

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2016

Controle da postura em idosos com
edição de informação háptica



PPGRDF

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FUNCIONAL
FMRP-USP



LEANDRO CESAR GONZALES

Controle da postura em idosos com adição de informação háptica: relação com a
visão e a somatossensação

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção de título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Renato Moraes

Versão corrigida após a defesa

Ribeirão Preto

2016

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.

Gonzales, Leandro Cesar.

Controle da postura em idosos com adição de informação háptica: relação com a visão e a somatossensação / Leandro Cesar Gonzales; orientador Renato Moraes. – Ribeirão Preto, 2016.

70f.: il.

GONZALES, Leandro Cesar.

Titulo: Controle da postura em idosos com adição de informação háptica: relação com a visão e a somatossensação

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção de título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: ___ / ___ / _____

Banca Examinadora

Prof. Dr. Renato de Moraes

Instituição: Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu

Instituição: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Profa. Dra. Paula Fávaro Polastri Zago

Instituição: Universidade Estadual Paulista

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A minha família, **Daniela e Eduardo**, pelo amor, força e compreensão que sempre me deram durante o tempo todo. Pela paciência, palavras motivadoras e muito carinho. A minha vida é para vocês. Muito obrigado por vocês estarem sempre presentes na minha vida.

Aos meus cunhados **Roberta e Rafael**, por me incentivar a iniciar o estudo novamente, pelo apoio e força.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Renato Moraes** em especial pelo aprendizado, pelos ensinamentos na área da pesquisa, pela paciência, competência e dedicação que sempre teve ao ensinar.

Aos professores **Daniela Abreu, Paulo Santiago e Matheus Gomes**, pelas reuniões do grupo de estudo, pelas sugestões e incentivo para melhorarmos na área da pesquisa.

A **Luciana Oliveira**, pela ajuda nas coletas, pela disponibilidade e sempre prestativa para poder colaborar.

Ao **Jair Lopes**, pela ajuda com os pilotos e coletas.

Ao pessoal do laboratório, **Rosangela, Natalia, Bruno e Luis** que sempre estavam dispostos a ajudar no laboratório.

Ao técnico de laboratório **Eduardo**, pela ajuda no dia a dia do laboratório.

Aos **idosos** que disponibilizaram o seu tempo para participar das coletas, tornando possível esse estudo.

A todos meu muito obrigado!

RESUMO

GONZALES, L. C. **Controle da postura em idosos com adição de informação háptica: relação com a visão e a somatossensação.** 2016. 70 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

Embora o uso do sistema âncora reduza a oscilação corporal em idosos, ainda não está claro como a informação háptica adicional interage com os outros sistemas sensoriais. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a contribuição do sistema âncora na oscilação corporal de idosos durante a postura ereta semi estática com diferentes manipulações sensoriais: visão (com e sem) e somatossensação (superfície rígida e de espuma). Trinta idosos participaram desse estudo. Eles foram instruídos a ficar em pé sobre uma plataforma de força, com os pés afastados na largura do ombro. Três fatores foram manipulados: uso do sistema âncora, disponibilidade de visão e textura da superfície de suporte. O sistema âncora é constituído de dois cabos flexíveis seguros pelas mãos com cargas de 125 g conectados a cada extremidade que fica em contato com o solo. Nas tentativas sem visão, os participantes fecharam os olhos e uma venda foi colocada sobre os olhos. Na situação de olhos abertos os participantes fixaram o olhar em um alvo posicionado na altura dos olhos. Para a manipulação da textura da superfície, uma espuma com as dimensões da plataforma de força foi colocada sobre a mesma. Na condição de superfície rígida, os participantes permaneceram em contato diretamente com a superfície da plataforma de força. Com base no deslocamento do centro de pressão (CP), foram calculadas as seguintes variáveis: área da elipse contendo 95% dos dados do deslocamento do CP, amplitude média de oscilação (AMO) e velocidade média de oscilação (VMO) para quantificar a oscilação corporal. Os resultados da análise estatística para a área da elipse e para a VMO revelaram efeito principal de âncora ($p \leq 0,0001$), visão ($p \leq 0,0001$) e superfície ($p \leq 0,0001$), assim como interação entre visão e superfície ($p \leq 0,0001$) e âncora e superfície ($p = 0,002$). Para a AMO os resultados revelaram efeito principal de âncora ($p \leq 0,0001$), visão ($p \leq 0,0001$) e superfície ($p \leq 0,0001$) e interação entre visão e superfície ($p \leq 0,0001$). O uso da âncora reduziu a oscilação corporal nas três variáveis analisadas. Por outro lado, a ausência de visão e a superfície de espuma aumentaram a oscilação corporal. O uso da âncora não contribuiu para reduzir a oscilação corporal na superfície rígida. Porém, na superfície de espuma o uso da âncora reduziu a oscilação corporal. O sistema âncora contribuiu para reduzir a oscilação corporal e essa redução foi mais efetiva quando o participante estava sobre a superfície de espuma. Portanto, conclui-se que em situações mais desafiadoras o uso do sistema âncora parece ser mais efetivo.

Palavras chaves: controle da postura, sistema âncora, idosos, visão, somatossensação.

ABSTRACT

GONZALES, L. C. **Postural control in older adults with the addition of haptic information: relationship with vision and somatosensation.** 2016. 70 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

Although the use of the anchor system reduces body sway in older adults, it is not clear how the additional haptic information interacts with other sensory systems. The purpose of this study was to evaluate the anchor system contribution to postural sway in older adults during a quiet standing task with different sensory manipulations: vision (with and without) and somatosensation (with and without a foam on the support surface). Thirty individuals participated in this study. They stood on a force plate, with their feet apart at shoulder width. Three factors were manipulated: use of the anchor system, vision availability and support surface texture. The anchor system consists of two flexible cables hold by the hands with loads of 125 g connected to each end that is in contact with the ground. In the trials without vision, participants closed their eyes and a blindfold was placed over their eyes. In the eyes open condition, participants fixed their gaze on a target positioned at eye level. For the manipulation of texture of the surface, a foam with the dimensions of the force plate was placed over it. In the rigid surface condition, participants stood directly over the surface of the force plate. Based on center of pressure (CP) displacement, the following variables were calculated: 95% ellipse area, mean sway amplitude (MSA), and mean sway velocity (MSV). The statistical analysis results for the ellipse area and MSV showed main effect of anchor ($p \leq 0.0001$), vision ($p \leq 0.0001$) and surface ($p \leq 0.0001$), as well as interaction between vision and surface ($p \leq 0.0001$) and anchor and surface ($p = 0.002$). For MSA, the results revealed main effect of anchor ($p \leq 0.0001$), vision ($p \leq 0.0001$) and surface ($p \leq 0.0001$) and interaction between vision and surface ($p \leq 0.0001$). The use of the anchor reduced body sway in all three variables analyzed. Moreover, the absence of vision and the foam surface increased body sway. The use of the anchor did not contribute to reduce body sway on the rigid surface, but on the foam surface the use of anchor reduced body sway. The anchor system helped reducing body sway and this reduction was more effective when the participant was on the foam surface. Therefore, it follows that in more challenging situations the use of the anchor system appears to be more effective.

Keywords: postural control, anchor system, older adults, vision, somatosensation.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Média e desvio padrão para os valores de idade, massa corporal e estatura dos participantes.....	18
Tabela 2. Combinação das oito condições experimentais.....	22
Tabela 3. Média e desvio padrão para os escores das avaliações cognitiva, nível de atividade física, equilíbrio funcional e sensibilidade palmar e plantar.....	25

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** A) Foto da plataforma de força usada no presente estudo. B) Foto da plataforma de força na sala usada para a coleta de dados e o alvo visual (círculo laranja) afixado no fundo da sala.....20
- Figura 2.** A) Foto do sistema âncora. B) Foto da espuma usada no presente estudo.....21
- Figura 3.** A) Condição experimental utilizando o sistema âncora na superfície firme. B) Condição experimental utilizando o sistema âncora na superfície de espuma. C) Condição experimental sem a utilização do sistema âncora na superfície de espuma.....23
- Figura 4.** Média e desvio padrão da área da elipse para as diferentes condições experimentais.....26
- Figura 5.** Média para a área da elipse nas condições com e sem âncora nas superfícies firme e de espuma.....27
- Figura 6.** Média para a área da elipse nas condições de olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.....27
- Figura 7.** Média e desvio padrão para a amplitude média de oscilação nas direções AP (superior) e ML (inferior) para as diferentes condições experimentais.....29
- Figura 8.** Média para a amplitude média de oscilação na direção AP nas condições de olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.....30
- Figura 9.** Média para a amplitude média de oscilação na direção ML nas condições de olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.....31
- Figura 10.** Média e desvio padrão para a velocidade média de oscilação nas direções AP (superior) e ML (inferior) para as diferentes condições experimentais.....32

Figura 11. Média para a velocidade média de oscilação na direção AP nas condições com e sem âncora nas superfícies firme e de espuma.....33

Figura 12. Média para a velocidade média de oscilação nas direções AP (superior) e ML (inferior) nas condições com olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.....34

SUMÁRIO

1	Introdução	1
2	Revisão de Literatura	5
2.1	Controle postural	5
2.2	Sistema vestibular	7
2.3	Sistema somatossensorial	9
2.4	Sistema visual	10
2.5	Controle postural em idosos	11
2.6	Informação háptica e controle postural	13
2.7	Informação háptica e controle postural em idosos	14
3	Objetivo	17
4	Método	18
4.1	Participantes	18
4.2	Avaliações	19
4.3	Procedimentos	20
4.4	Análise dos dados	22
4.5	Análise estatística	24
5	Resultados	25
5.1	Caracterização da amostra	25
5.2	Área da elipse	25

5.3	Amplitude média de oscilação (AMO)	28
5.4	Velocidade média de oscilação (VMO)	31
6	Discussão	35
6.1	O papel da visão no controle postural	35
6.2	O papel da informação somatossensorial no controle postural em idosos	36
6.3	Contribuição do sistema âncora para o controle postural	37
6.4	Interação entre visão e superfície	38
6.5	Interação entre âncora e superfície	38
7	Conclusão	40
8	Referências bibliográficas	41
9	Apêndice A	46
10	Apêndice B	48
11	Anexos	50

1. INTRODUÇÃO

Segundo dados do IBGE (2014), a população brasileira está envelhecendo e o número de pessoas idosas aumenta mais do que o resto da população. As estimativas do IBGE mostram que em 2015 a população idosa do país seja de aproximadamente 17 milhões de pessoas com 65 anos ou mais. Atualmente, os idosos ocupam uma parcela significativa da população (12,5%), devendo chegar a 30% nas próximas décadas. Estima-se que o número de idosos no Brasil na metade desse século (2050) será próximo de 60 milhões de pessoas. Isso se explica pela diferença entre natalidade e mortalidade e o aumento da qualidade e expectativa de vida dos brasileiros. Esses dados sugerem que o envelhecimento populacional implicará em um fator importante para o sistema de saúde, pois será um grande desafio cuidar de uma população com esse grande número de idosos (RAMOS, 2003). Dentre os vários aspectos que influenciam a qualidade de vida dos idosos, o estudo do controle postural em idosos é um fator extremamente importante.

Com o envelhecimento ocorrem mudanças fisiológicas nos sistemas do corpo (MARTIN et al., 2007), gerando dificuldades funcionais e de mobilidade para realização de tarefas cotidianas (HORAK et al., 1989). As diminuições das funções sensoriais e motoras podem causar instabilidade postural aumentando o risco de quedas e lesões (MOGHADAM et al., 2011). Aproximadamente um terço dos idosos com mais de 65 anos caem pelo menos uma vez ao ano (MOGHADAM et al., 2011). A precoce constatação de limitações de equilíbrio é importante para identificar os idosos com riscos de quedas e adotar uma prevenção eficaz (MOGHADAM et al., 2011).

Diferentes estudos mostram que a população idosa tende a aumentar a oscilação corporal quando comparada a adultos jovens nas condições de postura semi estática tanto com

olhos abertos quanto com olhos fechados (BACCINI et al., 2007; ABRAHAMOVA; HLAVACKA, 2008; QIU et al., 2012). As alterações sensoriais decorrentes do envelhecimento podem ser uma das causas desse aumento da oscilação corporal (HORAK et al., 2006). A ausência ou baixa acuidade visual também é um fator que aumenta a oscilação postural em idosos (STURNIEKS et al., 2008). Na ausência de visão e com diminuição da disponibilidade de informação somatossensorial, há um aumento da oscilação corporal em adultos jovens (ABRAHAMOVA; HLAVACKA, 2008).

Uma estratégia que pode contribuir para reduzir a oscilação corporal é adicionar informação háptica ao sistema de controle postural. A percepção háptica é um sistema de percepção-ação que permite a detecção dinâmica de informação combinando receptores táteis, articulares e musculares (GIBSON, 1966). O sistema háptico é um sistema exploratório que proporciona informação, entre outras, da orientação corporal em relação ao ambiente, por meio de ferramentas rígidas (e.g., bengala) e não rígidas (e.g., sistema âncora). Assim, o uso de uma ferramenta não rígida fornece informação sobre a posição do corpo em relação a superfície de suporte para o controle postural, contribuindo para melhorar o controle postural e reduzir a oscilação corporal (MAUERBERG-DECASTRO, 2004).

Vários estudos mostraram que a adição de informação háptica por meio da utilização do sistema âncora reduz a oscilação corporal em adultos jovens e idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2010; DASCAL et al., 2011; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2012; FREITAS et al., 2013; MORAES, 2013). O sistema âncora é constituído por cabos flexíveis ligados a cargas de pequena magnitude (125 g) que repousam no chão. As pessoas seguram uma extremidade da âncora, mantendo o cabo esticado e as deformações geradas pelo cabo na mão fornecem informação háptica sobre a orientação do corpo em relação à superfície de suporte (MAUERBERG-DECASTRO et al.,

2014). Os indivíduos podem receber informações hápticas distais através de objetos ou ferramentas, tanto rígidas como não rígidas. Segundo Freitas et al. (2013), o uso de ferramentas não rígidas em diferentes populações contribui para diminuir a oscilação corporal em idosos.

Moraes e Mauerberg-deCastro (2009), avaliaram o uso sistema do sistema âncora no controle postural em idosos e relataram uma redução na oscilação corporal em idosos em relação ao não uso do sistema âncora. Mauerberg-deCastro et al. (2012), avaliaram os efeitos de curto prazo do sistema âncora no controle postural em adultos jovens com deficiência intelectual. Os indivíduos realizaram as tarefas sob três condições de carga (250 g, 500 g e 1000 g). A tarefa de equilíbrio era executada em pé durante 30 s em uma trave colocada sobre a plataforma de força. Foi relatado que ambos os grupos que praticaram com o sistema âncora por algumas tentativas reduziram a oscilação postural quando testados novamente sem o sistema âncora. Eles concluíram que em um curto período de tempo de prática com o sistema âncora em uma tarefa desafiadora de equilíbrio houve melhora no controle postural em indivíduos com e sem deficiência intelectual. Portanto, o sistema âncora pode ser instrumento terapêutico viável para indivíduos com problemas de equilíbrio.

Nesse sentido, Freitas et al. (2013) avaliaram os efeitos de uso prolongado do sistema âncora no controle postural em idosos saudáveis enquanto eles realizavam uma tarefa de controle postural (posição semi tandem) em diferentes frequências de uso (0%: sem âncora em todas as tentativas; 50%: uso das âncoras em metade das tentativas; 100%: uso das âncoras em todas as tentativas). Todos os três grupos apresentaram efeitos positivos no teste imediatamente após a fase de prática. No entanto, apenas o grupo de 50% mostrou redução na oscilação corporal na fase pós-prática tardia (24 h após terminar a fase de prática). Eles concluíram que os idosos podem melhorar o controle postural praticando a tarefa na posição ortostática e com a utilização do sistema ancora na frequência de uso de 50%.

No entanto, o benefício do sistema âncora parece ser mais efetivo em tarefas posturais mais desafiadoras (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Mauerberg-deCastro et al. (2010) relataram que indivíduos com deficiência intelectual usaram as âncoras de forma mais efetiva quando realizavam uma tarefa mais desafiadora (ficar em pé sobre uma trave com altura de 20 cm) em comparação a uma tarefa menos desafiadora (ficar em pé sobre uma trave com altura de 10 cm). Ao realizar uma tarefa postural muito simples, a presença do sistema âncora parece ser irrelevante ou contribuir muito pouco para o controle postural. Portanto, torna-se necessário investigar o uso do sistema âncora em tarefas posturais mais desafiadoras em idosos de forma a avaliar a efetividade do sistema âncora em situações mais e menos difíceis.

Uma forma de tornar a tarefa postural mais desafiadora é manipulando a disponibilidade de informação sensorial. Considerando que a ausência de visão e o uso da superfície de espuma aumentam a oscilação corporal, os idosos do presente estudo foram testados nessas condições com e sem o uso do sistema âncora. Assim, neste estudo foi avaliada a contribuição do sistema âncora na oscilação corporal de idosos durante a postura ereta semi estática com diferentes manipulações sensoriais: visão (com e sem) e somatossensação (superfície rígida e de espuma). Espera-se que nas condições mais desafiadoras (sem visão e sobre a superfície de espuma) o sistema âncora seja mais efetivo para reduzir a oscilação corporal em idosos, concordando com a sugestão de Mauerberg-deCastro et al. (2014).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Controle postural

O termo postura é usado para determinar o alinhamento e a orientação do corpo no ambiente (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Quando o indivíduo está em posição parada e de pé, seu corpo mantém-se oscilando. Neste sentido a postura ereta pode ser chamada de postura ereta semi estática (DUARTE; FREITAS, 2010). O controle postural é fundamental para que um indivíduo se mantenha em uma postura semi estática diante das perturbações internas e externas, como a força de gravidade ou a superfície de apoio dos pés (HORAK; MACPHERSON, 1996).

O controle postural é uma habilidade complexa derivada da interação dos processos sensoriais e as principais funções são: orientação e equilíbrio postural (HORAK, 2006; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). A orientação postural mantém uma interação entre os segmentos do corpo e o ambiente na realização de tarefas. Ela é responsável pelo alinhamento do tronco e cabeça em relação a gravidade (HORAK, 2006). O equilíbrio postural é a capacidade de manter o centro de massa (CM) dentro do limite da base de suporte (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

As informações sensoriais provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial auxiliam o Sistema Nervoso Central (SNC) na realização de ajustes posturais. Cada um dos sistemas sensoriais fornece ao SNC informação específica sobre a posição e movimento do corpo (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

Segundo Freitas Junior e Barela (2006), as informações sensoriais são integradas ao sistema de controle postural de diferentes maneiras, para que o controle postural seja adaptado

as mudanças do indivíduo em relação ao ambiente. O sistema do controle postural determina qual a importância de cada informação sensorial dependendo da tarefa executada. Desta forma, com os olhos vendados ou em um ambiente com pouca luz a predominância do sistema visual é menor e ocorre um aumento da importância das informações vindas dos sistemas vestibular e somatossensorial. Já quando o indivíduo permanece em uma superfície instável isto dificulta a obtenção das informações somatossensoriais dos pés, o que gera um aumento da importância dos demais sistemas. Assim, durante a integração sensorial o sistema de controle postural recebe informações sensoriais e seleciona estas informações de forma a fornecer pesos diferentes para cada sistema sensorial com o objetivo de obter informações mais precisas da posição do corpo e do centro de massa (CM) no espaço. A eficiência do controle postural depende muito da relação entre informação sensorial e ação motora.

As alterações sensoriais para realização de uma tarefa dependem de vários fatores como: população (por exemplo idosos e diabéticos), tipos de superfícies ou ambientes tais como superfícies instáveis (espuma), escorregadia ou pouca luminosidade e base de suporte como pés afastados, tandem ou unipodal (BILLOT et al., 2011). Segundo Mancini et al. (2010) várias manipulações podem ser realizadas para analisar a oscilação postural, tornando a tarefa de equilíbrio mais complexa. Essas manipulações envolvem a redução do tamanho da base de suporte, diminuição da acuidade visual, diminuição proprioceptiva e aplicação de uma tarefa secundária enquanto o indivíduo está na posição ereta semi estática. As perturbações sensoriais ajudam a esclarecer como cada sistema sensorial contribui para o controle postural e como os indivíduos podem utilizar as informações sensoriais disponíveis para manter o equilíbrio da melhor maneira possível.

A manutenção da postura ereta semi estática depende da relação entre CM e centro de pressão (CP). O CP representa o ponto de aplicação do vetor resultante da força de reação do

solo (WINTER, 1995). A manutenção da projeção do CM dentro dos limites da base de suporte formada pelas margens dos pés em contato com o solo é a condição necessária para manter o equilíbrio. Esse requerimento é alcançado pela ação do CP que atua para desacelerar o CM e mantê-lo dentro dos limites da base de suporte.

O sistema de controle postural inclui os componentes sensoriomotor e musculoesquelético. A organização sensoriomotora para o controle postural incluem mecanismos para ativar o controle de rigidez articular bem como alinhamento de tronco e cabeça. O papel dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual para orientação e equilíbrio pode mudar dependendo do tipo de tarefa realizada (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Há três tipos de estratégias de movimentos que podem ser usadas para que o corpo volte para uma posição de equilíbrio após sofrer uma perturbação, sendo duas estratégias que mantêm os pés parados e a outra mudando a base de apoio. Uma das estratégias é a de tornozelo utilizada quando com o corpo está em uma superfície firme. A segunda estratégia é a de quadril, usada quando o indivíduo está em superfície estreita ou quando move-se rapidamente. A terceira estratégia é quando se dá o passo (HORAK, 2006).

Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2010), o controle de *feedback* é uma resposta motora baseada na informação sensorial enviada pelo sistema de controle postural quando ocorre uma perturbação externa, como por exemplo quando alguém esbarra de forma inesperada em uma pessoa que está parada e em pé olhando para uma vitrine.

2.2. Sistema vestibular

O papel principal do sistema vestibular é a estabilização da cabeça no espaço e na interação dos movimentos da cabeça com as respostas necessárias para manutenção do

equilíbrio (HORAK; MACPHERSON, 1996). O sistema vestibular fornece informações ao sistema nervoso sobre posição e movimento da cabeça (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

O sistema vestibular é formado pelos órgãos otolíticos e canais semicirculares (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Os receptores vestibulares nos canais semicirculares e otólitos são sensíveis à aceleração angular e linear da cabeça, respectivamente (HORAK; MACPHERSON, 1996). O utrículo e o sáculo fornecem informação sobre a posição do corpo referente a força da gravidade e aceleração linear da cabeça em linha reta (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

O mal funcionamento do sistema vestibular pode acarretar determinados tipos de sensações tais como tontura e instabilidade corporal. Este sistema é composto por dois componentes: periférico e central. O componente periférico é constituído pelos receptores sensoriais e o central pelos núcleos vestibulares (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

O sistema vestibular orienta as informações geradas pelos movimentos da cabeça durante a postura semi estática e dinâmica do corpo diante da gravidade (WINTER, 1995). A perda da informação vestibular pode alterar o controle postural. Quando um indivíduo tem ausência de informação vestibular, seu equilíbrio é prejudicado (HORAK, 2006). Os indivíduos com alteração no sistema vestibular tendem a ter um aumento na oscilação corporal. A adição de uma informação sensorial, como o toque leve sobre uma superfície rígida, acarreta uma diminuição na oscilação postural em adultos com déficit vestibular, mesmo estando em superfície instável (HORAK, 2009).

2.3. Sistema somatossensorial

O sistema somatossensorial fornece ao sistema nervoso central informações sobre a posição e movimento da cabeça em relação a base suporte através dos receptores cutâneos e musculares (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Por exemplo, na ponta dos dedos das mãos, que é uma área de grande sensibilidade, há aproximadamente 2500 receptores por centímetro quadrado (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Os receptores plantares são capazes de informar as mudanças de pressão nas solas dos pés e estes receptores são importantes no controle postural. Quando a informação dos mecanoreceptores é deficitária o movimento é prejudicado. Assim, a função da informação somatossensorial não é apenas informar ao sistema nervoso central as características da superfície, mas também a força que o corpo exerce nestas superfícies (KLEINER et al., 2011). Segundo Mochizuki e Amadio (2006), os receptores proprioceptivos têm a função de localizar o corpo no espaço e guiar os movimentos. Os músculos possuem dois mecanoreceptores proprioceptivos: os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi. Os fusos musculares têm a função de informar a intensidade de alongamento dos músculos e os órgãos tendinosos de Golgi têm a função de informar a força gerada no músculo. A informação proprioceptiva não é apenas utilizada para a orientação postural, mas também para detectar perturbações na postura e acionar respostas rápidas para manter o equilíbrio postural (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Quando ocorre uma perda da sensibilidade nas solas dos pés, um indivíduo pode realizar uma compensação utilizando a informação visual ou também o toque leve para diminuir a oscilação postural (HORAK, 2006). Quando um indivíduo fica em pé sobre uma superfície plana e firme os receptores somatossensoriais fornecem informações sobre o movimento do corpo em relação a superfície horizontal (HORAK, 2006).

A diminuição da sensibilidade da sola dos pés pode ser induzida pelo resfriamento (STAL et al., 2003). Billot et al. (2011) investigaram como o resfriamento dos mecanorreceptores plantares e a ativação muscular influenciaram no controle do equilíbrio. Participaram do estudo 10 adultos jovens saudáveis. Para o resfriamento das solas dos pés foi realizada uma imersão em água gelada durante 10 min. A oscilação postural foi medida através da plataforma de força e a atividade muscular foi avaliada por meio da eletromiografia. Os autores encontraram um aumento da oscilação postural apenas na primeira tentativa e após isso a oscilação postural ficou parecida com o grupo controle. A atividade muscular aumentou também na primeira tentativa. Eles concluíram que o aumento da atividade muscular pode ser uma resposta sensorial do corpo na contribuição do controle do equilíbrio quando há uma perda de sensibilidade plantar. Em outro estudo, Stal et al. (2003) avaliaram os efeitos da hipotermia nos pés na adaptação e oscilação corporal em jovens. Eles avaliaram indivíduos com olhos abertos e olhos fechados com os pés em hipotermia (20 min.) e temperatura normal. Eles encontraram que a diminuição da sensibilidade dos mecanorreceptores imposta pela hipotermia prejudica a capacidade de resistir a estimulação proprioceptiva e vibratória para manter o controle postural. Entretanto, a sensibilidade foi rapidamente compensada através da adaptação do torque após 50-100 segundos tanto com olhos abertos como com olhos fechados. Eles concluíram que a redução da sensação cutânea plantar pode ser um fator de risco para quedas.

2.4. Sistema visual

O sistema visual informa ao sistema nervoso central (SNC) a posição e o movimento do corpo em relação ao espaço, estando relacionado diretamente com a estabilização do controle postural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). O sistema visual também contribui

para manter a projeção do CM dentro dos limites da base suporte, informando a posição da cabeça e do tronco quando o centro de massa é perturbado. Nos adultos de 20 a 60 anos, a oscilação postural aumenta 30% quando os olhos são fechados (SMITH et al., 1997). Com mais de 60 anos esta oscilação aumenta em 50% fechando os olhos (SMITH et al., 1997), e com pés em tandem esta oscilação também aumenta em 50% (HORAK; MACPHERSON, 1996).

O campo visual amplo é importante para o controle postural. Apesar da visão ser importante para o controle postural, ela não é indispensável, pois a maioria das pessoas consegue manter o equilíbrio com os olhos fechados (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Assim, a visão contribui de modo ativo para o equilíbrio quando o indivíduo está em posição ereta semi estática (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Fatores como acuidade visual, nível de iluminação e tamanho do estímulo visual também alteram a estabilidade postural. A influência da visão no controle postural é maior ou menor dependendo como esta informação é adquirida ou combinada com superfície de suporte (HORAK; MACPHERSON, 1996).

2.5. Controle postural em idosos

Com o processo de envelhecimento os idosos têm uma diminuição nas capacidades motoras e funcionais o que pode afetar o movimento e alterar o equilíbrio (WOOLLACOTT, 1993). No controle postural, inúmeras alterações nos sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial) são encontradas com o envelhecimento, resultando em uma maior dificuldade de manter-se em uma postura ereta (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Em geral, os estudos apontam que oscilação postural em idosos é maior do que em adultos jovens com olhos abertos e fechados (QIU et al., 2012; ABRAHAMOVA;

HLAVACKA, 2008). A perda de sensibilidade plantar tem sido relatada em idosos como sendo um processo natural de envelhecimento (HORAK; MACPHERSON, 1996). Segundo Ueda et al. (2012), os idosos têm uma sensibilidade menor na superfície da planta do pé comparado a adultos jovens, o que pode aumentar a oscilação postural. As causas da diminuição da capacidade de controle postural em idosos podem estar associadas a mudanças nos sistemas sensoriais e motores e uma menor integração das informações sensoriais (FREITAS JUNIOR; BARELA, 2006). O envelhecimento muitas vezes pode ser acompanhado de doenças tais como Parkinson e osteoartrite ou a ocorrência de acidente vascular cerebral, que podem afetar diretamente o equilíbrio e causar uma instabilidade postural e dificuldades de locomoção (HAUSDORFF et al., 2001; ABRAHAMOVA; HLAVACKA, 2008).

A visão piora progressivamente com o aumento da idade, pois ocorre um declínio dos processos visuais (STURNIEKS et al., 2008), com a redução da acuidade e campo visual, velocidade de adaptação ao ambiente escuro e uma elevação da percepção luminosa (RICCI et al., 2008). Também pode ocorrer o aparecimento de patologias oculares em idosos como a catarata e o glaucoma. A deficiência da visão afeta o controle postural e as habilidades motoras (STURNIEKS et al., 2008). No estudo de Lee e Scudds (2003), eles compararam o equilíbrio de idosos com e sem deficiência de visão, os idosos foram divididos em três grupos (sem deficiência de visão, com deficiência leve e com deficiência moderada), os resultados mostraram que os idosos com deficiência de visão moderada tiveram uma interação maior entre visão e equilíbrio, assim eles concluíram que os idosos com uma deficiência moderada de visão têm um pior equilíbrio em relação aos idosos sem problemas visuais.

Abrahamova e Hlavacka (2008) avaliaram o controle postural na posição ereta semi-estática em adultos jovens (20-40 anos), adultos de meia idade (40-60 anos) e idosos (acima de 60 anos). As condições foram combinadas com olhos abertos e fechados, nas superfícies firme

e de espuma. Os resultados revelaram oscilação postural maior nas condições de olhos fechados juntamente com superfície de espuma nos três grupos etários sendo que os idosos tiveram aumento na oscilação. Na condição com a superfície firme tanto com olhos abertos quanto com olhos fechados os resultados apresentaram valores semelhantes entre os grupos jovens, meia idade e idosos.

No estudo de Qiu et al. (2012), foi investigado o efeito do uso da palmilha (dura e macia) na oscilação corporal em adultos jovens e idosos. Os testes de equilíbrio foram realizados em uma plataforma de força, sobre três superfícies: pés descalços, palmilha dura e palmilha macia. Essas condições foram combinadas com duas condições de visão: olhos abertos e fechados. Os resultados revelaram que houve diferença na oscilação postural com a variável idade. A oscilação postural em pessoas idosas foi maior quando comparada a de indivíduos jovens na condição pés descalços, no entanto ambas as superfícies texturizadas de palmilha reduziram a oscilação postural dos idosos, especialmente na condição olhos fechados. Eles concluíram que o uso da palmilha pode diminuir a oscilação postural dos idosos provavelmente pelo aumento da informação somatossensorial recebida dos pés.

2.6. Informação háptica e controle postural

O toque leve em uma superfície rígida e apoiada ao solo diminui a oscilação postural em adultos quando aplicadas com força <1 N (HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994; JEKA; LACKNER, 1995; LACKNER; RABIN; DIZIO, 2001). O toque leve como informação sensorial adicional pode reduzir a oscilação postural em cerca de 50% (HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994). Estas reduções podem ser verificadas em experimentos que manipularam a posição dos pés, nível de aplicação de força e condições visuais.

Segundo Calve e Mauerberg-deCastro (2005), a informação háptica obtida através de ferramentas rígidas ou não rígidas podem ajudar na realização de tarefas exploratórias, auxiliando no controle postural. A informação háptica pode reduzir a oscilação postural na ausência de visão (RILEY et al., 1999). No estudo de Jeka e Lackner (1994), eles avaliaram os efeitos do toque leve como informação adicional na redução da oscilação postural em adultos jovens. Os resultados mostraram que a maior oscilação foi encontrada na condição sem toque e com olhos fechados. Na condição com toque leve a oscilação foi menor do que as condições sem toque nas duas condições de visão (com e sem). Assim podemos concluir que o contato através do toque leve diminui a oscilação postural em adultos jovens.

No estudo de Calve e Mauerberg-deCastro (2005), elas avaliaram o uso do sistema âncora em crianças de 5, 6 e 7 anos na tarefa de andar sobre a trave de equilíbrio com disponibilidade de visão. Os resultados mostraram que as crianças de 7 anos obtiveram uma melhora no controle postural comparadas as crianças de 5 e 6 anos. Há evidências de que a utilização do sistema âncora em um breve período durante a realização de uma tarefa desafiadora de equilíbrio melhora o controle postural.

2.7. Informação háptica e controle postural em idosos

Estudos com idosos apontaram que o toque leve e a utilização do sistema âncora reduziram a oscilação postural (TREMBLAY et al., 2003; BACCINI et al., 2007; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; DASCAL et al., 2011; FREITAS et al., 2013). Baccini et al. (2007) avaliaram o efeito do toque leve em idosos e jovens em uma superfície estável. Eles mostraram que os idosos mostraram uma maior redução na oscilação postural em relação aos jovens. Eles concluíram que o toque leve foi mais importante nos idosos do que nos adultos

jovens para a manutenção da postura. Tremblay et al. (2003) avaliaram o efeito do toque leve em jovens e idosos. A tarefa foi realizada com três tipos de toques (sem toque, toque leve e toque de força), com duas condições de visão (sem e com) e duas condições de superfície (firme e espuma). Os resultados revelaram que houve diminuição na oscilação postural em ambos os grupos quando permitido o toque leve, embora esse resultado tenha sido mais significativo nos idosos sobre a superfície de espuma. Os idosos apresentaram uma força de contato maior em relação os jovens (entre 1,5 N e 2 N) e uma diferença temporal entre a aplicação de força na barra de toque e o deslocamento do centro de pressão de 200-300 ms.

Os indivíduos podem receber informações hápticas distais através de objetos ou ferramentas, tanto rígidas como não rígidas (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Segundo Freitas et al. (2013), o uso de ferramentas não rígidas em diferentes populações, contribui para diminuir a oscilação corporal inclusive em indivíduos mais velhos.

Dascal et al. (2011) avaliaram o uso do sistema âncora em jovens e idosos na posição semi-tandem e condições de olhos abertos e fechados. Os resultados revelaram que os idosos oscilaram mais que os jovens. No entanto com a utilização do sistema âncora tanto idosos como jovens apresentaram uma redução na oscilação postural. Entretanto, na condição com a indisponibilidade de visão houve um aumento de oscilação postural em ambos os grupos e isso somente foi amenizado com o uso do sistema âncora. Assim, é possível concluir que os efeitos da utilização do sistema âncora foram positivos.

Apesar de vários estudos terem utilizado o uso do sistema âncora como auxílio no controle postural (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; FREITAS et al. 2013; MAUERBERG-DECASTRO et al., 2012), este estudo procura identificar os efeitos do uso do sistema âncora no controle postural de idosos em diferentes condições de visão e textura da superfície com o intuito de investigar a interação da informação advinda do sistema âncora com

a informação da visão e a somatossensorial.

3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a contribuição do sistema âncora na oscilação corporal de idosos durante a postura ereta semi estática com diferentes manipulações sensoriais: visão (com e sem) e somatossensação (superfície rígida e de espuma).

4. MÉTODO

4.1. Participantes

Neste estudo foram avaliados 30 idosos (18 mulheres e 12 homens), em boas condições físicas, de ambos os sexos, com idade acima de 65 anos (Tabela 1), residentes na cidade de Ribeirão Preto. Os idosos foram recrutados da comunidade e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice A) antes de iniciar a participação no estudo, onde foram informados sobre os procedimentos a serem realizados. Os procedimentos de pesquisa e o TCLE foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Anexo I).

Tabela 1. Média e desvio padrão para os valores de idade, massa corporal e estatura dos participantes.

Variáveis	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	70,6	4,8
Massa Corporal (kg)	72,1	14,6
Estatura (m)	1,63	0,09

Os critérios de exclusão foram: presença de doenças neurológicas, musculoesqueléticas e indivíduos com déficits cognitivos que pudessem interferir na realização da tarefa do presente estudo; vestibulopatias e/ou neuropatias. Esses critérios foram avaliados por meio da aplicação de um questionário aos participantes antes do início do experimento (Apêndice B).

4.2. Avaliações

Os participantes responderam o Miniexame do Estado Mental para avaliar as condições cognitivas (Anexo II), o questionário de Baecke modificado para idosos para avaliar o nível de atividade física (Anexo III) e o MiniBEST Teste para avaliar o equilíbrio funcional (Anexo IV). Em seguida foi realizado o teste de sensibilidade palmar e plantar com o uso de um estesiômetro (SORRI, Bauru, Brasil).

O Miniexame do Estado Mental é um teste de cognição com 30 perguntas. A pontuação de corte depende da escolaridade do indivíduo, sendo 20 pontos para analfabetos, 25 pontos para 1 a 4 anos de estudo, 26 pontos para 5 a 8 anos de estudo, 28 pontos para 9 a 11 anos de estudo e 29 pontos para acima de 11 anos de estudo (BRUCKI et al., 2003). O questionário de Baecke foi usado para avaliar o nível de atividades físicas diárias, de lazer e esportivas. (VOORRIPS et al., 1997; BAECKE et al., 1982). O MiniBEST Teste é um teste com pontuação máxima de 28 pontos, divididos em 14 itens com pontuação de 0 a 2, sendo 0 (zero) identificado como menor capacidade funcional e 2 (dois) maior capacidade funcional dos idosos (MAIA et al., 2013).

O teste de sensibilidade palmar e plantar foi realizado com o estesiômetro. O estesiômetro é composto de filamentos com diferentes graus de aplicação de força (do mais fino para o mais grosso), sendo que quanto mais fino o filamento, maior é a sensibilidade. Antes de iniciar o teste foi mostrado ao participante como seria realizado o teste. A aplicação foi em ordem crescente de força dos filamentos e os participantes respondiam se sentiam o monofilamento e qual o seu posicionamento. O teste foi considerado positivo quando o participante respondeu ao estímulo. No teste de sensibilidade foram testados seis pontos nas mãos (falange proximal e distal do dedo mínimo, falange proximal e distal do dedo indicador e falange distal do dedo polegar e lateral da palma da mão) e sete nos pés (no dedo polegar, no terceiro dedo, no dedo mínimo, na plantar dos pés abaixo dos dedos e no calcanhar) nos dois

lados do corpo (LEHMAN et al., 1997).

4.3. Procedimentos

A avaliação do controle postural foi realizada por meio de uma plataforma de força (AccuGait, AMTI, Watertown, EUA) (Figura 1). Os dados foram coletados com uma frequência de 100 Hz.

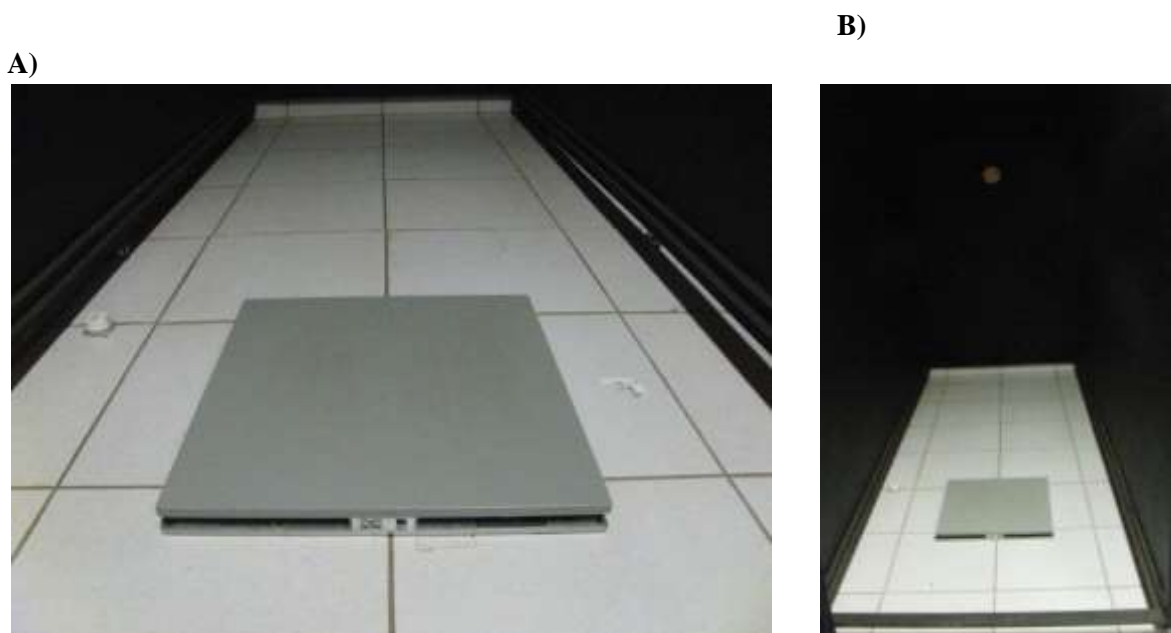


Figura 1. A) Foto da plataforma de força usada no presente estudo. B) Foto da plataforma de força na sala usada para a coleta de dados e o alvo visual (círculo laranja) afixado no fundo da sala.

Os participantes foram instruídos a ficar em pé sobre a plataforma de força, com os pés descalços e paralelos a uma distância equivalente a largura dos ombros. Eles foram instruídos a ficar o mais parado possível em todas as tentativas. Os participantes realizaram esse estudo combinando três manipulações: uso do sistema âncora, disponibilidade de visão e textura da superfície de suporte.

O sistema âncora é constituído de dois cabos flexíveis com cargas de 125 g ligados a

cada extremidade que ficaram em contato com o solo (Figura 2). Nas tentativas com o uso do sistema âncora, o participante segurou a outra extremidade do cabo e deveria mantê-lo tracionado durante a manutenção da postura ereta semi estática. O experimentador observava se a carga estava em contato com o chão e se o cabo estava tracionado durante a realização das tentativas. Nas tentativas sem visão, os participantes foram instruídos a fecharem os olhos e uma venda foi colocada sobre os olhos. Na situação de olhos abertos os participantes fixaram o olhar em um alvo (10 cm de diâmetro) posicionado na altura dos olhos a uma distância de 1,0 m. Para a manipulação da textura da superfície, uma espuma (Tempur de alta densidade) (Figura 2) com as dimensões da plataforma de força foi colocada sobre a mesma. Na condição de superfície rígida, os participantes ficaram em contato diretamente com a superfície da plataforma de força.

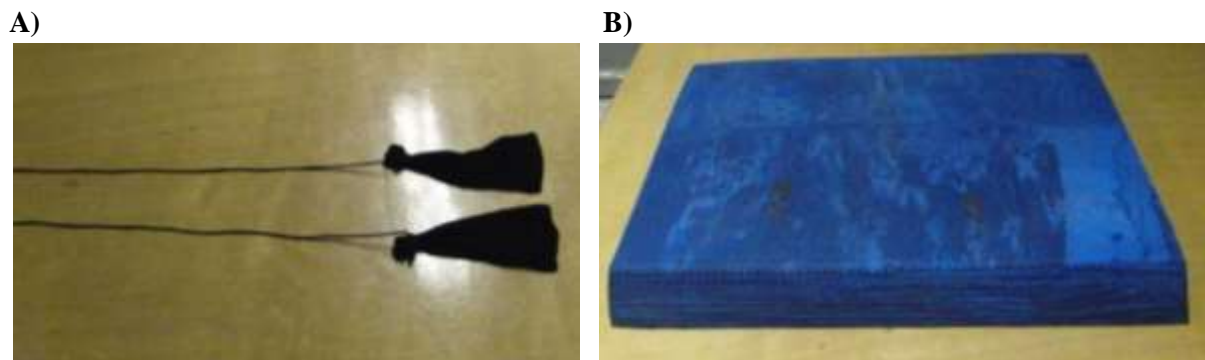


Figura 2. A) Foto do sistema âncora. B) Foto da espuma usada no presente estudo.

A combinação dessas manipulações resultou na realização de oito condições experimentais (Tabela 2). A Figura 3 ilustra algumas das condições experimentais. Os participantes realizaram três tentativas por condição, totalizando 24 tentativas randomizadas para cada participante. Cada tentativa teve a duração de 30 s e um intervalo mínimo de 30 s entre as tentativas.

4.4. Análise dos dados

Os dados do centro de pressão (CP) foram filtrados com um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 5 Hz. Após esse procedimento foram calculadas a área da elipse ajustada ao deslocamento do CP, amplitude média de oscilação e velocidade média de oscilação. Para calcular a área da elipse, os valores do CP foram ajustados a uma elipse contendo 95% dos dados de deslocamento do CP. A amplitude média de oscilação foi calculada como o desvio padrão da série temporal do CP nas direções AP e ML. Para o cálculo da velocidade média de oscilação, a amplitude de oscilação foi calculada subtraindo-se a posição média do CP de cada ponto registrado na tentativa nas direções AP e ML. A velocidade média de oscilação foi calculada como a média da primeira derivada da amplitude de oscilação de cada tentativa nas direções AP e ML.

Tabela 2. Combinação das oito condições experimentais.

Condições Experimentais	Sistema Âncora	Visão	Textura da Superfície de Suporte
1	Com	Com	Rígida
2	Com	Com	Espuma
3	Com	Sem	Rígida
4	Com	Sem	Espuma
5	Sem	Com	Rígida
6	Sem	Com	Espuma
7	Sem	Sem	Rígida
8	Sem	Sem	Espuma

A)



B)



C)



Figura 3. A) Condição experimental utilizando o sistema âncora na superfície firme. B) Condição experimental utilizando o sistema âncora na superfície de espuma. C) Condição experimental sem a utilização do sistema âncora na superfície de espuma.

4.5. Análise estatística

Para todas as análises estatísticas, a média das três tentativas para cada condição experimental foi usada. Para a área da elipse, uma análise de variância (ANOVA) para três fatores (2 superfícies de suporte [rígida e espuma] x 2 condições de visão [sem e com] x 2 condições de âncora [sem e com]) com medidas repetidas para todos os fatores foi realizada. Duas análises de multivariância (MANOVA) para três fatores (2 superfícies de suporte [rígida e espuma] x 2 condições de visão [sem e com] x 2 condições de âncora [sem e com] com medidas repetidas para todos os fatores foram realizadas. A primeira MANOVA incluiu a amplitude média de oscilação nas direções AP e ML, enquanto a segunda MANOVA incluiu a velocidade média de oscilação nas direções AP e ML. Testes *a posteriori* com ajuste de Bonferroni foram usados para identificar diferenças entre os níveis de cada fator e para os efeitos de interação. O nível de significância adotado foi de 0,05.

5. RESULTADOS

5.1. Caracterização da amostra

A Tabela 3 apresenta os valores médios e desvios padrão para dos resultados das avaliações feitas nos participantes.

Tabela 3. Média e desvio padrão para os escores das avaliações cognitiva, nível de atividade física, equilíbrio funcional e sensibilidade palmar e plantar.

Avaliações	Média	Desvio Padrão
Mini Exame do Estado Mental ^a	27,9	1,57
Questionário Modificado de Backe para Idosos ^b	6,95	5,38
Mini BEST Teste ^c	26,1	1,66
Sensibilidade Palmar - Mão Direita ^d	3,34	0,39
Sensibilidade Palmar - Mão Esquerda ^d	3,16	0,30
Sensibilidade Plantar - Pé Direito ^d	4,06	0,40
Sensibilidade Plantar - Pé Esquerdo ^d	4,13	0,32

^a Pontuação máxima: 30 pontos.

^b Escores próximos a zero indicam um baixo nível de atividade física.

^c Pontuação máxima: 28 pontos.

^d Valores próximos de 2,7 correspondem à sensibilidade ao filamento verde (0,05 g), considerado como “sensibilidade normal” para mãos. Valores próximos a 3,3 correspondem à sensibilidade ao filamento azul (0,2 g), também considerado como “sensibilidade normal” para os pés.

5.2. Área da elipse

Os resultados da ANOVA para a área da elipse revelaram efeito principal para âncora ($F_{1,29}=29,525$; $p \leq 0,0001$), visão ($F_{1,29}=19,866$; $p \leq 0,0001$) e superfície ($F_{1,29}=142,834$; $p \leq 0,0001$) (Figura 4). O uso da âncora ($7,46 \pm 0,62 \text{ cm}^2$) reduziu a área da elipse em comparação à condição sem âncora ($8,88 \pm 0,71 \text{ cm}^2$). Além disso, a presença de visão ($6,22 \pm 0,47 \text{ cm}^2$) reduziu a área da elipse em comparação à condição sem visão ($10,12 \pm 1,00 \text{ cm}^2$). Por fim, a

superfície firme ($1,48 \pm 0,14 \text{ cm}^2$) resultou em menor área da elipse do que a superfície espuma ($14,88 \pm 1,21 \text{ cm}^2$).

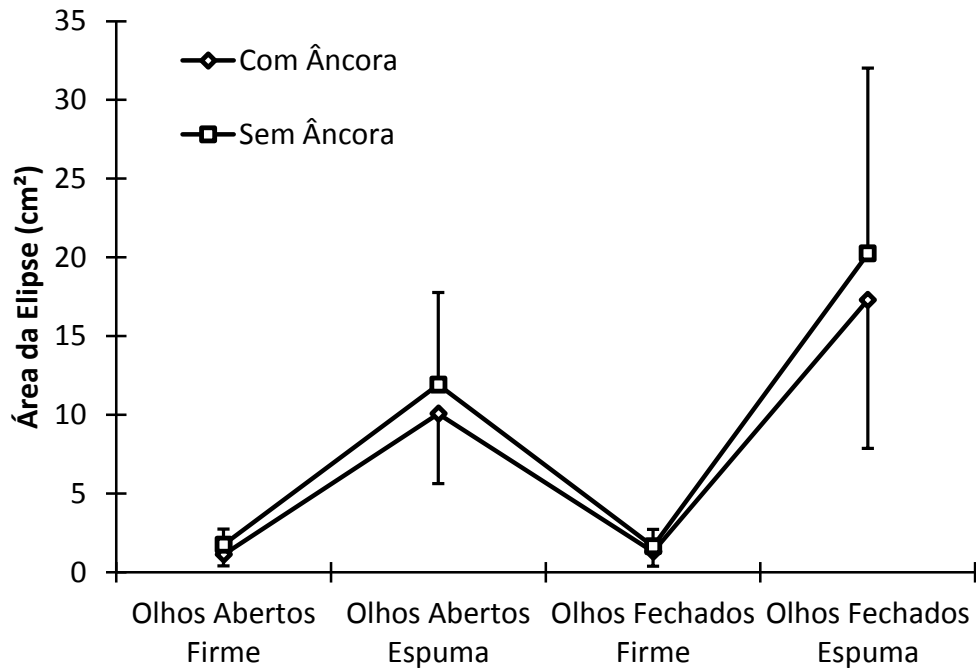


Figura 4. Média e desvio padrão da área da elipse para as diferentes condições experimentais.

Além desses resultados, a ANOVA apontou interação entre âncora e superfície ($F_{1,29}=12,091$; $p=0,002$) (Figura 5) e entre visão e superfície ($F_{1,29}=20,791$; $p \leq 0,0001$) (Figura 6). Para a interação entre âncora e superfície, a análise de *post-hoc* apontou que o uso do sistema âncora diminui a área da elipse nos idosos quando comparado ao não uso do sistema âncora nas duas superfícies (firme: $p \leq 0,0001$ | espuma: $p \leq 0,0001$). Além disso, esta diminuição foi mais acentuada na condição sobre a superfície de espuma (âncora: $p \leq 0,0001$ | sem âncora: $p \leq 0,0001$). A análise de *post-hoc* para a interação entre visão e superfície revelou que os idosos aumentaram a área da elipse na condição em que se encontravam com olhos fechados na superfície de espuma quando comparado com a condição com olhos abertos na mesma

superfície ($p \leq 0,0001$). Além disso, quando comparamos a superfície de espuma com a superfície firme os idosos oscilaram mais na espuma para as duas condições de visão (com visão: $p \leq 0,0001$ | sem visão: $p \leq 0,0001$). Entretanto não foi possível verificar nenhuma diferença quando os idosos se encontravam na superfície firme independente da condição de visão.

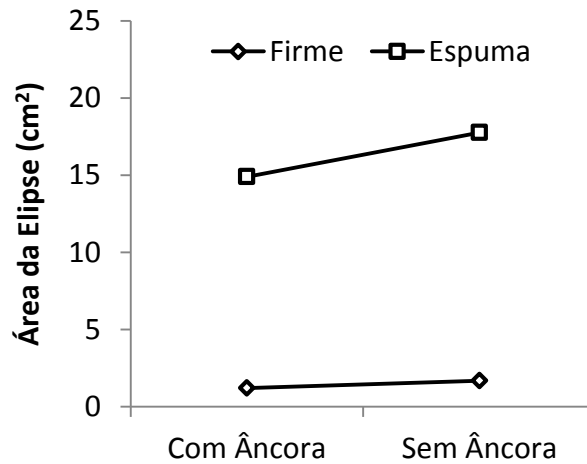


Figura 5. Média para a área da elipse nas condições com e sem âncora nas superfícies firme e de espuma.

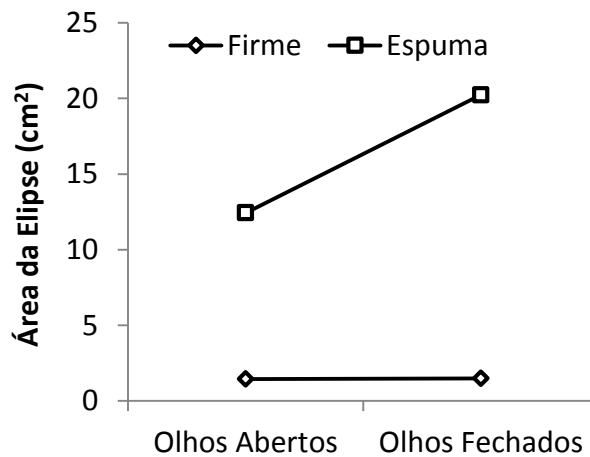


Figura 6. Média para a área da elipse nas condições de olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.

5.3. Amplitude média de oscilação (AMO)

A MANOVA para a AMO revelou efeito principal para âncora (Wilk's Lambda=0,396; $F_{2,28}=21,350$; $p\leq 0,0001$), visão (Wilk's Lambda=0,357; $F_{2,28}=25,257$; $p\leq 0,0001$) e superfície (Wilk's Lambda=0,55; $F_{2,28}=240,343$; $p\leq 0,0001$), além de interação entre visão e superfície (Wilk's Lambda=0,420; $F_{2,28}=19,335$; $p\leq 0,0001$). A análise univariada apontou efeito nas duas direções para todos esses fatores: âncora (AP: $F_{1,29}=37,300$; $p\leq 0,0001$ | ML: $F_{1,29}=22,091$; $p\leq 0,0001$), visão (AP: $F_{1,29}=16,183$; $p\leq 0,0001$ | ML: $F_{1,29}=50,743$; $p\leq 0,0001$) e superfície (AP: $F_{1,29}=357,789$; $p\leq 0,0001$ | ML: $F_{1,29}=441,950$; $p\leq 0,0001$) (Figura 7).

A AMO na direção AP foi menor com a âncora ($0,452 \pm 0,021$ cm) do que sem a âncora ($0,511 \pm 0,024$ cm). Foi também menor com visão ($0,442 \pm 0,020$ cm) em comparação à condição sem visão ($0,521 \pm 0,028$ cm). Ainda, a superfície firme ($0,189 \pm 0,011$ cm) resultou em menor AMO em comparação à superfície de espuma ($0,774 \pm 0,036$ cm). Para a direção ML, a AMO foi menor com âncora ($0,657 \pm 0,022$ cm) do que sem âncora ($0,706 \pm 0,022$ cm). A presença de visão reduziu a AMO ($0,601 \pm 0,022$ cm) em comparação à condição sem visão ($0,762 \pm 0,027$ cm). A AMO foi também menor na superfície firme ($0,393 \pm 0,002$ cm) do que na superfície de espuma ($0,970 \pm 0,030$ cm).

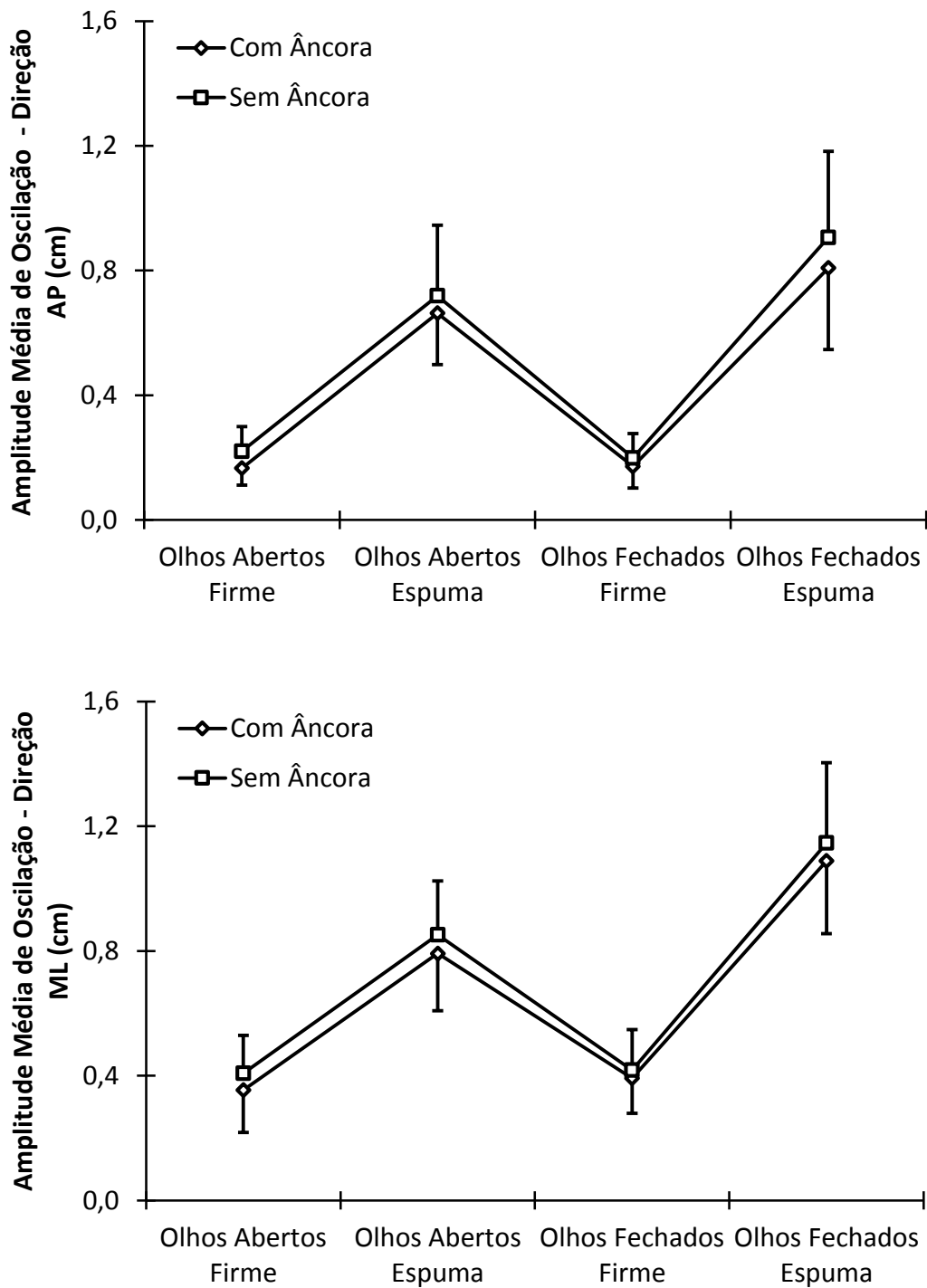


Figura 7. Média e desvio padrão para a amplitude média de oscilação nas direções AP (superior) e ML (inferior) para as diferentes condições experimentais.

Para a interação entre visão e superfície, o teste univariado apontou efeito tanto na direção AP ($F_{1,29}=19,712$; $p \leq 0,0001$) (Figura 8) como na direção ML ($F_{1,29}=40,022$;

$p \leq 0,0001$) (Figura 9). A análise de *post-hoc* revelou que tanto na direção AP quanto na ML a AMO foi menor quando os idosos estavam com olhos abertos na superfície de espuma quando comparados a olhos fechados na mesma superfície (AP: $p \leq 0,0001$ | ML: $p \leq 0,0001$). Na condição com os olhos abertos a amplitude média de oscilação foi menor na superfície firme em comparação a superfície de espuma em ambas as direções (AP: $p \leq 0,0001$ | ML: $p \leq 0,0001$). Ainda, quando comparamos os idosos na condição sem visão verificamos que em superfície firme a AMO é menor do que na superfície de espuma nas duas direções (AP: $p \leq 0,0001$ | ML: $p \leq 0,0001$). Enquanto que na superfície firme não foi possível observar diferença entre as condições de olhos abertos e fechados.

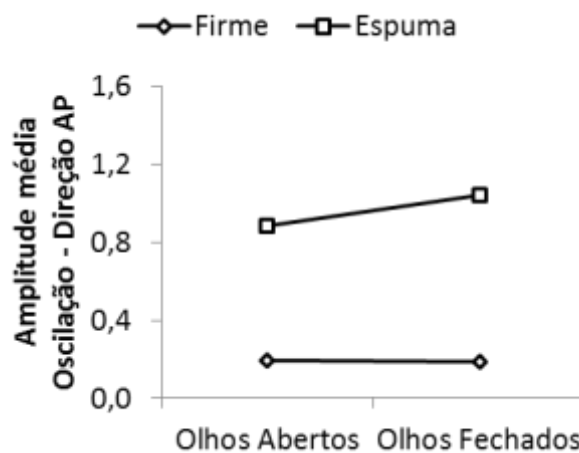


Figura 8. Média para a amplitude média de oscilação na direção AP nas condições de olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.

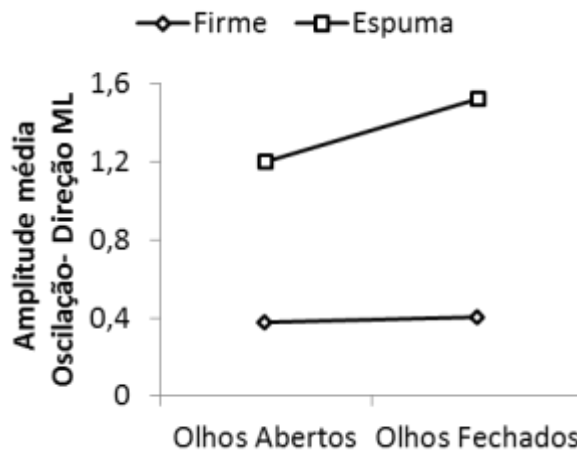


Figura 9. Média para a amplitude média de oscilação na direção ML nas condições de olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.

5.4. Velocidade média de oscilação (VMO)

Os resultados da MANOVA para a VMO revelaram efeito principal de âncora (Wilk's Lambda=0,478; $F_{2,28}=15,262$; $p \leq 0,0001$), visão (Wilk's Lambda=0,205; $F_{2,28}=54,374$; $p \leq 0,0001$) e superfície (Wilk's Lambda=0,67; $F_{2,28}=193,608$; $p \leq 0,0001$), além de interação entre âncora e superfície (Wilk's Lambda=0,649; $F_{2,28}=7,570$; $p=0,002$) e entre visão e superfície (Wilk's Lambda=0,349; $F_{2,28}=26,089$; $p \leq 0,0001$). O teste univariado apontou efeito principal nas duas direções para todos os fatores: âncora (AP: $F_{1,29}=31,270$; $p \leq 0,0001$ | ML: $F_{1,29}=9,327$; $p=0,005$), visão (AP: $F_{1,29}=60,247$; $p \leq 0,0001$ | ML: $F_{1,29}=111,712$; $p \leq 0,0001$) e superfície (AP: $F_{1,29}=276,983$; $p \leq 0,0001$ | ML: $F_{1,29}=326,369$; $p \leq 0,0001$) (Figura 10).

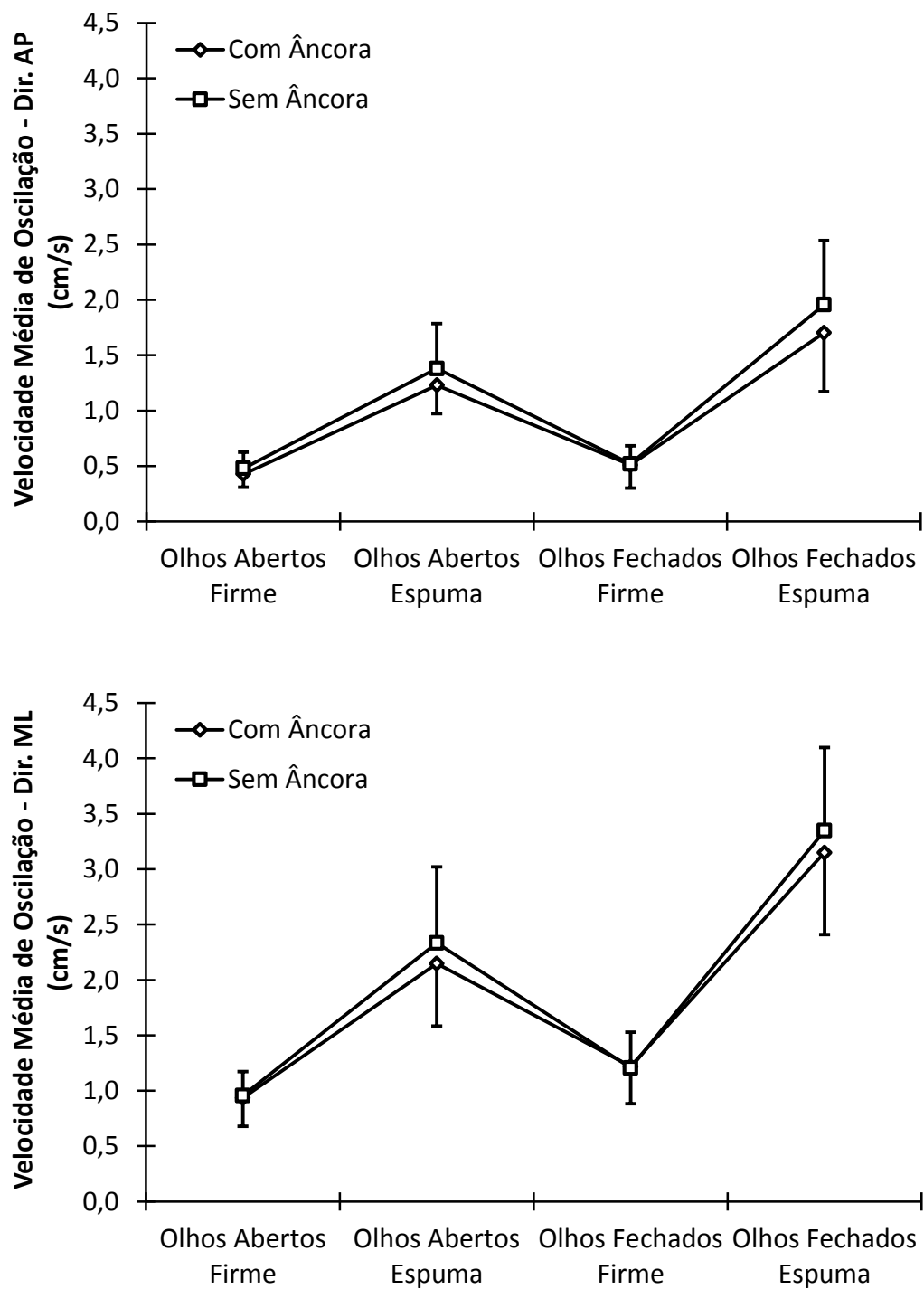


Figura 10. Média e desvio padrão para a velocidade média de oscilação nas direções AP (superior) e ML (inferior) para as diferentes condições experimentais.

A VMO na direção AP foi menor com âncora ($0,968 \pm 0,039$ cm/s) do que sem âncora ($1,084 \pm 0,048$ cm/s). A presença de visão também reduziu a VMO ($0,879 \pm 0,035$ cm/s) em

comparação à condição sem visão ($1,172 \pm 0,056$ cm/s). Ainda, a VMO foi menor na superfície firme ($0,484 \pm 0,026$ cm/s) do que na superfície de espuma ($1,567 \pm 0,071$ cm/s). Na direção ML, a VMO foi menor na condição com âncora ($1,864 \pm 0,067$ cm/s) do que sem âncora ($1,961 \pm 0,072$ cm/s). A presença de visão também reduziu a VMO ($1,594 \pm 0,066$ cm/s) em comparação a ausência de visão ($2,231 \pm 0,081$ cm/s). Ainda, a VMO foi menor na superfície firme ($1,079 \pm 0,043$ cm/s) do que na superfície de espuma ($2,745 \pm 0,107$ cm/s).

Para a interação entre âncora e superfície, o teste univariado apontou que houve interação somente na direção AP ($F_{1,29}=15,680$; $p \leq 0,0001$) (Figura 11). A análise de *post-hoc* revelou a VMO foi menor na condição com âncora na superfície firme em comparação com a superfície de espuma ($p \leq 0,0001$). Na condição de espuma, a VMO foi menor na condição com âncora quando comparada a condição sem âncora ($p \leq 0,0001$). Porém, não foi possível detectar diferença quando os idosos se encontravam em superfície firme com e sem âncora para ambas as direções. Na condição sem âncora, a VMO foi menor quando os idosos estavam na superfície firme em comparação a superfície de espuma ($p \leq 0,0001$).

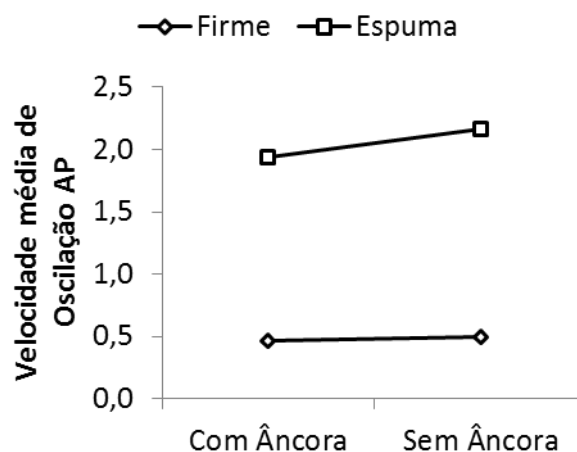


Figura 11. Média para a velocidade média de oscilação na direção AP nas condições com e sem âncora nas superfícies firme e de espuma.

Para a interação entre visão e superfície, o teste univariado apontou efeito tanto na direção AP ($F_{1,29}=40,277$; $p\leq 0,0001$) como na direção ML ($F_{1,29}=52,541$; $p\leq 0,0001$) (Figura 12). O teste *post-hoc* revelou que, tanto na direção AP quanto na direção ML, a VMO foi menor na superfície de espuma com olhos abertos quando comparado com olhos fechados na mesma superfície (AP: $p\leq 0,0001$ | ML: $p\leq 0,0001$). Na superfície firme, nas direções AP e ML, a VMO foi menor com olhos abertos quando comparada com olhos fechados (AP: $p\leq 0,001$ | ML: $p\leq 0,0001$). Na superfície firme quando comparada a superfície de espuma, os idosos tiveram uma menor VMO em ambas as direções tanto com olhos abertos (AP: $p\leq 0,001$ | ML: $p\leq 0,0001$), quanto com olhos fechados (AP: $p\leq 0,001$ | ML: $p\leq 0,0001$).

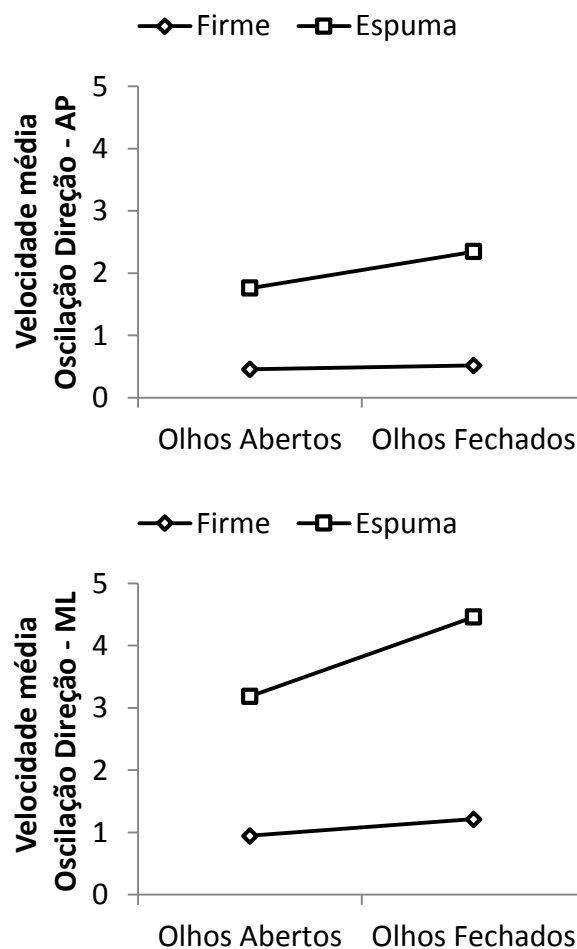


Figura 12. Média para a velocidade média de oscilação nas direções AP (superior) e ML (inferior) nas condições com olhos abertos e fechados nas superfícies firme e de espuma.

6. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a contribuição do uso do sistema âncora na oscilação postural de idosos nas condições de disponibilidade de visão e alteração da textura de superfície de suporte por meio do uso de espuma. Em geral, a oscilação postural em idosos foi menor na presença de visão, assim como na superfície firme e com a utilização do sistema âncora.

Os idosos que participaram do nosso estudo tinham um bom nível de atividade física como foi demonstrado pelo questionário de Baecke. Apesar desse questionário não ter uma nota de corte, os valores encontrados estão acima dos encontrados no estudo de Quadros Junior et al. (2008) (0,99 para mulheres e 0,72 para homens). No MiniBest Teste, os idosos apresentaram pontuação próxima ao máximo, demonstrando que eles apresentaram o equilíbrio funcional preservado (MAIA et al., 2013). Eles também apresentaram uma boa condição cognitiva conforme avaliado pelo Mini Exame de Estado Mental, já que a pontuação foi próxima do valor máximo (BRUCKI et al., 2003).

6.1. O papel da visão no controle postural

O sistema visual predomina sobre os outros sistemas sensoriais, onde o indivíduo utiliza a visão para se localizar no ambiente (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Alguns estudos relataram que com a presença de visão há uma redução na área da elipse e velocidade média oscilação nas direções AP e ML (PAULUS et al.; 1984; HORAK; MACPHERSON, 1996). Quando ocorre manipulação ou oclusão de visão os idosos oscilam mais que os adultos jovens (HAIBACH et al., 2009). Quando há uma condição com ausência de visão ocorre um

aumento da oscilação corporal (STURNIEKS et al., 2008) e juntamente quando há uma perturbação obtida através de uma superfície instável ocorre um aumento nesta oscilação (POULAIN et al., 2007). Os resultados do presente estudo estão de acordo com esses estudos, já que a presença de visão reduziu a oscilação corporal.

No presente estudo não foi encontrada interação entre a utilização do sistema âncora e a visão em nenhuma das condições avaliadas. Esses resultados são semelhantes aos encontrados por Moraes (2013), que em seu estudo manipulou a disponibilidade de visão, sendo as condições sem visão, visão monocular e visão binocular. Entretanto quando os idosos utilizaram a âncora, independentemente da visão e da superfície de suporte, os resultados mostraram uma redução na oscilação corporal como evidenciado pelos dados da área da elipse. Apesar de não ter encontrado interação entre a visão e a utilização do sistema âncora verificamos que as duas condições reduzem a oscilação corporal. Portanto, a ausência de visão aumenta a oscilação corporal, mas gera pouca perturbação para que o sistema âncora interaja e auxilie no controle postural.

6.2. O papel da informação somatossensorial no controle postural em idosos

O sistema somatossensorial fornece ao Sistema Nervoso Central informação sobre o posicionamento dos segmentos corporais e o posicionamento do corpo em relação a superfície de apoio por meio dos receptores articulares, musculares e táteis (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Teasdale et al. (1991) encontraram uma maior oscilação corporal tanto em idosos como em adultos jovens quando estavam de olhos fechados. Em superfície instável e com visão os idosos e os jovens tiveram o mesmo comportamento. Entretanto na superfície instável e sem visão os idosos tiveram uma maior oscilação corporal. Este

comportamento foi semelhante ao que encontramos no presente estudo, onde foi encontrada maior oscilação corporal na condição sem visão sobre a superfície de espuma. Segundo Abrahamova e Hlavacka (2008), na superfície de espuma combinada com os olhos fechados houve uma maior oscilação corporal nos grupos avaliados, principalmente nos idosos. Enquanto na superfície firme com os olhos abertos os resultados foram semelhantes. Esses resultados foram muito parecidos com o que foi encontrado neste estudo, onde na superfície firme com olhos abertos não encontramos diferenças e com os olhos fechados na superfície de espuma houve maior oscilação corporal. Segundo Camicioli et al. (1997), os idosos apresentam uma maior oscilação corporal em superfícies instáveis e isso fica mais evidente em idosos mais velhos (acima de 80 anos).

6.3. Contribuição do sistema âncora para o controle postural

Em estudos anteriores foram mostrados a eficiência do uso do sistema âncora na redução da oscilação corporal em idosos (MAUERBERG-DECASTRO, 2004; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2009; MORAES, 2013; DASCAL; OKAZAKI; MAUERBERG-DECASTRO, 2012). Os resultados desse estudo demonstraram que o uso do sistema âncora diminuiu a área da elipse e a velocidade média de oscilação quando comparado ao não uso do sistema âncora. Esses resultados estão de acordo com os encontrados em estudos anteriores. A informação háptica oriunda do sistema âncora informa sobre a posição do corpo em relação a superfície de suporte (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2014). Essa informação háptica adicional é usada pelo sistema de controle postural de forma a reduzir a oscilação corporal.

6.4. Interação entre visão e superfície

No presente estudo, os resultados exibiram uma interação entre visão e superfície na variável área da elipse e revelou que os idosos aumentaram a área da elipse na condição em que se encontravam com olhos fechados na superfície de espuma. Além disso, quando comparamos a superfície de espuma com a superfície firme os idosos oscilaram mais na espuma para as duas condições de visão. Entretanto não foi possível verificar nenhuma diferença quando os idosos se encontravam na superfície firme independente da condição de visão. Assim a ausência de visão e a superfície de espuma aumentaram a oscilação corporal nos idosos como era esperado.

Os resultados mostraram que tanto na direção AP quanto na ML a amplitude média de oscilação foi menor quando os idosos estavam com olhos abertos na superfície de espuma quando comparados a condição com os olhos fechados na mesma superfície. De forma semelhante, a velocidade média de oscilação foi menor na superfície de espuma com olhos abertos quando comparado com olhos fechados na mesma superfície tanto na direção AP quanto na direção ML. Esses resultados estão de acordo com estudos que realizaram essas manipulações sensoriais com olhos abertos e fechados na superfície firme e de espuma (ABRAHAMOVA; HLAVACKA, 2008; QIU et al., 2012).

6.5. Interação entre âncora e superfície

A pergunta desse estudo era como o uso do sistema âncora influenciaria na oscilação corporal em uma tarefa combinada com diferentes manipulações visuais e superfície de suporte. Os resultados mostraram uma maior oscilação corporal quando os idosos estavam sobre a superfície de espuma sem a utilização das âncoras. Entretanto, em tarefas mais simples como

na superfície rígida não foram encontradas diferenças com e sem a utilização do sistema âncora. Porém, na superfície de espuma houve uma redução na oscilação corporal com a utilização do sistema âncora. Assim, com a utilização do sistema âncora na condição mais desafiadora foi encontrado um efeito significativo. Esse resultado está de acordo com a sugestão feita por Mauerberg-deCastro et al. (2014). Esses autores revisaram diversos estudos sobre o uso do sistema âncora para o controle a postura e observaram que a contribuição do sistema âncora parece ser mais efetiva quando combinada com tarefas posturais mais desafiadoras. Os resultados do presente estudo estão de acordo com essa sugestão e ampliam essa observação para idosos. Assim, para um melhor resultado do sistema âncora quando a necessidade é uma melhora do equilíbrio o indivíduo tem que realizar uma tarefa postural desafiadora.

Portanto, após identificar que o uso do sistema âncora contribui para melhorar o controle postural, reduzindo a oscilação corporal em idosos em condições desafiadoras, pode-se assim desenvolver práticas ou exercícios específicos com a utilização do sistema âncora que possam ajudar no controle da postura em idosos.

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que o sistema âncora contribui com o controle postural quando os idosos ficaram sobre a superfície de espuma. A presença de visão não interagiu com sistema âncora. A combinação das condições de indisponibilidade de visão e alteração da superfície de suporte através da espuma não foi suficiente para perturbar o controle postural para interagir com o sistema âncora. Esses resultados mostram que a contribuição do sistema âncora para o controle postural de idosos é mais efetiva quando combinado com uma tarefa desafiadora.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAHAMOVA, D.; HLAVACKA, F. Age-related changes of human balance during quiet stance. **Physiological Research**, v. 57, n. 6, p. 957-964, 2008.
- BACCINI, M.; RINALDI, L.A.; FEDERIGHI, G.; VANNUCCHI, L.; PACI, M.; MASOTTI, G. Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. **Age and Ageing**, v. 36, p. 30-35, 2007.
- BAECKE, J.A.H.; BUREMA, J.; FRIJTERS, J.E.R. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, v. 36, p. 936-942, 1982.
- BILLOT, M.; HANDRIGAN, G.A.; SIMONEAU, M.; CORBEIL, P.; TEASDALE, N. Short term alteration of balance control after a reduction of plantar mechanoreceptor sensation through cooling. **Neuroscience Letters**, v. 535, p. 40-44, 2013.
- BRUCKI, S.M.D.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P.H.F.; OKAMOTO, I.H. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 61, n. 3-B, p. 777-781, 2003.
- CALVE, T.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, v. 11, p. 199-204, 2005.
- CAMICIOLI, R.; PANZER, V.P.; KAYE, J. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. **Archives of Neurology**, v. 54, n. 8, p. 976-981, 1997.
- CHOY, N.L.; BRAUER, S.; NITZ, J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. **The Journals Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 58, n. 6, p. 525-530, 2003.
- DASCAL, J.B.; OKAZAKI, V.H.A.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v.14, n.2, p. 144-153, 2012.
- DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.
- FREITAS JUNIOR, P.; BARELA J.A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006.
- FREITAS, M. B. Z.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R. Intermittent use of an “anchor system” improves postural control in healthy older adults. **Gait and Posture**, v. 38, p. 433-437, 2013.
- GIBSON, J.J. **The senses considered as perceptual systems**. Boston: Houghton Mifflin

Company, 1966. 336p.

HAIBACH, P.; SLOBOUNOV, S.; NEWELL, K. Egomotion and vection in young and elderly adults. **Gerontology** v. 55, n. 6, p. 637-643, 2009.

HAUSDORFF, J. M.; NELSON, M.E.; KALITON, D.; LAYNE, J. E.; BERNSTEIN, M. J.; NUERNBERGER, A.; SINGH, M. A. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 2117-2129, 2001.

HOLDEN, M.; VENTURA, J.; LACKNER, J.R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal of Vestibular Research**, v. 4, n. 4, p. 285-301, 1994.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii7-ii11, 2006.

HORAK, F.B. Postural compensation for vestibular loss. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1164, p. 76-81, 2009.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology of Aging**, v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium, In: ROWELL, L.B.; SHERPHERD, J.T. (Ed.) **Handbook of physiology**: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts. New York: Oxford, p.255-92, 1996

HORAK F.B.; NASHNER L.M.; DIENER, H.C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v. 82, p.167-77, 1990.

IBGE Instituto Brasileiro Geografia e Estatística Síntese de indicadores sociais uma análise das condições de vida da população brasileira. (Estudos e Pesquisas: informações demográficas e socioeconômicas) Rio de Janeiro: IBGE; 2014.

JEKA, J.J.; LACKNER, J.R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 100, p. 495-502, 1994.

JEKA, J.J. Light Touch Contact as a Balance Aid. **Physical Therapy**, v. 77, p. 476-487, 1997.

JEKA, J.J.; LACKNER, J.R. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 103, p. 267-276, 1995a.

KLEINER, A.F.R.; SCHLITTLER, D.X.C.; SANCHES-ARIAS, M.D.R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatossensorial e auditivo para o controle postural. *Revista Neurociências*, v. 19, n. 2, p. 349-357, 2011.

LACKNER, J.R.; RABIN, E.; DIZIO, P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. **Experimental Brain Research**, v. 139, n. 4, p. 454-64, 2001.

LEE, H.K.M.; SCUDDS, R.J. Comparison of balance in older people with and without visual impairment. **Age and Ageing**, v.32, p. 643-649, 2003.

LEHMAN, L.F., ORSINI, M.P.B., NICHOLL, A.R.J.: The development and adaptation of Semmes-Weinstein monofilaments in Brazil. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, 1993.

MAIA, A.C.; RODRIGUES-DE-PAULA, F.; MAGALHAES, L.C.; TEIXEIRA, R.L.L. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the Balance Evaluation Systems Test and MiniBESTest in the elderly and individuals with Parkinson's disease: application of the Rasch model. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 17, n. 3, p. 195-217, 2013.

MANCINI, M.; HORAK, F. B. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. **European Journal of Physiscal and Rehabilitation Medicine**, v. 46, n. 2, p. 239-48, 2010.

MARTIN, J. E.; SHEAFF, M. T. The pathology of ageing: concepts and mechanisms. **Journal of Pathology**, v. 211, p. 111-113, 2007.

MAUERBER-DECASTRO, E. Developing an “anchor” system to enhance postural control. **Motor Control**, v. 8, p. 339-358, 2004.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; CAMPBELL D. F. Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with Intellectual disabilities. **Motor Control**, v. 16, p. 131-143, 2012.

MAUERBER-DECASTRO, E.; LUCENA, C.S.; CUBA, B.W.; BONI, R.C.; CAMPBELL, D.F.; MORAES, R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a nonrigid tool. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v. 27, p. 208-225, 2010.

MAUERBERG-DECASTRO, E.; MORAES, R.; TAVARES, C.P.; FIGUEIREDO, G.A.; PACHECO, S.; COSTA, T. Haptic anchoring and human postural control. **Psychology & Neuroscience**, v. 7, p. 301-318, 2014.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em movimento**, v. 19, n. 2, p. 11-18, 2006.

MOGHADAM, M.; ASHAYERI, H.; SALAVATI, M.; SARAFZADEH, J.; TAGHIPOOR, K. D.; SAEEDI, A.; SALEHI, R. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. **Gait and Posture**, v. 33, n. 4, p. 651-5, 2011.

MORAES, R.; MAUERBERG-DECASTRO, E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. **Motriz**, v. 15, n. 2, p. 263-272, 2009.

MORAES, R. Controle da postura em idosos: efeitos da informação visual reduzida e da adição de informação háptica [tese]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo, Escola de

Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto; 2013.

NASHNER, L.M.; McCOLLUM G. The organization of postural movements: a forma basis and experimental synthesis. **Behavior and Brain Sciences**, v.8, p 135-72, 1985.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture. **Brain**, v. 107, p. 1143-1163, 1984.

POULAIN, I.; GIRAUDET, G. Age-related changes of visual contribution in posture control. **Gait and Posture**, v. 27, p. 1-7, 2007.

QIU, F.; COLE, M. H.; DAVIDS, K. W.; HENNING, E .M.; SILBURN, P. A.; NETSCHER, H., KERR, G. K. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. **Gait and Posture**, v. 35, p. 630-635, 2012.

QUADROS JUNIOR, A. C.; SANTOS, R. F.; LAMONATO, A. C. C.; TOLEDO, N. A. S.; COELHO, F. G. M.; GOBBI, S. Estudo do nível de atividade física, independência funcional e estado cognitivo de idosos institucionalizados: análise por gênero. **Brazilian Journal of Biomotricity**, v. 2, n. 1, p. 39-50, 2008.

RAMOS, L. R. Fatores determinantes ao envelhecimento saudavel em idosos residentes em centros urbano: Projeto Epidoso, São Paulo. **Caderno de Saúde Pública**, v. 19, n. 3, p. 793-798, 2003.

RICCI, N.A.; GAZZOLA, J.M.; COIMBRA, I.B. Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. **Arquivos Brasileiros Ciências Saúde**, v. 34, n. 2, p. 94-100, 2009.

RILEY, M.A.; STOFFREGEN, T.A.; GROCKI, M.J.; TURVEY, M.T. Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, v. 18, p. 795-817, 1999.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.A. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2ª ed, Barueri: Manole, 2003, 610p.

SHUMMAY-COOK,A.; WOLLACOTT, M.H. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. 3ª ed, Barueri: Manole, 2010, 632p.

SMITH, L. K.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 5ª ed. São Paulo: Manole, 1997, 538p.

STAL, F.; FRANSSON, P.A.; MAGNUSSON, M.; KARLBERG, M. Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and adaptation. **Journal of Vestibular Research**, v. 13, p. 39-52, 2003.

STURNIEKS, D. L.; GEORGE, R.; LORD, S.R. Balance disorders in the elderly. **Neurophysiology Clinical**, v. 38, n. 6, p. 467-478, 2008.

TEASDALE, N.; STELMACH, G.; BREUNIG, A.; MEEUWSEN, H. Age differences in visual

sensory integration. **Experimental Brain Research**, v. 85, n. 3, p. 691-696, 1991.

TREMBLAY, F.; MIREAULT, A.; DESSUREAUL, L.; MANNING, H.; SVEISTRUP, H. Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging. **Experimental Brain Research**, v. 157, p. 275-285, 2004.

UEDA, L. S.; CARPES, F. P. Relação entre sensibilidade plantar e controle postural em jovens e idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 15, p. 215-224, 2012

VOORRIPS, L.E.; RAVELLI, A.C.J.; DONGELMANS, P.C.A.; DEURENBERG, P.; STAVEREN, W.A.V. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 23, n. 8, p. 974-979, 1991.

WADE M.G.; JONES G. The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. **Physical Therapy**, v. 77, p. 619-628, 1997.

WINTER, D.A. **Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking**. Waterloo: Waterloo Biomechanics, 1995.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Prezado(a) Senhor(a),

Meu nome é Leandro César Gonzales e sou aluno de mestrado do programa de pós-graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, sob a orientação do prof. Dr. Renato de Moraes. Meu telefone e e-mail para contato são (16) 99212-0334 e leandrocgonzales@hotmail.com. O telefone e e-mail para contato do prof. Dr. Renato de Moraes são (16) 3602-0522 e renatomoraes@usp.br. O telefone para contato do Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto é (16) 3602-2228.

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada “Controle da postura em idosos com a adição do sistema âncora: efeito interação entre visão e somatosensação”. O objetivo principal é analisar o efeito de segurar em cada mão uma linha com um peso de 125 gramas (que fica em contato com o chão) combinado com a ausência de visão e sobre uma superfície de espuma no equilíbrio na posição em pé de idosos. Esse estudo é importante para saber se o equilíbrio melhora quando segurando a linha em comparação a situação em que você não segura a linha nas situações com e sem visão, sobre a espuma e sobre o chão.

A pesquisa será realizada em um único dia nas dependências do *Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Escola de Educação Física e Esportes de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo* em data e horário pré-agendado.

Ao chegar ao laboratório, você será entrevistado(a) para obtermos informação sobre a presença de doenças, ocorrência de quedas nos últimos 12 meses, prática de atividade física e um teste de cognição que consiste de uma lista de perguntas sobre datas, fatos e memória. Na sequência, você realizará um teste de equilíbrio e de andar, em que você irá ficar em pé, dar alguns passos, girar, sentar, levantar e subir e descer degraus. Após essas avaliações iniciais, nós daremos início ao último teste. Nessa parte do experimento, você irá ficar na posição em pé e parado com os pés na linha dos ombros em todas as tentativas. As tentativas combinarão condições de olhos abertos e fechados, superfície com e sem espuma, segurando e não segurando a linha. Você irá ficar em pé sobre uma balança. Em metade das tentativas será colocado em cima dessa balança uma espuma para realização das tentativas. Quando você estiver com os olhos abertos (metade das tentativas), você deverá olhar para um círculo laranja distante 1 metro. Nas tentativas sem visão, você ficará com os olhos fechados e uma venda será colocada sobre os olhos. Em metade das tentativas, você irá segurar uma linha com um peso de 125 gramas na ponta. Você fará vinte e quatro tentativas e cada tentativa terá a duração de trinta segundos. Este procedimento durará em torno de 1 hora e 40 minutos.

Não existirão benefícios diretos para você devido à participação nesta pesquisa, os benefícios indiretos serão: saber como está o equilíbrio do(a) senhor(a) e saber se o sistema âncora melhora ou não o equilíbrio. Os testes realizados não terão o objetivo de diagnóstico de qualquer doença.

Essa pesquisa implicará em um risco mínimo para a sua saúde. Esse risco envolve a perda de equilíbrio durante o teste. Para minimizar esse risco, uma pessoa ficará posicionada próximo a você o tempo todo. Se você perder o equilíbrio e começar a cair, essa pessoa irá segurá-lo. Se isso acontecer, nós pararemos o teste imediatamente e você será acompanhado(a) pela equipe responsável até que tenha condições de realizar o teste novamente.

Todas as informações sobre a sua identidade, sobre o questionário e sobre os resultados dos testes serão mantidas em sigilo absoluto. As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas a sua identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde

que fiquem resguardados a sua total privacidade e seu anonimato. Antes e durante a pesquisa o(a) senhor(a) será informado sobre os procedimentos que serão realizados e posteriormente sobre o resultado.

A sua participação nesta pesquisa será voluntária. Você terá o direito de interromper sua participação a qualquer momento sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo a você. Você deve estar ciente também que tenho o direito de excluir seus dados deste estudo no caso de você desistir de participar ou de sua conduta ser inadequada durante o período de realização dos testes. A participação nesta pesquisa, não irá te trazer despesas ou custos. O(A) senhor(a) ficará com uma cópia deste termo de consentimento assinado pelo pesquisador responsável.

Data: _____
 Local: Ribeirão Preto Nome por extenso do participante Assinatura do participante

Data: _____
 Local: Ribeirão Preto Nome por extenso do pesquisador Assinatura do pesquisador

Se tiver dúvidas relacionadas a este estudo, contate: Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP, Fone: (16) 3602-0359, e-mail: leandrogonzales@hotmail.com

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 EF na época dessa queda? S N 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

ANEXO I - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO



Ribeirão Preto, 10 de julho de 2014

Ofício nº 2388/2014
CEP/MGV

PROCESSO HCRP nº 5156/2014

Prezados Pesquisadores,

O trabalho intitulado **"CONTROLE DA POSTURA EM IDOSOS COM A ADIÇÃO DO SISTEMA ÂNCORA: EFEITO DA INTERAÇÃO ENTRE VISÃO E SOMATONSENSAÇÃO"**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 389ª Reunião Ordinária realizada em 07/07/2014, e enquadrado na categoria: **APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido Versão 2 de 19/06/2014.**

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa. De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE - apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE - apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

Atenciosamente.

DRª MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA

Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimos Senhores

LEANDRO CESAR GONZALES

PROF. DR. RENATO DE MORAES (Orientador)

Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto-USP

ANEXO II - Miniexame do Estado Mental

Nome: _____ Data de Coleta: ___/___/___

Escolaridade: _____

Orientação Espacial – Cada questão vale 1 ponto – Total: 10 pontos

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

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

11	Vou dizer 3 palavras e você irá repeti-las a seguir: CARRO, VASO, TIJOLO. (caso não consiga, repita no máximo 3 vezes para aprendizado. Pontue a primeira tentativa)	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Atenção e Calculo – Cada subtração vale 1 ponto – Total: 5 pontos

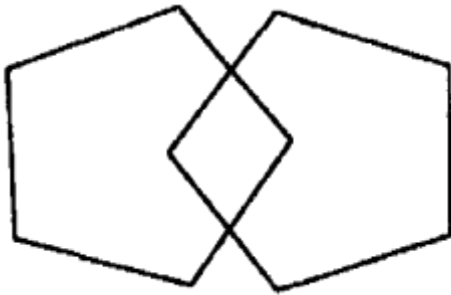
12	Gostaria que me dissesse quanto é: (Se houver erro corrija-o e prossiga. Considere correto se examinando espontaneamente se corrigir)	Pontos
	100-7	
	93-7	
	86-7	
	79-7	
	72-7	

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

13	Vou consegue se lembrar das 3 palavras que lhe pedi que repetisse agora a pouco?	Pontos
	Carro	
	Vaso	
	Tijolo	

Linguagem – cada questão vale 1 ponto – Total: 7 pontos

14	(Mostre um RELÓGIO e peça ao entrevistado que diga o nome)	Pontos
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 LA (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 escrito uma frase. Gostaria que você fizesse o que está escrito (FECHE OS OLHOS)	
19	Gostaria que você escrevesse uma frase da sua escolha, qualquer uma, não precisa ser grande	
20	Vou lhe mostrar um desenho, gostaria que você copiasse tentando fazer o melhor possível (Considere apenas se houve 2 pentágonos interseccionados, 10 ângulos, formando uma figura de 4 lados ou com 2 ângulos)	



Total: _____

ANEXO III - Questionário de Baecke modificado para idosos

Nome: _____ Data da Coleta: __/__/__

ATIVIDADE DA VIDA DIÁRIA**1. Você realiza algum trabalho doméstico em sua casa?**

- 0. nunca (menos de uma vez por mês)
- 1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajuda não está disponível)
- 2. quase sempre (às vezes com ajudante)
- 3. sempre (sozinho ou junto com alguém)

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

- 0. nunca (menos que 1 vez por mês)
- 1. às vezes (somente quando um ajudante não está disponível)
- 2. quase sempre (às vezes com ajuda)
- 3. sempre (sozinho ou com ajuda)

3. Para quantas pessoas você faz tarefas domésticas em sua casa? (incluindo você mesmo, preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2) _____**4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo, cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).**

- 0. nunca faz trabalhos domésticos
- 1. 1-6 cômodos
- 2. 7-9 cômodos
- 3. 10 ou mais cômodos

5. Se limpa algum cômodo, em quantos andares? (preencher se respondeu nunca na questão 4).
_____**6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?**

- 0. nunca
- 1. às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
- 2. quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
- 3. sempre (mais de 5 vezes por semana)

7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)

- 0. eu nunca subo escadas
- 1. 1-5
- 2. 6-10
- 3. mais de 10

8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?

- 0. eu nunca saio
- 1. carro

2. transporte público
3. bicicleta
4. caminhando

9. Com que frequência você faz compras?

0. nunca ou menos de uma vez por semana (algumas semanas no mês)
1. uma vez por semana
 2. duas a 4 vezes por semana
 3. todos os dias

10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?

0. Eu nunca saio
1. Carro
 2. Transporte público
 3. Bicicleta
 4. Caminhando

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: _____

ATIVIDADES DE LAZER

Você tem alguma atividade de lazer?

Atividade 1:

Nome: _____

Intensidade: _____

Horas por semana: _____

Quantos meses por ano: _____

ANEXO IV – MiniBEST Teste

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 o 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 o 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