

Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos

Effects of the anchor system on postural control in older adults

Juliana Bayeux Dascal¹
Victor Hugo Alves Okazaki¹
Eliane Mauerberg-deCastro²

Resumo – O número de quedas durante o envelhecimento é alto e suas consequências podem ser drásticas. Neste contexto, a manutenção da capacidade de equilíbrio exerce papel fundamental para que o idoso tenha possibilidade de realizar suas atividades cotidianas. Por conseguinte, a utilização de ferramentas de intervenção e de tratamento para o desenvolvimento do equilíbrio torna-se essencial. Neste estudo, foi analisado o sistema âncora como possível ferramenta, em potencial, para diminuir a oscilação corporal em idosos e adultos jovens. Os idosos apresentaram maior oscilação corporal que os adultos jovens. A ausência da informação visual provocou maior instabilidade postural para ambos os grupos. O sistema âncora demonstrou proporcionar maior estabilização no controle da postura. Deste modo, o sistema âncora pode ser uma ferramenta útil para o auxílio na estabilização da postura.

Palavras-chave: Atividade motora; Envelhecimento; Postura; Visão.

Abstract – Falls are common during aging, and can have drastic consequences. Within this context, maintaining the ability to balance plays an essential role in enabling older adults to continue to perform their daily activities. Therefore, the use of interventional and treatment tools for development of balance becomes essential. The objective of this study was to analyze the anchor system as a potential tool for decreasing body sway in older and young adults. Older adults had more postural sway than their young counterparts. The absence of visual information led to larger instability in both groups. The anchor system improved postural stability of both groups. Thus, it may be a useful tool for posture stabilization in old and young adults.

Key words: Aging, Motor activity; Posture; Vision.

1 Universidade Estadual de Londrina. Departamento de Educação Física. Londrina, PR. Brasil.

2 Universidade Estadual Paulista. Departamento de Educação Física. Rio Claro, SP. Brasil.

Recebido em 11/09/11
Revisado em 20/10/11
Aprovado em 01/12/11



Licença
Creative Commons

INTRODUÇÃO

Cerca de 30% dos idosos caem, ao menos, uma vez ao ano no Brasil¹. De acordo com Pereira e colaboradores¹, 5% das quedas sofridas por idosos resultam em fraturas. Ainda, entre 15% e 50% das pessoas hospitalizadas em decorrência das quedas falecem no ano seguinte¹. Neste sentido, a investigação sobre o entendimento das estratégias de controle postural voltadas à manutenção do equilíbrio torna-se fundamental, principalmente, para a população idosa. Dentro deste contexto, alternativas têm sido buscadas para tentar minimizar o número de quedas e, conseqüentemente, melhorar o equilíbrio em idosos.

Recentemente, foi proposta a utilização de uma ferramenta (método) que explora a informação háptica para suplementar o sistema de controle postural para aumentar o equilíbrio². Esta ferramenta, denominada de sistema âncora, permitiria a integração cooperativa entre sistema postural e háptico, resultando na diminuição da oscilação corporal. O sistema âncora é composto por dois cabos flexíveis, cada um seguro com uma das mãos, com massas de cargas variadas, e com a porção final em contato com o solo. Ou seja, as cargas seguradas com as mãos, em contato com o solo, teriam a mesma finalidade de um navio estabilizado por âncoras. De forma geral, a partir do estabelecimento de uma seqüência de contatos entre a pele e o objeto é possível explorar, perceber e utilizar estas informações para otimizar a estabilização do corpo. Assim, as âncoras permitiriam que o sistema háptico proporcionasse mais informações capazes de auxiliar na estabilização corporal.

O sistema háptico funciona através da exploração ativa do ambiente, seja este estável ou dinâmico³. O sistema háptico pode ser entendido como o tato ativo, e envolve a interpretação de estímulos com complexos padrões espaço-temporais para integrar diversas classes de mecanorreceptores⁴. Este sistema proporciona informações sobre forma, textura, movimento e forças (inerciais, gravitacionais e de aceleração), ou seja, envolve a percepção mecânica do ambiente através de esforços do sistema cinestésico e cutâneo. Por exemplo, a realização de um toque suave de um dedo (menor que 1 N) sobre uma superfície estacionária permite diminuir a oscilação corporal⁵. Isto é explicado pelas informações hápticas suplementares fornecidas para o sistema de controle postural sobre a posição do corpo⁶.

O sistema âncora, da mesma forma, também permite a utilização da informação háptica sobre propriedades do ambiente adjacente³. Pois a exploração dinâmica entre os segmentos corporais e a ferramenta que media o contato com a superfície permite a detecção de informações do ambiente em conformidade com a dinâmica do organismo. Se existem alterações posturais no organismo, este procurará por informações que supram necessidades adaptativas imediatas. Se ocorrerem modificações no ambiente, estas serão percebidas pelo organismo, o que implicará novas adaptações. Ou seja, a extensão (i.e., ferramenta) não biológica acoplada ao segmento corporal mede informações sobre o que acontece a cada momento no ambiente. Apesar das possíveis semelhanças, existem diferenças entre a utilização da informação háptica, entre as condições de utilização do sistema âncora e do uso de um

toque leve em superfície estacionária. As informações obtidas por meio do sistema âncora ocorrem pela exploração háptica com mediação de uma ferramenta não rígida³. Por outro lado, o toque leve realizado através do contato com a superfície de apoio é direto, sem nenhuma mediação. Além disso, o sentido dos vetores de força com o toque leve é voltado para baixo, enquanto o sistema âncora possui o sentido do vetor voltado para cima, pois suas cargas estão apoiadas sobre o chão. Tais distinções tornam o uso das informações hápticas particulares, assim como seus benefícios.

O benefício da utilização do sistema âncora já foi evidenciado em adultos², crianças⁷, adultos com deficiência mental⁸, como também em rotina de um programa de atividade física para adultos com deficiência mental⁹. Deste modo, também é esperada que a utilização do sistema âncora contribua para a melhora no equilíbrio de idosos. Todavia, a investigação da utilização do sistema âncora como ferramenta em potencial para a melhora do equilíbrio em idosos não tem sido foco de estudo. Deste modo, o presente estudo analisou o efeito da utilização do sistema âncora sobre o controle postural em adultos jovens e idosos. A investigação do efeito da utilização do sistema âncora permitirá analisar os possíveis benefícios do uso desta ferramenta sobre o controle postural.

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Amostra

Participaram do estudo, 30 indivíduos saudáveis e ativos, subdivididos em dois grupos: grupo idoso (n=15, idade M=68,13 anos e DP=6,09); grupo jovem (n=15, idade M= 20,20 anos e DP=1,61). A participação dos idosos ocorreu mediante o termo de consentimento livre e esclarecido, assinado pelos idosos. Os participantes afirmaram não possuir nenhum comprometimento físico que pudesse impossibilitar sua participação no experimento. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista, Rio Claro (Protocolo Nº 6125, datado de 17/10/2006).

Instrumento e tarefa

Para a coleta de dados foi utilizada uma plataforma de força (AMTI, Accu-Gait, Watertown, MA, EUA) e o sistema de âncoras, que incluiu dois cabos flexíveis com duas cargas de 125 g atados a cada extremidade, que ficaram em contato com o solo (Figura 1). A tarefa âncora consistiu na permanência do participante descalço na posição semi- tandem (região medial da ponta do dedo de um pé encostado na região medial do calcanhar do outro pé) simultaneamente ao uso do sistema âncora, com o olhar fixo a um círculo laranja, posicionado na altura dos olhos do sujeito. A altura destas cargas foi regulada de acordo com a altura do participante. A regulagem foi feita pelo próprio participante de modo a manter a postura confortável, além de garantir que os cabos permanecessem sempre esticados um pouco à frente do indivíduo.

Todos os participantes realizaram as tarefas de controle postural com e sem a utilização do sistema âncora. A duração da tarefa foi de 40s para cada condição e tentativa, mas somente 30s foram utilizados para as análises. Foram cortados os 5s iniciais e finais, utilizados para a sincronização dos dados da plataforma de força e das câmeras filmadoras. A sincronização, feita manualmente com uma espécie de lanterna, acionava uma luz durante uma batida sobre um dos cantos da plataforma de força. O pico produzido no sinal da plataforma e o pulso luminoso foram usados para a sincronização dos instrumentos (cinemática e cinética). As seguintes condições experimentais foram utilizadas sempre com o participante posicionado sobre a plataforma de força: (1) Permanência em pé na posição semi-tandem, com o olhar fixo em um círculo projetado no centro de uma tela branca posicionada a 1,20 m de distância do participante, sem o uso do sistema âncora (visão – sem âncora) e com o uso do sistema âncora (visão – com âncora); (2) Permanência em pé na posição semi-tandem com oclusão da visão sem o uso do sistema âncora (sem visão – sem âncora) e com o uso do sistema âncora (sem visão – com âncora). A oclusão da informação visual foi utilizada por demonstrar magnificar os efeitos da oscilação corporal^{10,11,12}. Deste modo, permitindo a análise do sistema âncora ainda em situações de maior instabilidade para o controle postural.

Procedimentos

Durante todo o experimento, o participante foi monitorado com duas câmeras de filmagem. O participante foi sempre auxiliado por um pesquisador que o ajudava no posicionamento sobre a plataforma de força e servia de segurança durante o experimento. No caso específico da condição sem visão, o participante colocou, com o auxílio do pesquisador, a venda para os olhos somente após ter se posicionado sobre a plataforma de força. O pesquisador permaneceu perto do participante durante toda a tentativa como elemento de segurança, caso o participante perdesse o equilíbrio. Os participantes realizaram três tentativas para cada condição e o intervalo entre as tentativas foi de 1 minuto. O tempo total de realização das tarefas foi de, aproximadamente, 1 hora. A ordem de realização das condições experimentais foi aleatorizada.

Tratamento dos dados

Os dados das variáveis investigadas foram analisados através de programas escritos em linguagem MATLAB (versão 5.3 – Math Works Inc.). As variáveis (dispersão da oscilação postural na direção médio-lateral e amplitude de oscilação na direção médio-lateral) foram analisadas após passarem pelo processo de “janelamento” dos dados. O janelamento dos dados foi realizado com base em estudos prévios (cf.¹³). Os dados de cada tentativa foram divididos em intervalos de 40 janelas, cada qual com duração de 0,75 s (ou 45 quadros). A média destes intervalos foi calculada e posteriormente submetida à análise estatística. A filtragem dos dados foi feita com o filtro

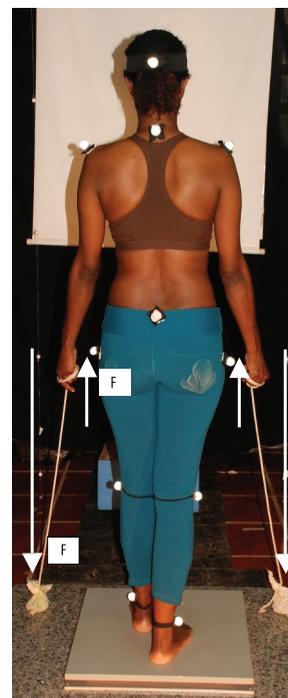


Figura 1. Esquema do sistema âncora e as forças (F) que atuam sobre o sistema.

de Butterworth e a frequência de corte utilizada foi de 3Hz. As forças nas direções médio-lateral, antero-posterior e vertical e os momentos de força em torno destes eixos foram registrados com uma frequência de amostragem de 60Hz. O deslocamento do centro de pressão (COP) foi calculado *on-line* pelo programa de coleta de dados Balance Clinic.

Análise estatística

A comparação entre as variáveis dependentes foram realizadas por meio de uma Análise de Variância com três fatores (Anova), 2 grupos (adultos jovens e idosos) x 2 condições da tarefa (sem âncora e com âncora) x 2 condições visuais (sem visão e com visão), com medidas repetidas nos últimos dois fatores. As comparações posteriores foram realizadas por meio do teste de post hoc de Tukey. A significância foi estabelecida em $P < 0,05$.

RESULTADOS

A variável de dispersão da oscilação na direção médio-lateral apresentou efeito significativo para o fator Grupo ($F_{1,28} = 22,95$; $P < 0,001$) (Figura 2), no qual os testes post hoc demonstraram superioridade de oscilação para o grupo de idosos (0,219cm), em comparação ao grupo de adultos jovens (0,162cm) (Figura 3); para o fator Condição da Tarefa ($F_{1,28} = 8,845$; $P < 0,01$), sendo que, nas condições em que o sistema âncora não foi utilizado, os participantes oscilaram mais (0,200cm) em comparação às condições em que o sistema âncora foi utilizado (0,181cm) (Figura 3); para o fator Condição Visual ($F_{1,28} = 89,90$; $P < 0,001$), com menores oscilações nas condições em que a visão estava presente (0,149cm), em comparação às condições em que a visão estava ocluída (0,232cm) (Figura 3); e para a interação dos fatores Grupo, Condição da Tarefa e Condição Visual ($F_{1,28} = 9,12$; $P < 0,01$). Os testes post hoc de Tukey demonstraram que o sistema âncora foi efetivo em minimizar a oscilação postural, tanto na ausência como na presença da informação visual. Entretanto, na maioria das condições investigadas e para ambos os grupos, a ausência da informação visual aumentou mais a oscilação postural em comparação às condições em que o sistema âncora não era utilizado.

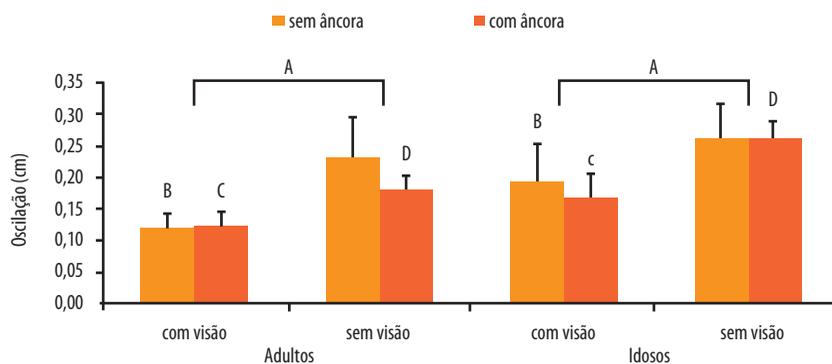


Figura 2. Dispersão da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, com e sem a utilização do sistema âncora para adultos jovens e idosos.

Nota: A → Diferença entre as condições visuais ($P < 0,05$). B, C e D → Diferença entre os grupos etários ($P < 0,05$).

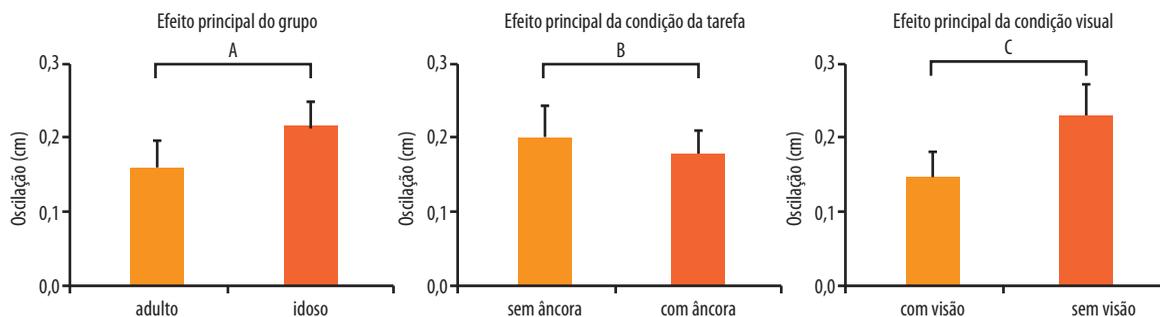


Figura 3. Dispersão da oscilação corporal na direção médio lateral. Nota: Efeito principal de: A - grupo (adulto e idoso); B - condição da tarefa (sem âncora e com âncora); e C - da condição visual (com visão e sem visão) para a variável dispersão da oscilação corporal na direção médio-lateral.

A variável amplitude de oscilação indicou efeito significativo para o fator Grupo ($F_{1,28}=32,35$; $P<0,001$) (Figura 4), sendo que o teste post hoc revelou maiores valores para a amplitude de oscilação para o grupo de idosos (0,487cm), em comparação ao grupo de adultos jovens (0,347cm) (Figura 5); para o fator Condição da Tarefa ($F_{1,28}=10,35$; $P<0,005$), o qual revelou, através do teste post hoc, que nas condições em que o âncora foi utilizado (0,396cm), os participantes oscilaram menos em comparação às condições em que o âncora não foi utilizado (0,437cm) (Figura 5); e para o fator Condição Visual ($F_{1,28}=135,42$; $P<0,001$). Para este fator, o teste post hoc revelou que, nas condições em que a visão foi ocluída, os indivíduos oscilaram mais (0,506cm) em comparação às condições em que a visão não foi incluída (0,327cm) (Figura 5).

Os resultados também apresentaram efeito significativo para a interação Grupo, Condição da Tarefa e Condição Visual ($F_{1,28}=8,69$; $P<0,01$). Mais especificamente, a interação das análises para cada grupo demonstrou que tanto para o grupo de adultos como para o grupo de idosos, em todas as condições em que a visão era ocluída, a amplitude de oscilação aumentava; entretanto, na maioria das condições em que o sistema âncora foi utilizado ($P_s<0,05$), a amplitude de oscilação era minimizada; as exceções ocorreram somente nas condições em que a oclusão da visão e utilização do sistema âncora foram comparadas às condições sem oclusão da visão e não utilização do sistema âncora (para estas comparações o efeito da condição visual se sobrepôs ao efeito da condição da tarefa). Portanto, de maneira geral os resultados demonstraram um efeito positivo perante a utilização do sistema âncora pelos dois grupos etários avaliados.

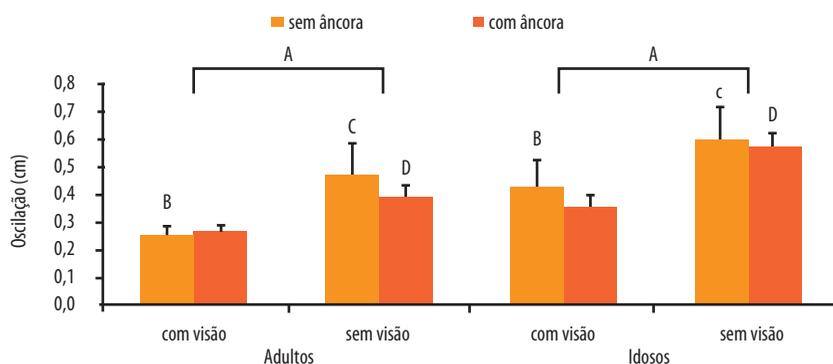


Figura 4. Amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, com e sem a utilização do sistema âncora para adultos jovens e idosos. Nota: A → Diferença significativa entre as condições visuais. B, C e D → Diferença significativa entre os grupos etários.

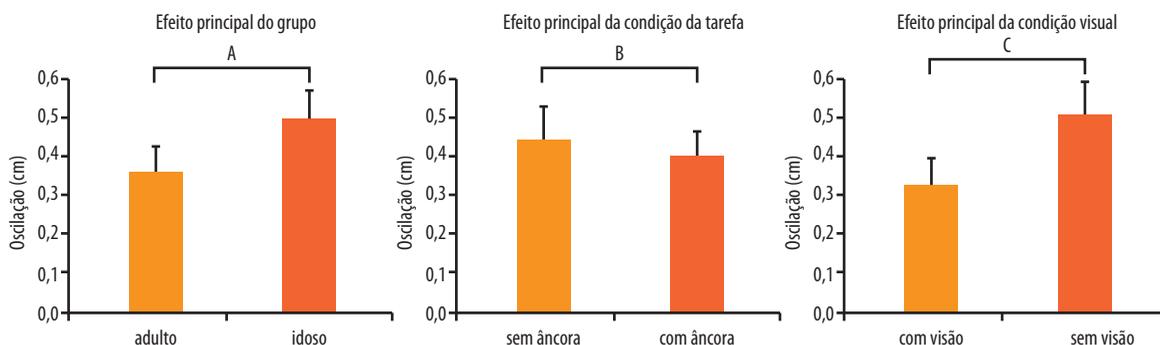


Figura 5. Amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral.

Nota: Efeito principal de: A - grupo (adulto e idoso); B - condição da tarefa (sem âncora e com âncora); C - da condição visual (com visão e sem visão) para a variável amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral.

DISCUSSÃO

Os idosos apresentam maior oscilação corporal em comparação aos adultos jovens, conforme já esperado e relatado na literatura^{10,14}. Esta maior oscilação para os idosos, no presente estudo, foi explicada pelos efeitos degenerativos decorrentes do envelhecimento^{15,16}. Em função dos conhecidos benefícios proporcionados pela atividade física^{17,18,19}, sua prática foi sugerida para a melhora do equilíbrio como fator capaz de retardar o efeito do envelhecimento.

A oclusão da informação visual aumentou a oscilação corporal de adultos jovens e idosos. Estes resultados estão de acordo com estudos prévios que demonstraram a importância das informações visuais no controle postural^{11,20}. No caso específico dos idosos, as alterações no uso da informação sensorial no controle do equilíbrio podem estar relacionadas ao processo de aquisição e de refinamento da informação sensorial e da ativação muscular. Mais especificamente, para que a postura se mantenha estável, deve haver flexibilidade do sistema de controle postural, isto é, o sistema deverá ser capaz de se adaptar continuamente às demandas ambientais²¹. Em particular, a visão tem papel fundamental para a regulação da postura, pois fornece informação sobre o próprio indivíduo e sobre o ambiente²². Além da importância da visão, também tem sido demonstrada a contribuição do sistema háptico para a regulação do equilíbrio^{2,6}.

O toque leve pode reduzir a oscilação corporal por meio da contribuição do sistema háptico para a regulação do equilíbrio⁶. Com a utilização do toque leve, a informação visual pode não ser a fonte predominante para o controle postural, e sim aquela que proporcionar informações mais acuradas e corretas num determinado momento²³. Portanto, seria possível, tanto para adultos jovens como para idosos, diminuir a oscilação corporal com o toque leve²⁴. A partir da percepção baseada nas informações decorrentes de ações nos músculos (consciência das magnitudes e das direções de implementos e dos membros por meio de esforço muscular) é possível, continuamente, reunir, transformar e manter a postura e com isso, permitir a manutenção da orientação do corpo, dos membros e dos implementos²⁵. Quando uma pessoa segura um objeto e o movimentar, a percepção baseada nos músculos permitirá que ela obtenha informações

das propriedades físicas do objeto, da produção de torques, dos movimentos angulares e das deformações musculares que mudam ao longo do tempo. Estes parâmetros constituem informação importante sobre a percepção das dimensões não modificáveis do objeto²⁵.

O idoso apresenta perdas globais associadas com o sistema de percepção baseada nos músculos. Quando comparado ao adulto jovem, os ganhos funcionais do idoso serão sempre insuficientes em tarefas que hipoteticamente privilegiam a exploração háptica. Entretanto, do ponto de vista adaptativo, competir com a alta dependência do controle postural com a informação visual forneceria ao sistema háptico uma dupla demanda: primeiro, a de inibir os efeitos de deterioração postural por conta da ausência de recebimento de informação visual; e, segundo, a de maximizar a informação de origem intrínseca gerada nos músculos e nos tendões à medida que estes respondem às forças gravito-inerciais decorrentes do acoplamento com a ferramenta não-rígida, o sistema âncora.

Os idosos analisados, ao explorar o sistema âncora, podem ter oscilado mais como tentativa de obter melhores informações deste sistema com cabos flexíveis (âncora). Esta estratégia, entretanto, resultou em maior instabilidade em comparação ao grupo de adultos jovens. Os idosos também demonstraram uma possível necessidade de tempo para adaptação à perturbação criada pela ausência da visão e um tempo de aprendizagem para otimizar a utilização da informação háptica por meio do sistema âncora. Adultos jovens conseguem regular a postura ao mesmo tempo ou com pequenos atrasos temporais de acordo com o toque que realizavam em uma superfície rígida²⁴. Por outro lado, os idosos necessitam de um maior tempo de adaptação aos estímulos manipulados, pois apresentavam um acoplamento temporal à frente do estímulo visual em relação ao toque leve sob uma superfície rígida²⁴.

De maneira geral, o sistema âncora demonstrou ser uma ferramenta que auxilia na melhora do controle postural. No presente estudo, foi realizada uma única sessão com manipulações da base de suporte, da visão, e da utilização do sistema âncora. Somente considerando todas estas manipulações o efeito do sistema âncora foi positivo. O efeito positivo da utilização do sistema âncora, possivelmente, poderia ser maximizado com o aumento na amostra do estudo ou por meio de um período de treinamento com os grupos. Por exemplo, Carello et al.²⁵ têm proposto uma linha de trabalho baseada no treinamento da utilização da sensibilidade preservada (que não sofreu qualquer tipo de lesão) para obtenção de maiores informações providas das propriedades inerciais dos objetos. O treinamento de indivíduos através da exploração e utilização de objetos com variadas distribuições de massa poderia aumentar a consciência que os indivíduos têm dos diferentes padrões de forças musculares no contexto de exigências diferentes da tarefa. Realizar tarefas com músculos do corpo todo, e não somente com o membro afetado, poderia aumentar a resposta da deformação de forma distribuída e, conseqüentemente, melhor sintonizá-la com as propriedades inerciais de objetos e de membros relevantes para o controle

das ações. Além de estimular o organismo, é interessante focar, também, as intervenções em função da interação do sistema organismo-ambiente, por exemplo, através da criação de implementos que maximizem a deformação do tecido relevante para o controle de objetos.

CONCLUSÃO

Pode-se sugerir que o sistema âncora é uma ferramenta importante para melhorar o controle postural, visto que propiciou informação háptica útil ao sistema postural, de forma a proporcionar maior estabilidade com a sua utilização. Deste modo, o sistema âncora foi sugerido, associado à intervenção prática, para proporcionar melhor exploração e proveito da informação háptica. Mais estudos são sugeridos para analisar possíveis benefícios do sistema âncora em função de períodos de intervenção com esta ferramenta tanto em idosos como em outras populações que possam ter o equilíbrio comprometido.

Agradecimento

À CAPES/Brasil pela bolsa de doutorado da primeira autora. Ao MEC/Sesu pela bolsa de tutor PET (Programa de Educação Tutorial) ao segundo autor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Pereira SRM, Buksman S, Perracini M, Py L, Barreto KML, Leite VMM. Quedas em idosos. In: Jatene FB, Cutait R, Eluf Neto J, Nobre MR, Bernardo WM, organizadores. Projeto diretrizes. São Paulo: Associação Médica Brasileira; 2002. p. 405-14.
2. Mauerberg-deCastro E. Developing an “anchor” system to enhance postural control. *Motor Control* 2004;8(3):339-58.
3. Mauerberg-deCastro E, Calve T, Viveiros FF, Polanszyck SD, Cozzani MV. Um tutorial sobre percepção háptica no controle postural: Ilustrando um sistema “âncora” e suas aplicações na reabilitação e na atividade física adaptada. *Revista Sobama* 2003;8(1):7-20.
4. Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Katz IC, Lamantia AS, Mcnamara JO, Williams SM. *Neurociências*. Porto Alegre: Artmed, 2005.
5. Kouzaki M, Masani K. Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. *Exp brain res* 2008;188:153-8.
6. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp brain res* 1994;100:495-502.
7. Calve T, Mauerberg-deCastro E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. *Motriz* 2006;11:199-204.
8. 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;27:208-25.
9. Polanczyk SD, Mauerberg-deCastro E. Using an anchor system as a training tool to improve postural control in individuals with mental retardation. *J Braz Adapt Motor Activ* 2007;12(1):332-3.
10. Stelmach GE, Teasdale N, Difabio RP, Phillips J. Age related decline in postural control mechanisms. *Int J Aging Hum Dev* 1989;29:205-23.
11. Freitas Junior P, Barela JA. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. *Rev Port Cien Desp* 2006;6(1):94-105.
12. Kapoula Z, Lê T. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old adults. *Exp Brain Res* 2006;173(3):438-45.

13. Riley MA, Stoffregen TA, Grocki MJ, Turvey MT. Postural stabilization for the control of touching. *Hum Mov Sci* 1999;18:795-817.
14. Redfern MS, Müller MLTM, Jennings JR, Furman JM. Attentional dynamics in postural control during perturbations in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2002;57:298-303.
15. Gillespie I, Gillespie W, Robertson M, Lamb S, Cumming R, Rowe B. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst Rev* 2003;4:CD000340.
16. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
17. Perrin PP, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *Br J Sports Med* 1999;33:121-6.
18. Gauchard GC, Jeandel C, Tessier A, Perrin PP. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. *Neurosci Lett* 1999;273:81-4.
19. Hoeppe SC, Rimmer JH. Postural balance and self-reported exercise in older adults. *Adapt Phys Activ Q* 2000;17:69-77.
20. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepherd JT, editors. *Handbook of physiology*. New York: Oxford University Press; 1996. p. 295-292.
21. Barela J, Jeka JJ, Clark JE. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. *Infant Behav Dev* 1999;22(1):87-102.
22. Gibson JJ. *The ecological approach to visual perception*. London: Lawrence Erlbaum Associates; 1986.
23. Bonfim TR, Polastri PF, Barela JA. Efeito do toque suave e da informação visual no controle da posição em pé de adultos. *Rev bras Educ Fis Esp* 2006;20(1):15-25.
24. Allison LK, Kiemel T, Jeka JJ. Multisensory reweighting of vision and touch is intact in healthy and fall-prone older adults. *Exp Brain Res* 2006;175(2):342-52.
25. Carello C, Silva P, Kinsella-Shaw J, Turvey M. Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. *Rev Bras Fisioter* 2008;12(5):339-50.

Endereço para correspondência

Juliana Bayeux Dascal
Universidade Estadual de Londrina.
Campus Universitário
Rodovia Celso Garcia Cid / PR 445 km
380. Caixa Postal 6001
86051-990 - Londrina, PR. Brasil.
E-mail: jbdascal@yahoo.com.br