

A contribuição do sistema âncora em diferentes segmentos corporais para o controle da postura em idosos

The benefits of the anchor system on different parts of the body for posture control in older adults

La contribución del sistema de anclaje en distintos segmentos corporales para el control de la postura en adultos mayores

Jair Araújo Lopes da Silva¹, Luciana Oliveira dos Santos¹, Renato Moraes²

RESUMO | O sistema âncora é uma ferramenta não rígida que fornece informação háptica adicional, consistindo de dois cabos maleáveis com 125 g de massa repousando no solo, devendo-se segurar a outra extremidade com as mãos (âncora-mão). Considerando que o toque leve em diferentes partes do corpo reduz a oscilação corporal, é possível, da mesma forma, que o uso do sistema âncora em diferentes partes do corpo seja efetivo. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes segmentos corporais sobre a oscilação corporal de idosos. Trinta idosos participaram do presente estudo. Eles ficaram na postura ereta com os pés na posição semi-tandem sobre uma plataforma de força para a obtenção do deslocamento do centro de pressão (CP). Cinco condições experimentais foram realizadas: sem âncora, âncora-mão, âncoras nas mãos presas com presilhas, âncoras nos antebraços presas com presilhas e âncoras nos ombros presas com presilhas. Os resultados mostraram uma redução da área da elipse ajustada ao deslocamento do CP e na amplitude média de oscilação na direção anteroposterior nas condições com as âncoras posicionadas nas mãos (âncora-mão e presilha) e antebraços em comparação à condição sem âncora. Assim, o uso do sistema âncora foi efetivo quando as âncoras foram posicionadas no antebraço da mesma forma que quando foram seguras pelas mãos. A melhora observada com o uso das âncoras parece

não estar relacionada com a quantidade de receptores táteis no ponto de contato dos cabos das âncoras.

Descritores | Idosos; Transtorno de Movimento Estereotipado; Equilíbrio Postural..

ABSTRACT | The anchor system is a nonrigid tool that provides additional haptic information. It consists of two malleable cables with 125g loads resting on the floor, whereas the hands hold the other end of the cable (hand anchor). If we consider that light touch of different parts of the body reduces body sway, it is also possible that the use of the anchor system on different parts of the body might be effective. Therefore, this study aimed at investigating the effect of using the anchor system on different parts of the body on older adults' body sway. Thirty older adults participated in this study. Participants stood on a force platform in a semi-tandem position and maintaining an upright posture for measuring deviations in the location of the center of pressure (CoP). Each participant was exposed to five experimental conditions: no anchor, hand anchor, anchors in hands fastened with straps, anchors in forearms fastened with straps and anchors in shoulders fastened with straps. The results showed a reduction in the area of the ellipse adjusted to the deviation of the CoP and mean sway amplitude in the anteroposterior direction with the anchors positioned on the hands (traditional and strap) and forearms, compared with the condition without the anchor. Thus, the use of the anchor system was effective when the

¹Pós-graduandos da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

²Docente da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (EEFERP-USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

anchors were positioned on the forearm as well as when they were fastened/held in hands. The improvement observed with the use of anchors does not seem to be related to the amount of tactile receptors at the point of contact with the anchor cables.

Keywords | Older Adults; Stereotypic Movement Disorder; Postural Balance.

RESUMEN | El sistema de anclaje es una herramienta no rígida que brinda información adicional háptica, formada por dos cables maleables con 125g de masa que reposan en el suelo y otra extremidad en que se sostiene en las manos (anclaje de mano). De la misma forma que un simple contacto en distintas partes del cuerpo reduce el equilibrio corporal, es posible que también tenga eficacia el empleo del sistema de anclaje. Así el propósito de este estudio es examinar el efecto del empleo del sistema de anclaje en distintos segmentos corporales sobre el equilibrio corporal en adultos mayores. Del estudio participaron treinta adultos mayores, quienes mantuvieron en postura erecta con los pies en posición

semi-tandem sobre una plataforma de fuerza para que se obtenga el desplazamiento del centro de presión (CP). Se llevaron a cabo cinco situaciones experimentales: sin las anclas; anclaje de mano; anclas en las manos sujetadas con abrazaderas; anclas en los antebrazos sujetadas con abrazaderas y anclas en los hombros sujetadas con abrazaderas. Hubo una reducción del área de elipse ajustada al desplazamiento del CP y en la amplitud media del equilibrio en la dirección anteroposterior en las situaciones con las anclas sujetadas en las manos (tradicional y con abrazaderas) y con los antebrazos cuando comparada a la situación sin las anclas. Así se obtuvo eficacia en el empleo del sistema de anclaje cuando las anclas se las pusieron en los antebrazos, semejante al momento en el que se las fijaron/sujetaron en las manos. La mejora resultado del empleo de las anclas no parece relacionarse con la cantidad de receptores táctiles en el punto de contacto de los cables de las anclas.

Palabras clave | Adulto mayor; Trastorno de Movimiento Estereotipado; Balance Postural.

INTRODUÇÃO

Aproximadamente 30% das pessoas acima de 65 anos caem ao menos uma vez no período de um ano^{1,2}. O envelhecimento traz consigo perdas progressivas sensoriais, motoras e de processamento central, que estão relacionadas com o aumento das quedas com o avanço da idade³. Essas alterações afetam diretamente o controle da postura, contribuindo para os idosos se tornarem posturalmente instáveis. Os idosos exibem um aumento da oscilação corporal quando devem manter a postura ereta⁴, especialmente quando a base de suporte é reduzida³.

A oscilação corporal em idosos pode ser reduzida pela adição de informação sensorial^{5,6}. A adição de informação háptica pelo toque leve (<1N) da ponta do dedo sobre uma superfície rígida ou não rígida reduz a oscilação corporal em adultos jovens e idosos⁷⁻⁹. Além disso, o toque leve em diferentes partes do corpo (antebraço e pescoço) reduz a oscilação corporal, sugerindo que a informação háptica adicional fornecida por diferentes partes do corpo é efetiva^{10,11}.

Outra forma de adicionar informação háptica ao controle postural é pelo sistema âncora¹². O sistema âncora consiste em cabos flexíveis seguros pelas mãos com pequenas cargas na outra extremidade que repousa sobre o chão, e os indivíduos devem manter o cabo

tracionado sem levantar as cargas. As alterações na orientação corporal em relação à superfície de suporte são detectadas pelas modificações de pressão exercidas sobre a pele pelo cabo da âncora.

Em outras pesquisas, verificou-se que adultos com deficiência intelectual e pessoas idosas se beneficiaram da informação háptica adicional fornecida pelo sistema âncora e reduziram a oscilação corporal^{3,13-16}. As vantagens do sistema âncora aparecem não só durante seu uso^{3,16}, mas também, e mais importante, após seu uso¹⁵, caracterizando uma ferramenta com potencial de aplicação clínica e de treinamento.

Apesar dessas vantagens, a necessidade de segurar as âncoras com as mãos limita seu uso a tarefas que não necessitem delas. Assim, torna-se interessante e importante avaliar se o uso do sistema âncora fixado em diferentes partes do corpo reduz a oscilação corporal da mesma forma que quando as pessoas o seguram com as mãos, como encontrado nos estudos sobre toque leve em diferentes partes do corpo^{10,11}.

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato (mão, antebraço e ombro) sobre a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta. Como observado em estudos com o paradigma do toque leve, espera-se que o uso do sistema âncora no antebraço e no ombro diminua a oscilação corporal equivalente à

observada com o uso do sistema âncora nas mãos. Essa mudança na posição de fixação das âncoras pode tornar o uso dessa ferramenta aplicável clinicamente, pois se o mesmo benefício for observado para os diferentes pontos de contato, as mãos ficariam livres para realizar algumas atividades funcionais, como pegar e manipular um objeto.

METODOLOGIA

Participantes

Trinta idosos, com idade entre 65 e 85 anos, que permaneciam na postura ortostática de maneira independente, participaram do presente estudo (11 H e 19 M; idade: $73,3 \pm 4,7$ anos; massa corporal: $69,4 \pm 14,7$ kg; estatura: $1,6 \pm 0,07$ m). Os critérios de exclusão foram: incapacidade de compreensão das instruções, demência, alterações visuais não corrigidas, alterações vestibulares, lesões ortopédicas, acidente vascular cerebral, uso de medicamentos que pudessem afetar a realização da tarefa, assim como qualquer outra alteração que afetasse a possibilidade de permanecer de pé independentemente. Esses critérios foram avaliados por meio de um questionário aplicado antes do início da coleta de dados. Além disso, a função cognitiva dos idosos foi avaliada por meio do “Miniexame do estado mental”¹⁷; o equilíbrio funcional, pelo MiniBEST Teste¹⁸; e o nível de atividade física, pelo questionário modificado de Baecke para idosos¹⁹.

Todos os participantes foram informados dos procedimentos envolvidos no estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Todos os procedimentos experimentais foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (processo nº 6123/2014).

Procedimentos

Os participantes foram instruídos a ficar em pé na posição semi-tandem (dois pés unidos, com meio pé à frente do outro) sobre uma plataforma de força (AccuGait, AMTI, Watertown, EUA). A plataforma de força registrou as forças aplicadas sobre ela nas direções anteroposterior (AP), mediolateral (ML) e vertical, bem como os momentos de força em torno desses eixos, com

uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os valores do centro de pressão (CP) foram calculados diretamente pelo software de aquisição de dados Balance Clinic.

Os participantes realizaram quatro condições experimentais com o uso do sistema âncora e uma condição sem. Para as tentativas com o sistema âncora, dois cabos maleáveis com cargas de 125 g fixadas nas extremidades distais foram usados. As quatro condições com o uso do sistema âncora foram: âncora-mão, âncora-mão-presilha, âncora-antebraço e âncora-ombro (Figura 1).

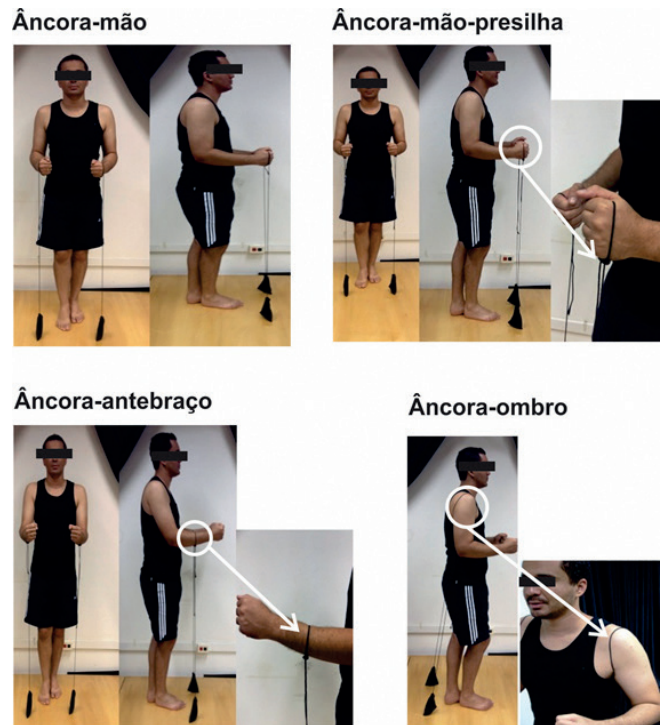


Figura 1. Fotos ilustrativas das diferentes condições experimentais com o uso do sistema âncora. Os círculos e as setas foram colocados para destacar os detalhes da colocação das âncoras.

Na condição âncora-mão, os participantes foram instruídos a segurar uma âncora em cada mão. Seu cabo era enrolado uma ou duas vezes em torno da palma da mão, e os participantes o seguravam com os dedos, sendo solicitados a mantê-lo esticado, mas sem retirar a carga do chão. Como nas condições de âncora no antebraço e no ombro, as âncoras foram fixadas com uma presilha do tipo ponteira (Naigell Botões, São Paulo), incluímos também uma condição com as âncoras nas mãos fixadas com as presilhas (âncora-mão-presilha). Na condição âncora-antebraço, as âncoras foram posicionadas bilateralmente na região do terço médio do antebraço, de forma que o cabo

da âncora dava uma volta no antebraço, era então fixada com a presilha, e o cabo exercia uma pequena pressão sobre a pele (isso foi controlado de forma que a deformação da pele fosse mínima). Na condição âncora-ombro, as âncoras foram posicionadas bilateralmente em torno do ombro e fixadas no aspecto posterior do úmero, sob a articulação acromioclavicular com a presilha e o mesmo controle sobre a deformação da pele foi usado. Com base nos estudos-piloto, as âncoras nos ombros foram fixadas com a presilha na região posterior do úmero, com posicionamento também posterior da âncora com aproximadamente 15 cm de distância ao eixo do ombro, de forma que as âncoras ficassem afastadas entre si a uma distância equivalente à largura do tronco do participante.

Os participantes foram solicitados a comparecer à sessão experimental vestindo camiseta cavada para facilitar a fixação das âncoras nos ombros. Em todas as condições experimentais, os participantes mantiveram o cotovelo com um ângulo próximo de 90°, de tal forma que o antebraço ficou aproximadamente paralelo ao solo. Com as âncoras fixadas pelas presilhas, o comprimento dos cabos das âncoras foi ajustado para que se esticassem, permanecendo todo o período de coleta em contato com o solo. Para cada condição experimental, os participantes realizaram três tentativas com 60 s de duração cada uma (totalizando 15 tentativas), e todas foram coletadas de forma randômica em um único dia.

Análise dos dados

Os dados do CP foram filtrados com um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 5 Hz. Após esse procedimento, calculamos a área da elipse ajustada ao deslocamento do CP, a amplitude média de oscilação (AMO) e a velocidade média de oscilação (VMO). Para calcular a área da elipse, ajustamos uma elipse contendo 95% dos dados de deslocamento do CP aos valores do CP²⁰. A AMO foi calculada como o desvio-padrão da série temporal do deslocamento do CP nas direções AP e ML, após a remoção de qualquer tendência nos dados²⁰. Para a VMO, calculamos primeiramente a amplitude de oscilação (subtração da posição média do CP de cada ponto registrado na série temporal nas direções AP e ML). A VMO foi calculada como a média da primeira derivada da amplitude de oscilação de cada tentativa nas direções AP e ML⁷.

Análise estatística

Para a área da elipse, realizamos análise de variância (Anova) para um fator (cinco condições experimentais) com medidas repetidas. Para as demais variáveis dependentes, realizamos análise de variância multivariada (Manova) para um fator (cinco condições) com medidas repetidas, tendo como variáveis dependentes as direções AP e ML de cada variável calculada (i.e., AMO e VMO). Testes *a posteriori* de Bonferroni foram usados para identificar diferenças entre os níveis se algum efeito fosse identificado. Para a Anova e Manova, calculamos o poder dessas análises. O nível de significância adotado foi de 0,05.

RESULTADOS

Caracterização da amostra

Os idosos participantes do presente estudo apresentam as funções cognitivas preservadas de acordo com os valores do “Miniexame do estado mental” (25,6±4 pts.), considerados fisicamente ativos pela pontuação obtida no questionário modificado de Baecke para idosos (13,4±7,3 pts.) e têm um bom equilíbrio funcional como atestado pelo Mini-BESTest (25,3±3,1 pts.).

Área da elipse

A Anova identificou efeito principal de condição ($F_{4,116}=6,599$; $p\leq 0,0001$; poder=0,990). A área da elipse foi maior para a condição sem âncora do que para a condição âncora-mão ($p=0,026$), âncora-mão-presilha ($p\leq 0,0001$) e âncora-antebraço ($p=0,007$) (Figura 2A).

AMO

A Manova apontou efeito principal de condição (Wilk's Lambda=0,753; $F_{8,230}=4,390$; $p\leq 0,0001$; poder=0,996), e a análise univariada apontou efeito somente para a direção AP ($F_{4,116}=8,547$; $p\leq 0,0001$; poder=0,999). A AMO foi maior para a condição sem âncora em comparação à condição de âncora-mão ($p=0,037$), âncora-mão-presilha ($p\leq 0,0001$) e âncora-antebraço ($p=0,030$), além de ter sido maior para a condição de âncora-ombro do que para a condição âncora-mão-presilha ($p=0,028$) (Figura 2B).

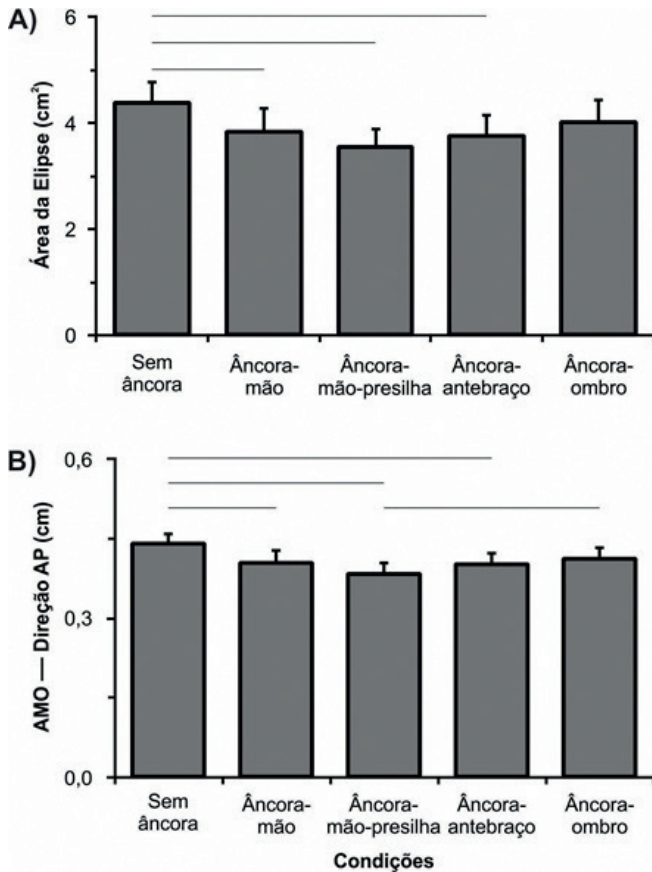


Figura 2. Média e erro-padrão da média para a área da elipse (A) e AMO na direção AP (B). As linhas horizontais indicam as diferenças entre os pares.

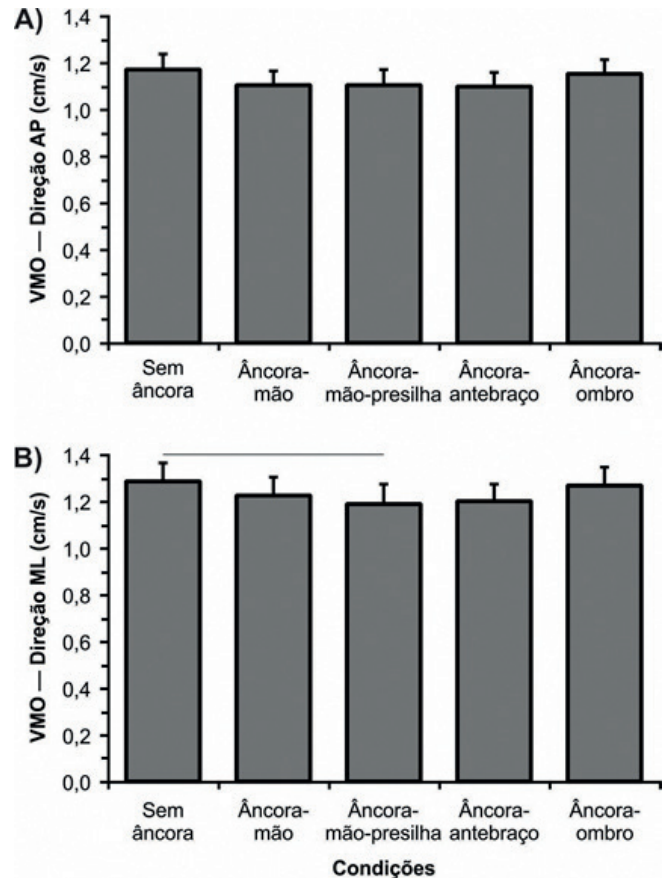


Figura 3. Média e erro-padrão da média para a VMO nas direções AP (A) e ML (B). A linha horizontal indica a diferença entre os pares.

VMO

A Manova apontou efeito principal de condição (Wilk's Lambda=0,844; $F_{8,230}=2,544$; $p=0,011$; poder=0,910), e o teste univariado encontrou efeito nas duas direções (AP: $F_{4,116}=3,726$; $p=0,007$; poder=0,874 | ML: $F_{4,116}=4,065$; $p=0,004$; poder=0,904). Para a direção AP, a análise *a posteriori* não identificou diferença entre as condições (Figura 3A). Na direção ML, a VMO foi maior para a condição sem âncora do que para a condição âncora-mão-presilha ($p=0,003$) (Figura 3B).

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito do uso do sistema âncora em diferentes pontos de contato (mão, antebraço e ombro) sobre a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta. Os resultados

mostraram que o uso da âncora no antebraço resultou em uma redução na oscilação corporal equivalente à observada com a âncora-mão. Entretanto a fixação da âncora no ombro não contribuiu para reduzir a oscilação corporal. Além disso, o uso da presilha não afetou a contribuição do sistema âncora para reduzir a oscilação corporal. Esses resultados, exceto a âncora no ombro, estão de acordo com nossos estudos prévios, em que mostramos que o sistema âncora reduziu a oscilação corporal de idosos durante a manutenção da postura ereta^{3,15} e durante o andar na posição tandem¹⁶.

Os resultados do presente estudo confirmam parcialmente sua hipótese, já que a fixação da âncora no ombro não reduziu a oscilação corporal. Krishnamoorthy et al.¹⁰ argumentaram que o efeito do toque leve não depende da densidade de receptores táteis na região de contato, mas sim da posição do contato em relação ao tronco. Pontos de contato mais próximos do tronco se aproximam da vertical do corpo e parecem ser

mais efetivos para reduzir a oscilação corporal, já que informam de forma mais direta mudanças da orientação corporal em relação à vertical.

Esses autores observaram que o toque leve na região do pescoço resultou em maior redução da oscilação corporal em comparação ao toque leve da ponta do dedo em adultos jovens. Neste segundo caso, o sistema de controle postural deve separar a informação sobre a oscilação corporal da vertical e da movimentação do braço em relação ao ombro e cotovelo. Um argumento que poderia ser usado é que a densidade de receptores é menor no ombro em relação à mão. Entretanto, o limiar de discriminação de dois pontos é semelhante entre o antebraço e o ombro²¹, e os resultados indicaram redução da oscilação corporal quando as âncoras foram fixadas no antebraço, como foi discutido na sequência. Assim, não parece que a quantidade de receptores seja o motivo da ausência de efeito para as âncoras no ombro.

O principal fator que contribuiu para essa ausência de efeito com o sistema âncora para o ponto de contato mais próximo da vertical do corpo no presente estudo pode ser a dificuldade de fixar as âncoras nos ombros. Durante a coleta de dados, a fixação das âncoras nos ombros de forma precisa sobre a articulação acromioclavicular foi a mais difícil entre as condições, por se tratar de uma região com diversos acidentes ósseos. Em um pequeno número de condições, foi necessário repetir ao final das condições aleatorizadas a condição âncora-ombro, pois houve perda da posição correta da âncora durante a coleta de dados. Assim, essa limitação deve ser abordada em estudos futuros.

No antebraço, entretanto, o uso da âncora foi tão efetivo quanto o uso da âncora na mão. Esse resultado está de acordo com um estudo envolvendo o toque leve no antebraço¹¹. Norrsell et al.¹¹ mostraram que o toque leve na região do antebraço reduziu a oscilação corporal de adultos jovens. Os resultados do presente estudo reforçam o fato de que a densidade de receptores não é o fator mais importante para adicionar informação háptica para o sistema de controle postural, e uma novidade para a literatura é que essa noção também se aplica a idosos. De fato, o desempenho nessa faixa etária é comparável ao desempenho de adultos jovens em tarefas de percepção háptica que envolvem a percepção das propriedades dos objetos como forma e comprimento. A exploração háptica de objetos tridimensionais e o consequente reconhecimento das formas e características de sua superfície não sofrem influência da idade avançada^{22,23}. Além disso, a percepção do comprimento de hastes de

madeira ou raquetes de tênis por meio da exploração háptica também não é afetada pelo avanço da idade^{24,25}.

A ausência de diferença na percepção háptica entre adultos jovens e idosos pode estar relacionada à exploração ativa presente nessas tarefas. Gibson²⁶ mostrou que a exploração ativa de objetos permitiu a sua correta identificação em 95% das tentativas, ao passo que a estimulação passiva dos mesmos objetos resultou em uma identificação correta em apenas 49%.

A exploração ativa pode também auxiliar na explicação da ausência de efeito para as âncoras fixadas nos ombros. Com as âncoras posicionadas nos antebraços, é possível explorar mais ativamente as âncoras do que quando elas estão posicionadas nos ombros. Com as âncoras nos antebraços, a movimentação sutil dos cotovelos permite explorá-las ativamente e obter informação sensorial de melhor qualidade, como sugerido por Gibson^{26,27}. No caso dos ombros, a exploração ativa depende mais da movimentação do tronco em relação à pélvis ou mesmo do corpo como um todo em relação ao tornozelo. Nesse caso, a exploração ativa pode aumentar consideravelmente o deslocamento do centro de massa, reduzindo a margem de estabilidade do indivíduo. Nesse sentido, a informação háptica não está restrita a um ou poucos receptores que são estimulados passivamente, mas fundamentalmente está presente nos ciclos de percepção-ação que caracterizam a exploração do objeto.

Em síntese, o uso do sistema âncora nos antebraços reduziu a oscilação corporal da mesma forma que a âncora tradicional. O uso da presilha não comprometeu o funcionamento do sistema âncora. A vantagem do sistema âncora em relação ao paradigma do toque leve reside na sua facilidade de uso em diferentes contextos, como aulas de educação física e na prática clínica. Diferentemente do paradigma do toque leve, que necessita de uma superfície de suporte rígida e estável, o que dificulta seu uso em situações mais dinâmicas, o sistema âncora é de baixo custo e permite uma flexibilidade de uso muito grande, incluindo seu uso concomitante à prática de tarefas dinâmicas.

Na prática clínica, em sessões de fisioterapia, o sistema âncora pode ser usado em programas de treinamento de equilíbrio para idosos, indivíduos com déficits vestibulares, paralisados cerebrais, entre outros. Além disso, por conta da simplicidade do sistema âncora, é possível também indicar seu uso não supervisionado em casa como complemento às sessões de fisioterapia. No entanto, estudos futuros deverão indicar a quantidade de prática necessária, assim como as melhores atividades que podem ser usadas com o sistema âncora para potencializar a reabilitação desses pacientes.

REFERÊNCIAS

1. Siqueira FV, Facchini LA, Silveira DS, Piccini RX, Tomasi E, Thumé E, et al. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. *Cad Saúde Pública*. 2011;27(9):1819-26. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-311X2011000900015>.
2. Fhon JRS, Rosset I, Freitas CP, Silva AO, Santos JLF, Rodrigues RAP. Prevalence of falls among frail elderly adults. *Rev Saúde Pública*. 2013;47(2):266-73. doi: 10.1590/S0034-8910.2013047003468.
3. Moraes R, Mauerberg-deCastro E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. *Motriz Rev. Educ. Fís*. 2009;15(2):263-72.
4. Choy NL, Brauer S, Nitz J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2003;58(6):525-30.
5. Jeka JJ. Light touch contact as a balance aid. *Phys Ther*. 1997;77(5):476-87.
6. Mauerberg-deCastro E, Moraes R, Tavares CP, Figueiredo GA, Pacheco SCM, Costa TDA. Haptic anchoring and human postural control. *Psychol Neurosci*. 2014;7(3):301-18. doi: <http://dx.doi.org/10.3922/j.psns.2014.045>.
7. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res*. 1994;100:495-502.
8. Baccini M, Rinaldi LA, Federighi G, Vannucchi L, Paci M, Masotti G. Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age Ageing*. 2007;36(1):30-5.
9. Lackner JR, Rabin E, DiZio P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. *Exp Brain Res*. 2001;139(4):454-64.
10. Krishnamoorthy V, Slijper H, Latash ML. Effects of different types of light touch on postural sway. *Exp Brain Res*. 2002;147(1):71-9. doi: <https://dx.doi.org/10.1007/s00221-002-1206-6>.
11. Norrsell U, Backlund H, Göthner K. Directional sensibility of hairy skin and postural control. *Exp Brain Res*. 2001;141(1):101-9. doi: 10.1007/s002210100850.
12. Mauerberg-deCastro E. Developing an “anchor” system to enhance postural control. *Motor Control*. 2004;8(3):339-58.
13. Mauerberg-deCastro E, Lucena CS, Cuba BW, Boni RC, Campbell DF, Moraes R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a nonrigid tool. *Adapt Phys Activ Q*. 2010;27(3):208-25.
14. Mauerberg-deCastro E, Moraes R, Campbell DF. Short-term effects of the use of non-rigid tools for postural control by adults with intellectual disabilities. *Motor Control*. 2012;16(2):131-43.
15. Freitas MBZ, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Intermittent use of an “anchor system” improves postural control in healthy older adults. *Gait Posture*. 2013;38(3):433-37. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.004.
16. Costa AA, Mancioi PA, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Haptic information provided by the “anchor system” reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. *Neurosci Lett*. 2015;609:1-6. doi: 10.1016/j.neulet.2015.10.004.
17. Brucki SM, Nitrini R, Caramelli P, Bertolucci PH, Okamoto IH. Suggestions for utilization of the mini-mental state examination in Brazil. *Arq Neuropsiquiatr*. 2003;61(3-B):777-81.
18. Maia AC, Rodrigues-de-Paula F, Magalhães LC, Teixeira RLL. 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. *Braz J Phys Ther*. 2013;17(3):195-217. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552012005000085>.
19. Mazo GZ, Mota J, Benedetti TB, Barros MVG. Validade concorrente e reprodutibilidade: teste-reteste do Questionário de Baecke modificado para idosos. *Rev Bras Ativ Fis Saúde*. 2001;6(1):5-11.
20. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(3):183-92. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>.
21. Gardner EP, Johnson KO. Touch. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, Siegelbaum SA, Hudspeth AJ, editors. *Principles of neural science*. New York: McGraw-Hill Medical, 2013. p. 498-529.
22. Norman JF, Crabtree CE, Norman HF, Moncrief BK, Herrmann M, Kapley N. Aging and the visual, haptic, and cross-modal perception of natural object shape. *Perception*. 2006;35(10):1383-95.
23. Norman JF, Kappers AM, Beers AM, Scott AK, Norman HF, Koenderink JJ. Aging and the haptic perception of 3D surface shape. *Atten Percept Psychophys*. 2011;73(3):908-18. doi: 10.3758/s13414-010-0053-y.
24. Carello C, Thuot S, Turvey MT. Aging and the perception of a racket’s sweet spot. *Hum Mov Sci*. 2000;19(1):1-20. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457\(99\)00044-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-9457(99)00044-5).
25. Chang CH, Wade MG, Stoffregen TA, Ho HY. Length perception by dynamic touch: the effects of aging and experience. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci*. 2008;63(3):P165-70. doi: <https://doi.org/10.1093/geronb/63.3.P165>.
26. Gibson JJ. Observations on active touch. *Psychol Rev*. 1962;69:477-91.
27. Gibson JJ. *The senses considered as perceptual systems*. Boston: Houghton Mifflin Company, 1966.