Braujou R, Juvin R, et al. Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Res Bull.* 2008 Jan 31;75(1):18-22.
62. Freitas MBZ M-dE, Moraes R. Intermittent use of an “anchor system” improves postural control in healthy older adults. *Gait & posture.* 2013;38:433–7.
63. Brucki SM, Nitrini R, Caramelli P, Bertolucci PH, Okamoto IH. [Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil]. *Arq Neuropsiquiatr.* 2003 Sep;61(3B):777-81. Sugestoes para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil.
64. Tombaugh TN. Trail Making Test A and B: normative data stratified by age and education. *Arch Clin Neuropsychol.* 2004 Mar;19(2):203-14.

65. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*. 2009 May;89(5):484-98.
66. Voorrips LE, Ravelli AC, Dongelmans PC, Deurenberg P, Van Staveren WA. A physical activity questionnaire for the elderly. *Med Sci Sports Exerc*. 1991 Aug;23(8):974-9.
67. Lehman LF, Orsini MB, Nicholl AR. The development and adaptation of the Semmes-Weinstein monofilaments in Brazil. *J Hand Ther*. 1993 Oct-Dec;6(4):290-7.
68. Rocha A B; Batistela R A; Moraes R. Efeito no controle postural após a fadiga dos músculos flexores do tornozelo em adultos jovens. *Brazilian Journal of Motor Behavior*. 2015;9 (ISSN 2446-4902):26.
69. Boyas S, Remaud A, Rivers E, Bilodeau M. Fatiguing exercise intensity influences the relationship between parameters reflecting neuromuscular function and postural control variables. *PLoS One*. 2013;8(8):e72482.
70. Allen TJ, Proske U. Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement. *Experimental brain research*. 2006 Mar;170(1):30-8.
71. Forestier N, Teasdale N, Nougier V. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Med Sci Sports Exerc*. 2002 Jan;34(1):117-22.
72. Corbeil P, Blouin JS, Begin F, Nougier V, Teasdale N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait & posture*. 2003 Oct;18(2):92-100.
73. Shirazi ZR, Jahromi FN. Comparison of the effect of selected muscle groups fatigue on postural control during bipedal stance in healthy young women. *Nigerian medical journal : journal of the Nigeria Medical Association*. 2013 Sep;54(5):306-9.
74. Hlavackova P, Pradon D, Vuillerme N. Control of bipedal posture following localised muscle fatigue of the plantar-flexors and finger-flexors. *European journal of applied physiology*. 2012 Feb;112(2):789-93.
75. Boyas S, McGown C, Lajoie Y, Bilodeau M. Changes in posture associated with postural control impairment induced by ankle plantarflexor fatigue during unipedal quiet standing. *Neurosci Lett*. 2013 Jun 28;547:48-52.

76. Davidson BS, Madigan ML, Southward SC, Nussbaum MA. Neural control of posture during small magnitude perturbations: effects of aging and localized muscle fatigue. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011 Jun;58(6):1546-54.
77. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA, Wojcik LA. Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping. *Gait & posture.* 2009 Jun;29(4):552-7.
78. Qu X, Nussbaum MA, Madigan ML. Model-based assessments of the effects of age and ankle fatigue on the control of upright posture in humans. *Gait & posture.* 2009 Nov;30(4):518-22.
79. Katsarkas A. Dizziness in aging: a retrospective study of 1194 cases. *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery.* 1994 Mar;110(3):296-301.

APÊNDICE I - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada **Efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores plantares em idosos**. O objetivo desse estudo é investigar o efeito do uso do sistema âncora sobre o controle postural de idosos sob a condição de fadiga dos músculos flexores plantares do tornozelo. O sistema âncora é feito com um saquinho com um peso leve (125 gramas) que fica amarrado a uma linha que você irá segurar. O saquinho deve ficar sempre em contato com o chão enquanto a linha fica esticada.

Inicialmente, você responderá alguns questionários, com o auxílio da pesquisadora, sobre seu nível de atividade física (10 minutos de duração) e suas condições de estado mental (10 minutos de duração). Em seguida, você será submetido(a) a uma avaliação na qual serão coletados os dados de peso e altura (5 minutos de duração). Na sequência, você será avaliado em diversas tarefas de equilíbrio como levantar de uma cadeira, ficar em pé com os olhos abertos e fechados, andar, andar sobre um obstáculo, andar e girar e ficar em pé na ponta dos pés (20 minutos de duração). Ainda realizará o teste onde você ligará números e letras (que se localizam dentro de círculos) sem tirar a caneta ou lápis do papel alternando entre si, por exemplo: 1-A-2-B-3-C e assim sucessivamente (5 minutos de duração). Posteriormente, você passará por um teste de sensibilidade da pele das mãos e dos pés por meio de diferentes filamentos com os olhos fechados.

Na última parte da avaliação você será orientado(a) a realizar 10 tentativas em que você ficará descalço, em pé, parado(a), com os pés unidos e os olhos fechados sobre uma superfície rígida. Você realizará as seguintes tarefas: 1) três tentativas antes da fadiga e com o uso da âncora; 2) três tentativas antes da fadiga e sem o uso da âncora; 3) procedimento de fadiga muscular (ver detalhes abaixo); 4) duas tentativas após a fadiga e com o sistema âncora; 5) duas tentativas após fadiga e sem o sistema âncora. O procedimento de fadiga muscular consiste em realizar o exercício de subir e descer nas pontas dos pés com um apoio para as mãos. Durante esse procedimento você deverá acompanhar o ritmo sonoro apresentado.

Antes de realizar estas tentativas, será colocado um marcador na região de cada calcanhar e um na região lateral de cada pé para registrar o deslocamento do calcanhar durante o procedimento de fadiga. Também serão colocados duas caixinhas (2 cm x 4 cm) na parte de trás de cada perna e uma na parte da frente de cada perna para registrar a atividade dos seus músculos. A fixação dos marcadores e das caixinhas será realizada por meio de fita adesiva, sendo um processo indolor. Será necessário fazer uma depilação no local onde as caixinhas serão colocadas na perna para que não haja interferência do sinal. Para tanto, um aparelho de barbear novo e descartável será usado. Esse procedimento também é indolor. O procedimento será filmado e realizado no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM), localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) - USP. Este teste tem duração de aproximadamente 45 minutos.

Você não será submetido(a) a nenhum procedimento sem o seu conhecimento e consentimento, e pode sair desta pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo, se comprometendo apenas a comunicar previamente os responsáveis pela pesquisa. Seus dados poderão ser excluídos deste estudo em caso de coleta incompleta ou não adequação dos dados ao objetivo deste trabalho.

Você não terá benefícios diretos com a pesquisa, mas os resultados obtidos serão importantes para identificar as possíveis alterações que ocorrem no controle postural em indivíduos idosos com o uso do sistema âncora, e a partir desse conhecimento realizar intervenções mais específicas e eficientes a fim de beneficiar essa população. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.

Os riscos envolvidos com a sua participação na pesquisa são mínimos e envolvem a eventual ocorrência de quedas que será minimizada pela presença de um experimentador próximo a você durante toda a

realização da tarefa. No caso de queda, medidas de primeiros socorros serão tomadas, assim como seu encaminhamento para o serviço de saúde.

A sua identidade e todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum.

Não existe nenhum tipo de pagamento que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo. A participação nesta pesquisa, não irá te trazer despesas ou custos. Você terá garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa conforme as Leis vigentes no país.

Não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa beneficiá-lo(a) em função da sua participação neste estudo.

As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas ao seu nome ou vistas por outras pessoas sem sua prévia autorização. Suas informações serão utilizadas para fins estatísticos ou científicos e sua privacidade e anonimato serão resguardados. A utilização dos seus dados se restringe unicamente a essa pesquisa.

Após preencher e assinar o termo de consentimento, você receberá uma via do mesmo, como de direito.

Eu, _____ portador do
RG nº _____, residente à _____
_____, nº _____, complemento _____, bairro _____
_____, cidade: _____, aceito participar, voluntariamente, na
presente pesquisa sob a responsabilidade do Prof. Dr. Renato de Moraes.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 2016.

Nome por extenso

Assinatura

Prof. Dr. Renato de Moraes

Pesquisador Responsável

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate:

Prof. Dr. Renato de Moraes

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

Fone: (16) 3315-0522/ E-mail: renatomoraes@usp.br

Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto - USP

Avenida Bandeirantes, 3900 - 14407-907 - Ribeirão Preto - SP - Brasil

Fone: (16) 3315-0494/ E-mail: cep90@usp.br

APÊNDICE II - Anamnese

Questionário

Nome: _____
 End.: _____ Bairro: _____
 Cidade/UF: _____ Estatura (m): _____ Massa Corporal (kg): _____ Gênero: ()M ()F
 Data de Nascimento: ____/____/____ Data de Coleta: ____/____/____

1) Frequentou a Escola? ()S ()N Até que série? _____ Grau? _ Sabe ler? ()S ()N

2) Trabalha? ()S ()N Profissão? _____ Ocupação Atual? _____

3) Possui alguma destas dificuldades?

Visual: ()S ()N Se sim, usa óculos? ()S ()N

Auditiva: ()S ()N Se sim, usa aparelho auditivo? ()S ()N

Motora: ()S ()N Se sim, usa algum aparelho? ()S ()N Qual? _____

Outra: ()S ()N Qual? _____

4) Utiliza algum dispositivo auxiliar para caminhar? ()S ()N Se sim, qual? _____

5) Possui alguns destes problemas de saúde ou agravos?

() Pressão arterial elevada () Epilepsia/Convulsões () Neuropatias () Artrite () Diabetes

() Doença de Parkinson () AVE () Osteoporose () Outra: _____ () Nenhum

6) Sofreu AVE nos últimos anos? ()S ()N ()NS ()NR

7) Após o AVE houve alguma modificação na sua saúde?

() Fraqueza generalizada () Cansaço () Apatia () Falta de ar () Problemas de memória

() Febre () Taquicardia () Dor no peito () Outro: _____

8) Você já teve alguma doença ou sofreu qualquer lesão que tenha afetado o seu equilíbrio?

()S ()N Se sim, qual doença ou lesão? _____

9) Quantos medicamentos você ingere diariamente? _____

10) Faz automedicação? ()S ()N Qual(is)? _____

11) Faz uso de álcool ou entorpecentes? ()S ()N ()NS – Não sabe ()NR – Não respondeu

12) Esteve hospitalizado no último ano? ()S ()N ()NS ()NR Se sim, quanto tempo? _____

Qual o motivo da internação? _____

13) Como você descreve a sua saúde hoje? (Faça um círculo em torno do número correspondente)

1 Insatisfeito

2 Muito pouco satisfeito

3 Pouco satisfeito

4 Mais ou menos satisfeito

5 Muito satisfeito

6 MUITÍSSIMO satisfeito

14) Tem medo ou preocupação em cair? (Faça um círculo em torno do número correspondente)

1 Não

2 Um pouco

3 Moderadamente

4 Muito

5 Extremamente

15) Sofreu alguma queda nos últimos 12 meses? _____ Quantas?

Se sim, quantas? _____ Quando a última queda ocorreu? _____

16) Em que período do dia a última queda ocorreu? ()Manhã ()Tarde ()Noite ()NS ()NR

17) Em que local a última queda ocorreu? _____

18) Que movimento realizava no momento dessa queda?

() Andava () Levantava () Sentava () Inclina () Virava () Outro: _____

19) Que atividade realizava no momento dessa queda? _____

20) Qual calçado usava no momento dessa queda? _____

21) Como essa queda ocorreu? () Desequilíbrio () Os joelhos falsearam () Sentiu-se tonto

() Sentiu-se fraco subitamente () Esbarrou em alguém/algo () Outro: _____

22) Nas quatro semanas anteriores à queda, teve algum problema de saúde que o impedisse de realizar as suas tarefas cotidianas (tais como caminhar ou fazer as tarefas domésticas)? ()S ()N ()NS ()NR

Se sim, com que intensidade? () Ligeiramente () Moderadamente () Muita coisa () Extremamente

23) Essa queda ocorreu após alguma refeição? ()S ()N ()NS ()NR

24) Houve alteração na quantidade e dose dos medicamentos utilizados a poucos dias antes da queda?

() Aumentou a dose () Diminui a dose () Aumentou a quantidade () Diminui a quantidade
 () Sem alteração () Suspensão () NS () NR

25) No instante da queda, estava usando: () Óculos () Aparelho auditivo () Bengala/muleta () NS
 () NR

26) Houve alguma lesão como consequência dessa queda? () S () N () NS () NR

Se sim, que tipo de lesão? () Fratura () Luxação () Trauma craniano () Escoriação

() Contusão () Corte () Outra: _____

27) Houve perda da consciência? () S () N () NS () NR

28) Qual parte do corpo você bateu primeiro no chão/mobiliário? _____

29) Houve necessidade de procurar um médico ou serviço de emergência em um hospital? () S () N

30) Realizava exercício físico (EF) na época dessa queda? () S () N

Se S, quantas vezes por semana? _____

31) Se sim, quais EFs realizava? () Caminhada () Corrida () Ginástica geral () Musculação

() Dança () Alongamento () Outra: _____

Observações Gerais: _____

NS: não sabe | NR: não respondeu

APÊNDICE III – Dados individuais dos testes para caracterização do grupo de idosos

Participantes	Sexo	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa Corporal (Kg)	Escolaridade	Teste da Trilha Parte A (s)	Teste da Trilha Parte B (s)	Mini BESTest	Mini Exame Estado Mental	Questionário Modificado de Baecke	Histórico de Quedas	Estesiometria			
												Mão Direita (DP)	Mão Esquerda (DP)	Pé Direito (DP)	Pé Esquerdo (DP)
1	M	77	1,73	73,0	(> 12 anos)	39	94	28	27	9.98	0	2,8 (0,2)	2,7 (0,0)	4,0 (0,8)	4,0 (0,8)
2	M	75	1,86	76,0	(> 12 anos)	43	80	26	28	9.82	0	2,7 (0,0)	2,8 (0,2)	4,5 (0,6)	4,3 (0,6)
3	F	62	1,66	68,0	(> 12 anos)	45	68	25	30	8.3	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	4,0 (0,5)	4,0 (0,5)
4	F	61	1,58	57,1	(> 12 anos)	31	59	27	30	8.96	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,0 (0,5)	2,8 (0,3)
5	F	73	1,51	65,6	(> 12 anos)	56	87	24	28	1.8	0	3,8 (0,9)	2,9 (0,6)	4,4 (0,1)	4,0 (0,6)
6	F	70	1,59	73,9	(> 12 anos)	26	78	26	28	2.84	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,8 (0,6)	3,8 (0,6)
7	F	68	1,58	62,7	(> 12 anos)	32	66	25	28	11.08	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	2,9 (0,5)
8	F	65	1,49	45,3	(> 12 anos)	37	89	24	26	10.84	0	2,8 (0,2)	2,7 (0,0)	3,2 (0,2)	3,2 (0,2)
9	F	71	1,59	66,3	(0- 12 anos)	73	277	22	29	11.63	1	2,8 (0,2)	2,7 (0,0)	3,7 (0,6)	3,5 (0,5)
10	F	66	1,67	72,6	(> 12 anos)	30	67	28	27	19.5	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,0 (0,3)	3,0 (0,3)
11	F	76	1,54	79,3	(0- 12 anos)	/	/	25	21	8.48	0	2,8 (0,2)	2,8 (0,2)	3,3 (0,4)	3,7 (0,7)
12	F	73	1,55	75,7	(> 12 anos)	40	60	24	29	9.56	0	2,8 (0,2)	2,7 (0,0)	4,4 (0,1)	3,7 (0,9)
13	F	64	1,56	69,5	(> 12 anos)	26	52	28	29	13.98	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,4 (0,3)	3,6 (0,5)
14	F	64	1,53	63,9	(> 12 anos)	26	47	27	30	11.8	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	4,0 (0,5)	3,7 (0,7)
15	F	64	1,65	82,5	(> 12 anos)	32	80	25	27	17.88	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,8 (0,6)	3,6 (0,5)
16	F	62	1,61	63,6	(> 12 anos)	40	65	26	25	12.48	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,5 (0,8)	3,5 (0,8)
17	M	67	1,75	75,0	(> 12 anos)	39	112	25	29	8.92	0	3,2 (0,6)	3,0 (0,6)	4,4 (0,5)	4,5 (0,3)
18	F	66	1,62	63,1	(> 12 anos)	50	58	24	29	6.65	0	2,7 (0,0)	2,7 (0,0)	3,6 (0,5)	3,5 (0,4)
19	M	67	1,66	66,9	(> 12 anos)	26	39	28	29	6.68	0	3,0 (0,7)	3,0 (0,6)	4,1 (0,7)	4,2 (1,3)

APÊNDICE IV – Dados individuais dos exercícios físicos regulares relatos no Questionário Modificado de Baecke para caracterização do grupo de idosos

Participantes	Caminhada	Corrida	Hidroginástica	Musculação	Pilates	Spinning	Tenis (Dupla)	Treinamento Funcional (Condicional físico)	Volei (Adaptado)
1	X X X			X X X					
2				X X			X X X		
3	X X			X X X					
4				X X				X X	
5									
6			X X						
7				X X	X	X X X			
8				X X X					X X
9	X X X X X			X X X X X					
10	X X X X X			X X X					
11	X X X								
12				X X X	X X	X X			
13	X X X X X			X	X			X X	
14				X X X	X X			X X	
15	X X X X X				X X			X X	
16	X X X			X X X					
17	X X X X								
18				X X				X X	
19		X X X							

O número de “x” indica a frequência semanal do exercício físico

ANEXO I - Aprovação do Comitê de Ética

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

DECLARAÇÃO

Declaramos que o trabalho intitulado "*Efeito do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores do tornozelo em idosos*", CAAE: 38720414.0.0000.5659, do pesquisador **Prof. Dr. Renato de Moraes**, foi APROVADO pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão, em sua 5ª reunião do dia 17/12/2014.

Ribeirão Preto, 10 de março de 2015.

Carlos Roberto Bueno Júnior

Prof. Dr. Carlos Roberto Bueno Júnior
Coordenador do CEP/EEFERP

ANEXO II - Mini Exame do Estado Mental

Instruções

Agora vou lhe fazer algumas perguntas que exigem atenção e um pouco de sua memória, por favor tente se concentrar para respondê-las.

Orientação espacial - Cada questão vale um ponto – Total: 10 pontos

	Perguntas	ontos
1	Que dia é hoje?	
2	Em que mês estamos?	
3	Em que ano estamos?	
4	Em que dia da semana estamos?	
5	Qual a hora aproximada? (<i>Considere correta a variação de mais ou menos uma hora</i>)	
6	Em que local nós estamos? (<i>consultório, dormitório, sala, apontando para o chão</i>)	
7	Que local/instituição é este(a) aqui? (<i>apontando ao redor num sentido mais amplo: hospital, casa de repouso, própria casa</i>)	
8	Em que bairro nós estamos ou qual o nome de uma rua próxima?	
9	Em que cidade nós estamos?	
10	Em que estado nós estamos?	

Registro – Cada palavra vale um ponto - Total: 3 pontos

11	Vou dizer três palavras, e você irá repeti-las a seguir: CARRO, VASO, TIJOLO. (<i>caso não consiga, repita no máximo três vezes para aprendizado. Pontue a primeira tentativa</i>).	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Atenção e cálculo – Cada subtração vale um ponto – Total: 5 pontos

12	Gostaria que você me dissesse quanto é: (<i>Se houver erro corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinando espontaneamente se corrigir</i>)	Pontos
	100 -7	
	93-7	
	86-7	
	79-7	
	72-7	

Memória de evocação – Cada palavra vale um ponto - Total: 3 pontos

13	Você consegue se lembrar das três palavras que lhe pedi que repetisse agora a pouco?	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Linguagem – cada questão vale um ponto - Total: 9 pontos

14	(Mostre um RELÓGIO e peça ao entrevistado que diga o nome).	
15	(Mostre uma CANETA e peça ao entrevistado que diga o nome).	
16.	Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que repita depois de mim NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ. (Considere somente se a repetição for perfeita)	
17	Agora pegue este papel com a mão direita. Dobre-o ao meio e coloque-o no chão.	
	Pega a folha com a mão correta	
	Dobra corretamente	
	Coloca no chão	
18	Vou lhe mostrar uma folha onde está escrita uma frase. Gostaria que você fizesse o que está escrito. (Na mesma folha da questão anterior escreva: FECHÉ OS OLHOS).	
19	Gostaria que você escrevesse uma frase de sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande. (Se não compreender, ajude com: alguma frase que tenha começo, meio e fim; alguma coisa que aconteceu hoje; alguma coisa que queira dizer). Não são considerados erros gramaticais ou ortográficos. Escrever no verso da folha.	
20	Vou lhe mostrar um desenho, gostaria que você copiasse tentando fazer o melhor possível. (Considere apenas se houver 2 pentágonos interseccionados, 10 ângulos, formando uma figura de 4 lados ou com 2 ângulos)

Total: _____

ANEXO III - Teste de Trilha Partes A e B

As duas partes do Teste de Trilhas consiste de 25 círculos distribuídos sobre uma folha de papel. Na Parte A, os círculos são numerados de 1 – 25, e o participante deve desenhar linhas para conectar os números em ordem ascendente. Na Parte B, os círculos incluem números (1 – 13) e letras (A – L); como na Parte A, o participante desenha linhas para conectar os círculos em um padrão ascendente, mas com a tarefa adicional de alternar entre números e letras (i.e., 1-A-2-B-3-C, etc.). O participante deve ser instruído a conectar os círculos tão rápido quanto possível, sem levantar a caneta ou lápis do papel.

ANEXO IV - Mini BESTest

Nome do examinador _____ Data ____/____/____

Participante _____

- Os indivíduos devem ser testados com sapatos sem salto ou sem sapatos e meias.
- Se o indivíduo precisar de um dispositivo de auxílio para um item, pontue aquele item em uma categoria mais baixa.
- Se o indivíduo precisar de assistência física para completar um item, pontue na categoria mais baixa (0) para aquele item.

1. SENTADO PARA DE PÉ

- (2) Normal: Passa para de pé sem a ajuda das mãos e se estabiliza independentemente
- (1) Moderado: Passa para de pé na primeira tentativa COM o uso das mãos
- (0) Grave: Impossível levantar de uma cadeira sem assistência – OU – várias tentativas com uso das mãos

2. FICAR NA PONTA DOS PÉS

- (2) Normal: Estável por 3 segundos com altura máxima
- (1) Moderado: Calcanhares levantados, mas não na amplitude máxima (menor que quando segurando com as mãos) OU instabilidade notável por 3 s
- (0) Grave: ≤ 3 s

3. DE PÉ EM UMA PERNA

Esquerdo

Tempo (em segundos)

Tentativa 1: _____

Tentativa 2: _____

- (2) Normal: 20 s
- (1) Moderado: < 20 s
- (0) Grave: Incapaz

Direito

Tempo (em segundos)

Tentativa 1: _____

Tentativa 2: _____

- (2) Normal: 20 s
- (1) Moderado: < 20 s
- (0) Grave: Incapaz

4. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO – PARA FRENTE

- (2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo (segundo passo para realinhamento é permitido)
- (1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
- (0) Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

5. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO – PARA TRÁS

- (2) Normal: Recupera independentemente com passo único e amplo
- (1) Moderado: Mais de um passo usado para recuperar o equilíbrio
- (0) Grave: Nenhum passo, OU cairia se não fosse pego, OU cai espontaneamente

6. CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO - LATERAL

Esquerdo

- (2) Normal: Recupera independentemente com um passo (cruzado ou lateral permitido)
- (1) Moderado: Muitos passos para recuperar o equilíbrio
- (0) Grave: Cai, ou não consegue dar passo

Direito

- (2) Normal: Recupera independentemente com um passo (cruzado ou lateral permitido)
- (1) Moderado: Muitos passos para recuperar o equilíbrio
- (0) Grave: Cai, ou não consegue dar passo

7. OLHOS ABERTOS, SUPERFÍCIE FIRME (PÉS JUNTOS) (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: 30 s

- (1) Moderado: < 30 s
- (0) Grave: Incapaz

8. OLHOS FECHADOS, SUPERFÍCIE DE ESPUMA (PÉS JUNTOS) (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: 30 s
- (1) Moderado: < 30 s
- (0) Grave: Incapaz

9. INCLINAÇÃO – OLHOS FECHADOS (*Tempo em segundos: _____*)

- (2) Normal: Fica de pé independentemente 30 s e alinha com a gravidade
- (1) Moderado: Fica de pé independentemente < 30 s OU alinha com a superfície
- (0) Grave: Incapaz de ficar de pé > 10 s OU não tenta ficar de pé independentemente

10. MUDANÇA NA VELOCIDADE DA MARCHA

- (2) Normal: Muda a velocidade da marcha significativamente sem desequilíbrio
- (1) Moderado: Incapaz de mudar velocidade da marcha ou desequilíbrio
- (0) Grave: Incapaz de atingir mudança significativa da velocidade E sinais de desequilíbrio

11. ANDAR COM VIRADAS DE CABEÇA – HORIZONTAL

- (2) Normal: realiza viradas de cabeça sem mudança na velocidade da marcha e bom equilíbrio
- (1) Moderado: realiza viradas de cabeça com redução da velocidade da marcha
- (0) Grave: realiza viradas de cabeça com desequilíbrio

12. ANDAR E GIRAR SOBRE O EIXO

- (2) Normal: Gira com pés próximos, RÁPIDO (≤ 3 passos) com bom equilíbrio
- (1) Moderado: Gira com pés próximos, DEVAGAR (≥ 4 passos) com bom equilíbrio
- (0) Grave: Não consegue girar com pés próximos em qualquer velocidade sem desequilíbrio

13. PASSAR SOBRE OBSTÁCULOS

- (2) Normal: capaz de passar sobre as caixas com mudança mínima na velocidade e com bom equilíbrio
- (1) Moderado: passa sobre as caixas porém as toca ou demonstra cautela com redução da velocidade da marcha.
- (0) Grave: não consegue passar sobre as caixas OU hesita OU contorna

14. “GET UP & GO” CRONOMETRADO COM DUPLA TAREFA (*TUG: ____ s; TUG dupla tarefa ____ s*)

- (2) Normal: Nenhuma mudança notável entre sentado e de pé na contagem regressiva e nenhuma mudança na velocidade da marcha no TUG
- (1) Moderado: A tarefa dupla afeta a contagem OU a marcha
- (0) Grave: Para de contar enquanto anda OU para de andar enquanto conta

ANEXO V - Questionário Modificado de Baecke para Idosos

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 algum ajudante não está disponível)
- 2. Quase sempre (às vezes com ajuda)
- 3. Sempre (sozinho ou com ajuda)

2. Você realiza algum trabalho doméstico pesado (lavar pisos e janelas, carregar lixo, etc.)?

- 0. Nunca (menos que uma vez por mês)
- 1. Às vezes (somente quando algum 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 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?

- 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 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: _____

Atividade 3:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Atividade 4:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Atividade 5:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

Atividade 6:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____