

# Uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduz a oscilação corporal em idosos

CDD. 20.ed. 612.67  
612.76

<http://dx.doi.org/10.1590/1807-55092015000300487>

Luciana Oliveira dos SANTOS\*  
Fernando Henrique Venancio MOURA\*\*  
Eliane MAUERBERG-deCASTRO\*\*\*  
Renato MORAES\*\*

\*Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

\*\*Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

\*\*\*Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista - Rio Claro.

## Resumo

O propósito do presente estudo foi comparar o efeito do uso do sistema âncora bilateralmente e unilateralmente (mão dominante e mão não dominante) em idosos em duas condições visuais (com e sem visão disponível). Para tanto, 14 idosos ficaram na posição semi tandem sobre uma plataforma de força. Eles realizaram oito condições experimentais combinando o uso do sistema âncora (duas mãos, mão dominante, mão não dominante e sem âncora) e a disponibilidade de visão (com e sem). Os resultados da área da elipse ajustada ao deslocamento do centro de pressão (CP) e da velocidade média de oscilação do CP mostraram que as condições realizadas com a âncora nas duas mãos e com a âncora na mão não dominante reduziram a oscilação corporal e a velocidade de oscilação em comparação à condição sem âncora. Além disso, a presença de visão também reduziu a área da elipse e a velocidade média de oscilação. No geral, portanto, o sistema âncora se mostrou um instrumento eficaz que permitiu aos participantes idosos diminuir a oscilação corporal, favorecendo a melhora do equilíbrio. Apesar disso, o efeito da adição de informação háptica foi similar nas diferentes condições visuais testadas, sugerindo que a informação háptica adicional fornecida por meio do sistema âncora tem um peso constante e, portanto, não varia em função das alterações da disponibilidade de visão. Além disso, esses resultados contradizem estudos anteriores que utilizaram o paradigma do toque leve. Diferenças entre os paradigmas do toque leve e do sistema âncora e assimetrias inter-hemisféricas em tarefas de percepção háptica foram usados para explicar essas contradições.

**PALAVRAS-CHAVE:** Informação háptica; Dominância manual; Controle da postura; Envelhecimento.

## Introdução

A presença de instabilidades posturais faz com que os idosos tenham medo de cair, o que acaba por limitar sua mobilidade e pode causar incapacidades na idade avançada<sup>1</sup>. Essas quedas, geralmente associadas a instabilidades posturais, decorrem de problemas nos sistemas sensoriais, motores e/ou de processamento central<sup>2</sup>. Os diferentes componentes desses três sistemas podem ser afetados por patologias específicas ou por perdas progressivas decorrentes do próprio processo de envelhecimento. Assim, é importante para profissionais da área da saúde buscar novas estratégias de intervenção que permitam uma melhora da função postural e, consequentemente, redução das instabilidades posturais e o medo de cair em idosos.

Desde 2004, uma nova ferramenta chamada sistema âncora vem sendo investigada como uma promissora contribuição para redução da instabilidade postural<sup>3-8</sup>. A manipulação do sistema âncora requer dos indivíduos segurarem em cada mão um cabo de propriedade flexível com uma leve massa anexada ao final do cabo (i.e., âncora) em contato com o chão. O indivíduo é instruído a manter esta massa sempre em contato com o chão e, ao mesmo tempo, puxar levemente o cabo para mantê-lo esticado. Dessa maneira, durante a puxada do cabo para cima, o indivíduo aplica continuamente força que gera a tração do mesmo. Esses movimentos de manipulação do sistema âncora integram, por meio da exploração, informações pelo sistema háptico.

Nesse contexto, oscilações corporais levam o indivíduo alterar a tração destes cabos por causa da estratégia exploratória, e vice-versa. Essas alterações na tração dos cabos resultam em deformação dos receptores cutâneos na palma da mão, em especial, em pequenas alterações no comprimento muscular resultante da tensão exercida pelas âncoras sobre o corpo, bem como em pequenas alterações angulares das articulações do punho e do cotovelo formando a base para a percepção háptica<sup>a</sup> oriunda do sistema âncora. As alterações na tração dos cabos são percebidas não por receptores individuais, mas pelo fluxo de dados sobre o corpo resultante dessas alterações. Nesse contexto, através da atividade exploratória, o sistema háptico combina o fluxo de dados num ciclo de percepção e ação. Portanto, essa ferramenta não rígida fornece o meio necessário para transmitir informação sobre a superfície de suporte adjacente para o sistema de controle da postura. Entende-se que essa informação sensorial adicional contribui para melhorar o controle postural, adequando à atividade muscular para diminuir a oscilação corporal.

Estudos com o sistema âncora revelaram melhora no controle postural em indivíduos idosos, reduzindo a oscilação corporal durante a manutenção da postura ereta semi estática<sup>5,8,10</sup>. É importante destacar, entretanto, que nos estudos prévios com o sistema âncora<sup>3-8,10</sup>, o modelo experimental predominante das tarefas hápticas envolvia os participantes segurarem as âncoras bilateralmente, o que evidencia uma referencia simétrica da ancoragem. Porém, não se sabe se o uso do sistema âncora em somente uma das mãos resultaria nos mesmos benefícios observados quando as duas âncoras são usadas bilateralmente. A relevância prática do uso unilateral do sistema âncora se apoia em programas de intervenção, em que uma das mãos ficaria liberada para desempenhar outras tarefas simultâneas, o que poderia tornar as atividades com o sistema âncora mais dinâmicas, diversificadas e interessantes. Do ponto de vista teórico, a análise de uma versus duas mãos com o sistema âncora, permite identificar se é a relação entre as mãos que

fornece informação háptica suficiente para o controle da postura, ou a relação da mão isoladamente com o sistema âncora é suficiente para incorporar dados úteis ao sistema de controle da postura.

Estudos anteriores utilizando o paradigma do toque leve apresentam resultados diferentes quando comparando o toque leve unilateral ou bilateral. DICKSTEIN<sup>11</sup> mostrou que o toque leve bilateral resultou em maior redução da oscilação corporal do que o toque leve unilateral (independentemente da mão usada) que, por sua vez, resultou em menor oscilação corporal do que a condição sem toque. ARAÚJO et al.<sup>12</sup> realizaram estudo semelhante, mas controlaram a quantidade de força aplicada na superfície rígida. Esses autores encontraram que na condição de olho fechado, o toque leve com a mão dominante resultou em menor oscilação corporal do que o toque leve da mão não dominante, embora tanto o toque leve unilateral dominante e não dominante tenham reduzido a oscilação corporal em comparação a condição sem toque. Esses estudos permitem inferir que, com o potencial aumento de dicas sobre o estado da superfície de suporte adjacente com as duas mãos, o uso do sistema âncora com as duas mãos reduzirá mais acentuadamente a oscilação corporal do que o uso da âncora em somente uma das mãos. Ainda, o uso na mão dominante deve ser melhor do que o uso na mão não dominante, especialmente na ausência de visão. Neste caso, a mão dominante ajustaria melhor o controle motor fino durante a manipulação da âncora na busca por dados hápticos para orientar a postura.

Sabe-se que a visão tem ampla influência no controle da postura. Na ausência de visão, há um aumento da instabilidade postural<sup>13</sup>. Além disso, a visão desempenha um importante papel no processo multissensorial de estabilização da postura<sup>14</sup>. Os idosos, em especial, apresentam uma perda visual importante como consequência do avanço da idade<sup>2</sup>. Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar o efeito do uso do sistema âncora bilateralmente e unilateralmente (mão dominante e mão não dominante) em idosos em duas condições visuais (com e sem visão disponível).

## Método

### Participantes

Participaram deste estudo 14 indivíduos na faixa etária de 60 a 81 anos de idade (idade: 69,1 ± 5,4 anos | massa corporal: 69,4 ± 14,4 kg | estatura: 1,58

± 0,12 m) sendo cinco indivíduos do sexo masculino e nove do sexo feminino, aparentemente saudáveis pertencentes à cidade de Ribeirão Preto. Embora não tenhamos aplicado nenhum teste para avaliar o nível de atividade física dos participantes desse estudo,

podemos considerá-los fisicamente ativos, pois todos eles foram recrutados de grupos que realizam atividade física orientada ao menos três vezes por semana.

Foi adotado como critério de inclusão indivíduos com idade igual ou superior aos 60 anos. Adotaram-se como critérios de exclusão: indivíduos com problemas sensoriais, neurais, musculares e/ou esquelético. Esses critérios foram avaliados por meio da aplicação de um questionário aos participantes. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição (parecer HCRP, n. 14750/2011) e todos os indivíduos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido antes de iniciar a participação no estudo.

## Procedimentos

Os idosos foram submetidos a uma avaliação física geral (massa corporal [balança DLK Sports, modelo SF-751B, capacidade máxima de 180 kg e precisão de 100 g], estatura [estadiômetro Prime Med, campo de medição de 0,8 a 2,2 m e precisão milimétrica] e presença de doenças), além de uma avaliação para determinação da dominância do membro superior feita por meio do inventário de dominância lateral de Edinburgh<sup>15</sup>. Os indivíduos foram questionados quanto à preferência na utilização das mãos (direita, esquerda ou sem preferência) para realizar determinadas tarefas: escrever, desenhar, arremessar uma bola com apenas uma mão, acender um fósforo, abrir uma caixa, usar uma faca, uma escova de dente, uma vassoura, uma tesoura e uma colher. Após estas perguntas, foram realizadas marcações positivas duplas (++) se a atividade era realizada somente com uma das mãos, ou uma marcação positiva (+) em cada mão se a atividade era realizada com qualquer uma das mãos, sem denotar preferência. Feita a pontuação (somatório de valores positivos para cada mão), foi realizado o cálculo do índice de preferência manual que segue a seguinte fórmula<sup>15</sup>:  $[(\sum D - \sum E) / (\sum D + \sum E)] \times 100$  (onde D é mão direita e E é mão esquerda).

Em seguida os indivíduos realizaram o experimento que consistia de oito condições experimentais. As condições experimentais combinaram situações com os olhos abertos e fechados e uso do sistema âncora. Nas situações com os olhos abertos, os participantes olhavam para um círculo laranja, com 10 cm de diâmetro, situado na altura dos olhos e a uma distância de 2 m. Nas situações com os olhos fechados, uma venda foi colocada sobre os olhos dos participantes e eles foram instruídos a manterem os olhos fechados. As seguintes condições de uso do sistema âncora foram testadas: sem a âncora, âncora nas duas mãos, âncora

na mão dominante e âncora na mão não dominante. O sistema âncora consistiu de um cabo com uma carga de 125 g anexada no outro extremo. Os participantes seguravam o cabo do sistema âncora na mão, de forma que o cabo era enrolado com ao menos uma volta em torno da mão. Os participantes deveriam manter a carga em contato com o chão o tempo todo, além de manter o cabo esticado. O experimentador monitorou se a carga ficou em contato com o chão e se o cabo foi mantido esticado. Nas tentativas com apenas uma mão segurando o sistema âncora, a outra mão foi mantida na mesma posição como se estivesse segurando o sistema âncora, da mesma forma que nas tentativas sem a âncora as duas mãos eram mantidas na mesma posição como se estivessem segurando o sistema âncora.

Para cada uma das oito condições experimentais, os participantes realizaram três tentativas, totalizando 24 tentativas completamente randomizadas. Cada tentativa teve duração de 30 s. Todas as tentativas foram realizadas sobre uma plataforma de força (AccuGait, AMTI), onde os idosos ficavam com os pés na posição semi "tandem". A posição semi "tandem" consiste em ficar com os pés unidos, com um dos pés posicionado à frente do outro e a parte anterior do pé contralateral contatando a porção medial do pé que está na frente.

Os sinais de força de reação do solo nas três direções e os momentos de força em torno desses eixos foram amostrados com uma frequência de 100 Hz. O "software" da plataforma de força computou as coordenadas do deslocamento do centro de pressão (CP).

## Análise de dados

Os valores do CP foram filtrados com um filtro digital de Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 10 Hz. Depois de filtrados, os valores do CP foram usados para calcular a área da elipse contendo 95% dos pontos do CP e a velocidade média de oscilação (VMO) do CP nas direções mediolateral (ML) e anteroposterior (AP). 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 (VMO) foi calculada como a média da primeira derivada da amplitude de oscilação de cada tentativa nas direções AP e ML<sup>16</sup>.

Para a realização das análises estatísticas, o valor médio das três tentativas para cada condição experimental foi usado. Uma análise de variância (ANOVA) para dois fatores (duas condições de visão [com e sem] x quatro condições de âncora [com as duas mãos, com a mão dominante, com a mão não dominante e sem

a âncora]) com medidas repetidas para os dois fatores foi realizada para a área da elipse. Para a VMO foi realizada uma análise de multivariância (MANOVA) para dois fatores (duas condições de visão x quatro condições de âncora) com medidas repetidas para os dois fatores, tendo como variáveis dependentes a

VMO nas direções AP e ML. Testes “a posteriori” com ajuste de Bonferroni foram realizados quando efeitos principais foram identificados. “Partial eta squared” ( $\eta_p^2$ ) e “power” foram também calculados. O nível de significância foi definido como  $\alpha \leq 0,05$  e os testes foram feitos com o “software” SPSS.

## Resultados

### Dominância de membro superior

Segundo a pontuação estabelecida pelo inventário de dominância lateral de Edinburgh<sup>15</sup>, todos os indivíduos apresentaram preferência manual direita (índice de lateralidade médio:  $97,9 \pm 7,1$ ).

### Área da elipse

A FIGURA 1 ilustra o deslocamento do CP e a área da elipse para um dos participantes do estudo nas diferentes condições experimentais. Como pode ser observado, o uso do sistema âncora reduziu a área da elipse, especialmente para as condições de uso do sistema âncora na mão não dominante e nas duas mãos. Além disso, a ausência de visão aumentou a área da elipse.

A ANOVA apontou efeitos principais de visão ( $F_{1,13} = 25,211$ ;  $p < 0,0001$ ,  $\eta_p^2 = 0,660$ ; Power = 0,996) e âncora ( $F_{3,39} = 4,867$ ;  $p = 0,006$ ,  $\eta_p^2 = 0,272$ , Power = 0,879), mas não houve interação entre os fatores. O efeito de visão mostrou que a ausência de visão aumentou a área da elipse ( $5,69 \pm 0,57 \text{ cm}^2$ ) em comparação à presença de visão ( $4,10 \pm 0,36 \text{ cm}^2$ ). Para o efeito de âncora o teste “a posteriori” revelou diferença entre as condições realizadas com a âncora nas duas mãos e sem âncora ( $p = 0,002$ ) e entre as condições com a âncora na mão não dominante e sem âncora ( $p = 0,022$ ) (FIGURA 2A). A comparação entre as condições sem âncora e mão dominante não apontou diferença significativa ( $p = 0,350$ ).

O valor correspondente à área da elipse está apresentado próximo a cada elipse; AP = anteroposterior; ML = mediolateral.

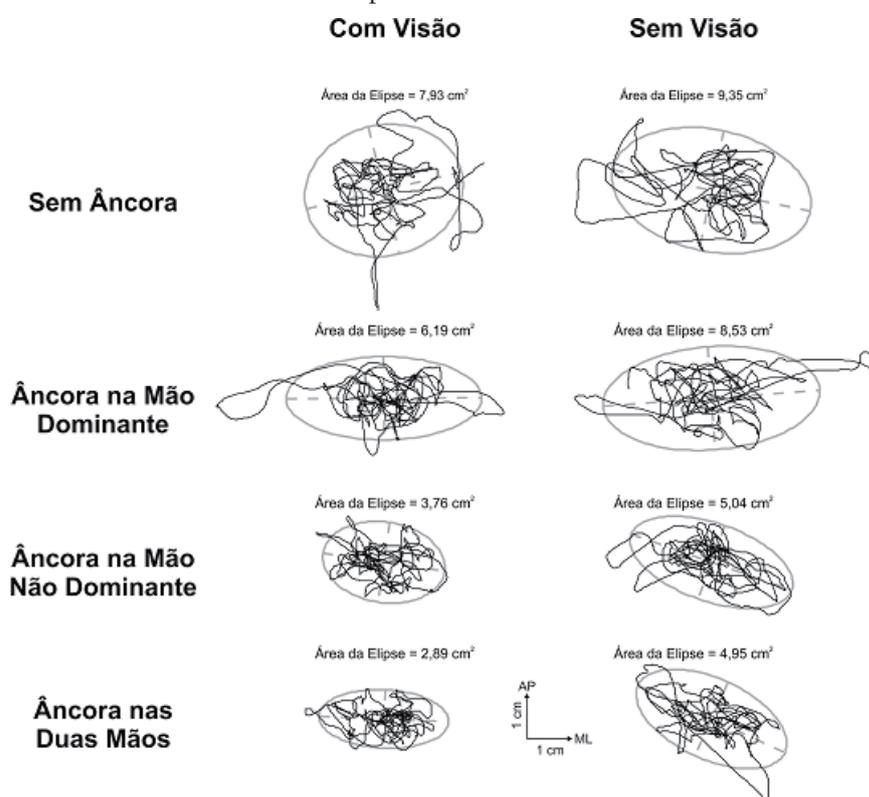


FIGURA 1 - Estatocinesigramas com as elipses ajustadas para um participante do presente estudo nas diferentes condições experimentais, com visão (lado esquerdo) e sem visão (lado direito).

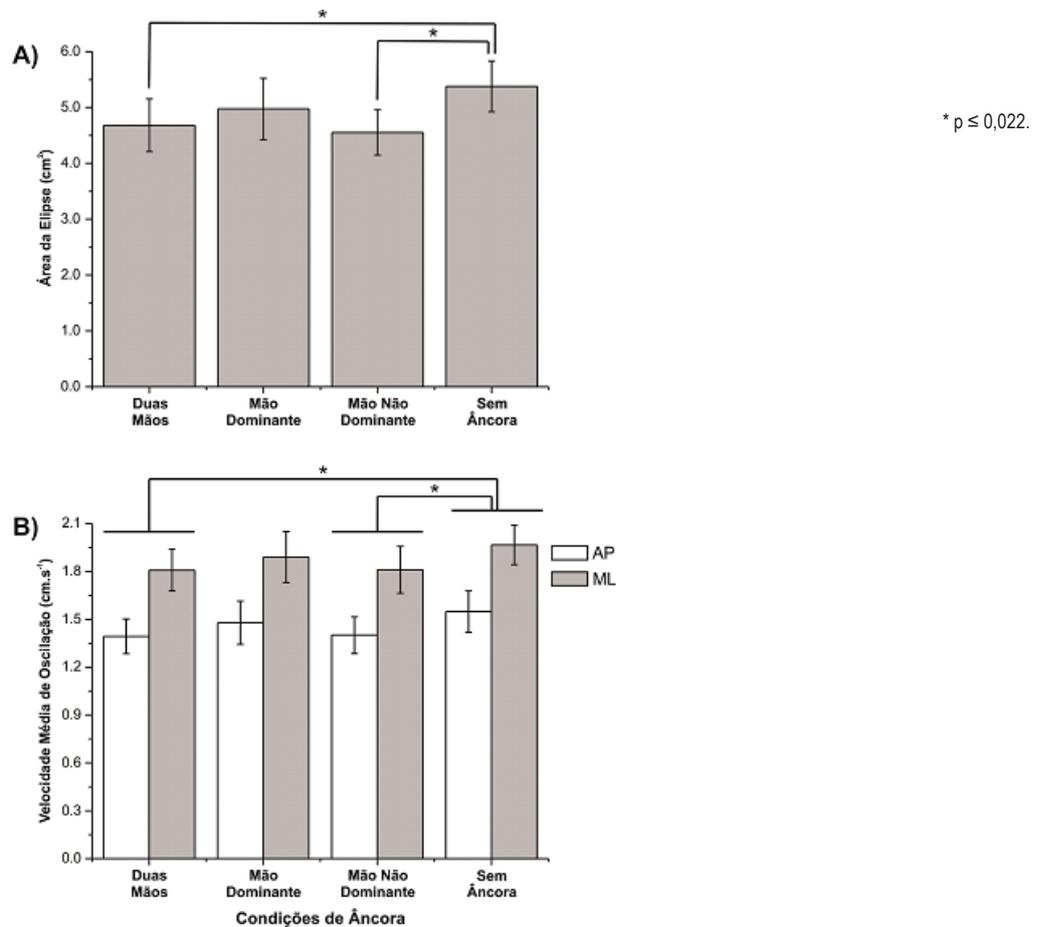


FIGURA 2 - Média e erro padrão da média para a área da elipse (A) e para a velocidade média de oscilação (B) nas quatro condições de âncora nas direções mediolateral (ML) e anteroposterior (AP).

### Velocidade média de oscilação

A MANOVA revelou efeitos principais de visão (Wilk's Lambda = 0,297;  $F_{2,12} = 14,179$ ;  $p = 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,703$ ; Power = 0,990) e de âncora (Wilk's Lambda = 0,614;  $F_{6,76} = 3,505$ ;  $p = 0,004$ ;  $\eta_p^2 = 0,217$ ; Power = 0,932), mas não revelou interação entre os fatores. As análises univariadas indicaram haver efeito de visão nas direções AP ( $F_{1,13} = 28,765$ ;  $p \leq 0,0001$ ;  $\eta_p^2 = 0,689$ ; Power = 0,999) e ML ( $F_{1,13} = 28,646$ ;  $p \leq 0,0001$ ;  $\eta_p^2 = 0,688$ ; Power = 0,998). Nas duas direções a disponibilidade de visão reduziu a VMO. Para o efeito de âncora, as análises univariadas

também apontaram efeito nas duas direções (AP:  $F_{3,39} = 5,853$ ;  $p = 0,002$ ;  $\eta_p^2 = 0,310$ ; Power = 0,932 | ML:  $F_{3,39} = 5,931$ ;  $p = 0,002$ ,  $\eta_p^2 = 0,313$ ; Power = 0,935). Tanto na direção AP quanto na ML, o uso da âncora nas duas mãos reduziu a VMO em comparação a condição sem âncora ( $p = 0,022$  e  $p = 0,001$ , respectivamente), bem como nas condições de âncora na mão não dominante em comparação a condição sem âncora ( $p = 0,019$  e  $p = 0,009$ , respectivamente) (FIGURA 2B). A comparação entre as condições sem âncora e mão dominante não apontou diferença significativa para nenhuma das direções (AP:  $p = 0,402$  | ML:  $p = 1,000$ ).

### Discussão

O presente estudo teve como objetivo verificar o efeito do uso do sistema âncora com as duas mãos, mão dominante e mão não dominante sobre o controle postural de idosos, combinado com a disponibilidade

de visão. O aproveitamento da informação háptica pelos idosos durante a ancoragem nas diferentes condições experimentais permitiu investigar: 1) possíveis diferenças quanto aos pontos de contato com

a âncora sobre o controle da postura e; 2) quanto ao processo de integração sensorial da informação háptica adicional. Em síntese, os resultados mostraram redução da oscilação corporal com a adição de informação háptica com dois pontos de contato e com um ponto de contato (mão não dominante). Entretanto, não houve interação entre visão e uso do sistema âncora, sugerindo que o efeito da informação háptica adicional é o mesmo independentemente da condição visual.

Como esperado, a presença de visão diminuiu a área da elipse e a velocidade média de oscilação nas direções AP e ML, revelando a importância da visão no controle da postura<sup>13,17</sup>. Ainda, a adição de informação háptica por meio do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante diminuiu a oscilação corporal independentemente da disponibilidade de visão, sugerindo que informação háptica adicional regula o controle da postura tanto na ausência como na presença da visão<sup>16</sup>. Esses dados estão de acordo com os dados disponíveis na literatura que mostram que a informação háptica adicional fornecida pelo sistema âncora é usada para regular o controle da postura em idosos durante a manutenção da posição ereta semi-estática<sup>5,8,10</sup>. A adição de informação háptica por meio do sistema âncora fornece informação sobre a superfície de suporte adjacente por meio das alterações na tração dos cabos da âncora. Essa informação é usada pelo sistema de controle para obter uma melhor percepção da posição do corpo no espaço e, conseqüentemente, gerar comandos musculares adequados para reduzir a oscilação corporal. No geral, o sistema âncora se mostrou um instrumento eficaz que permitiu aos participantes idosos diminuir a oscilação corporal, favorecendo a melhora do equilíbrio.

Como visto, em contraste com as tarefas com visão, a ausência de visão aumentou a oscilação corporal, criando situações mais desafiadoras para o controle da postura. Apesar disso, o efeito da adição de informação háptica foi similar nas diferentes condições visuais testadas. Recentemente, MORAES<sup>18</sup> encontrou resultado semelhante tanto em adultos jovens como em idosos. Isso sugere que a informação háptica adicional fornecida por meio do sistema âncora tem um peso constante e, portanto, não varia em função das alterações do peso das informações tipicamente disponíveis para o sistema de controle postural quando a disponibilidade de visão é reduzida. Dessa forma, a contribuição da informação háptica fornecida pelo sistema âncora para o controle da postura parece ser linear e constante.

Contudo, o achado de maior relevância do presente estudo trata da redução da oscilação corporal com o

uso do sistema âncora para a condição de âncora na mão não dominante. Curiosamente, o uso do sistema âncora na mão dominante não alterou a oscilação corporal em comparação a situação sem o uso do sistema âncora. Esse resultado contrasta com os resultados de um estudo recente que mostrou que o toque leve da mão dominante reduziu a oscilação corporal, enquanto que o toque leve com a mão não dominante resultou em um aumento da oscilação corporal na condição sem visão em comparação a condição com visão<sup>12</sup>. Esse resultado aparentemente contraditório pode ser explicado pelas diferenças entre os paradigmas empregados e por assimetrias inter-hemisféricas em tarefas de percepção háptica como discutido a seguir.

Os resultados do presente estudo parecem corroborar, entretanto, os resultados de um estudo do nosso grupo em que comparamos o uso da âncora em condições bimanuais e unimanuais, sendo a última realizada apenas com a mão direita<sup>19</sup>. Os resultados de 21 participantes (sendo apenas dois canhotos) mostraram que, com as duas mãos, a redução na amplitude de oscilação corporal foi 13% superior ao uso da mão direita. Neste caso, a explicação foi baseada na ideia de que a expansão das dicas hápticas pelas duas mãos permitiu melhores dados comparativos para orientação do corpo no espaço. Entretanto, como estes estudos foram feitos usando somente a mão direita para a situação unilateral, é possível que o melhor desempenho com a âncora nas duas mãos se deu pelo fato de que a maioria dos participantes tivesse a mão direita como dominante. De acordo com os resultados do presente estudo, o uso do sistema âncora pela mão dominante parece não beneficiar o sistema de controle postural da mesma forma que o uso do sistema âncora com a mão não dominante.

O sistema âncora incorpora um número maior de graus de liberdade do que o paradigma do toque leve<sup>20</sup>. Na tarefa com o sistema âncora, o contato com a superfície é mediado pelos cabos e ocorrem movimentos para cima para tracionar os mesmos, movimentos na direção AP e ML, além de várias possibilidades de rotação do sistema mão-cabo em torno do ponto de contato no chão. O uso das âncoras requer que os indivíduos façam movimentos exploratórios sutis com suas mãos. O paradigma do toque leve, por sua vez, tem uma redundância menor, já que o contato com a superfície é direto, sem mediação. Estes fatores tornam a tarefa da âncora diferente em aspectos importantes e, provavelmente, não seja inteiramente comparável com a tarefa de toque leve, com a exceção de que ambos os paradigmas utilizam informação háptica como estímulo para a estabilização postural.

Dessa maneira, por conta do maior número de graus de liberdade envolvidos com o uso do sistema âncora, há uma demanda maior para manter a posição da mão no espaço enquanto a mesma traciona o cabo da âncora. Recentemente, SAINBURG<sup>21</sup> propôs a hipótese da dominância dinâmica para explicar a lateralização cerebral. Ele propõe que a dominância manual resulta de uma divisão de recursos distinta, mas ao mesmo tempo complementar. Dessa forma, o lado dominante é especializado no controle da trajetória do membro, enquanto que o lado não dominante é especializado no controle da posição do membro. Os participantes do presente estudo eram todos destros, dessa forma o lado esquerdo ou não dominante, de acordo com a hipótese da dominância dinâmica, teria vantagem em relação ao lado dominante para o controle da posição da mão no espaço. O melhor controle da mão no espaço poderia, em tese, facilitar a obtenção de informação por conta das alterações na tração da âncora.

Outra possibilidade está relacionada com a diferença entre os hemisférios cerebrais direito e esquerdo para a percepção de discriminação tátil. Diferentes estudos sugerem que o hemisfério cerebral direito tem uma contribuição mais importante para perceber a orientação e formato de objetos do que o hemisfério cerebral esquerdo<sup>22-23</sup>. Além disso, mais recentemente, STOECKEL et al.<sup>24</sup> mostraram que há uma predominância de função do hemisfério cerebral direito para discriminar objetos, enquanto que o hemisfério cerebral esquerdo possui predominância para manter informação na memória de trabalho sobre as características de um objeto para posterior comparação com um novo objeto. Ainda, OLIVERI et al.<sup>25</sup>, por sua vez, usaram estimulação magnética transcraniana para comprometer temporariamente o funcionamento de áreas cerebrais relacionadas à percepção tátil. Esses autores mostraram assimetria

inter-hemisférica na percepção de estímulos cutâneos, confirmando a prevalência do hemisfério cerebral direito na percepção de estímulos contralateral e bilateral. Considerando que os participantes do presente estudo eram todos destros, é possível que a vantagem do uso do sistema âncora na mão não dominante se deveu à superioridade do hemisfério cerebral direito em processar informação háptica sobre a alteração de tração do cabo da âncora, facilitando a ativação muscular apropriada para reduzir a oscilação corporal e sua velocidade de oscilação. Sendo esse o caso, por que o uso do paradigma do toque leve não apresentaria resultados semelhantes em relação ao uso da mão dominante e não dominante? Uma possibilidade é que a superioridade hemisférica não se aplicaria para o paradigma do toque leve, visto que nesse paradigma parece haver menor exploração ativa. No paradigma da âncora, como comentado anteriormente, parece haver maior exploração ativa o que se assemelha aos estudos sobre percepção háptica descritos acima. Assim, é possível que a superioridade hemisférica só se torna efetiva na presença de exploração ativa. Entretanto, na ausência de exploração ativa, não fica claro como o lado dominante se beneficia mais da informação háptica adicional, como foi o caso do estudo de ARAÚJO et al.<sup>12</sup>.

Em geral, o uso do sistema âncora contribuiu para reduzir a oscilação corporal independentemente da presença ou não de visão. Além disso, somente o uso do sistema âncora com as duas mãos e com a mão não dominante foram efetivos para reduzir a oscilação corporal em comparação ao não uso do sistema âncora. Esse resultado é importante, pois permite que exercícios com o sistema âncora sejam desenvolvidos para idosos, mantendo uma das mãos livres para realização de outras atividades simultâneas de modo a treinar o controle da postura dessas pessoas.

## Nota

- a. A percepção háptica é um sistema de percepção-ação que detecta informação dinamicamente combinando padrões de “input” de mecanorreceptores táteis, articulares e musculares<sup>9</sup>.

## Abstract

Use of the anchor system with both hands, and with the non-dominant hand reduces body oscillation in older adults

The purpose of this study was to compare the effect of using the anchor system bilaterally and unilaterally (dominant and non-dominant hands), in older adults, in two visual conditions (with and without vision). Fourteen older adults were positioned in a semi-tandem position on a force plate, where they performed tasks under eight experimental conditions that employed the anchor system (two-handed, dominant hand, non-dominant hand, and without anchor), both with and without vision. The results, illustrated through the ellipse area adjusted to the displacement of the center of pressure (COP) and the mean sway velocity of the COP, showed that tasks performed with the anchor system held by both hands, and the anchor system held by the non-dominant hand, reduced both body sway and velocity when compared to the condition without the anchor. Furthermore, the task conditions with vision also reduced the ellipse area and the mean sway velocity. Overall, the anchor system is a tool that effectively allowed the older adults to decrease body sway. The effect of adding haptic information was similar throughout the different visual conditions tested, suggesting that the additional haptic information provided by the anchor system had a constant impact and did not vary with changes in the availability of vision. These results add new insights to the field of haptics when compared to findings of previous studies that use the light touch paradigm. Differences between the paradigms of light touch and the anchor system--and inter-hemispheric asymmetries in haptic perception tasks--were used to explain these insights.

KEY WORDS: Haptic information; Hand dominance; Control of posture; Aging.

## Referências

1. Scheffer AC, Schuurmans MJ, Van Dijk N, Van Der Hooft T, De Rooij SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age Ageing*. 2008;37:19-24.
2. Sturme DL, George RS, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Clin Neurophysiol*. 2008;38:467-78.
3. Mauerberg-deCastro, E. Developing an anchor system to enhance postural control. *Motor Control*. 2004;8:339-58.
4. Calve T, Mauerberg-deCastro E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. *Motriz J Phys Ed*. 2005;11:199-204.
5. Moraes R, Mauerberg-deCastro E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. *Motriz J Phys Ed*. 2009;15:263-72.
6. Mauerberg-deCastro E, Lucena CS, Cuba B, Boni R, Campbell DF, Moraes R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a non-rigid tool. *Adapt Phys Act Q*. 2010;27:208-25.
7. 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;16:131-43.
8. Freitas MBZ, Moraes R, Mauerberg-deCastro E. Intermittent use of an -anchor system- improves postural control in healthy older adults. *Gait Posture*. 2013;38:433-37.
9. Gibson, JJ. *The senses considered as perceptual systems*. Boston: Houghton Mifflin; 1966.
10. Dascal JB, Okazaki VHA, Mauerberg-De Castro E. Efeitos do sistema âncora sobre o controle postural de idosos. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*. 2012;14:144-53.
11. Dickstein R. Stance stability with unilateral and bilateral light touch of an external stationary object. *Somatosens Mot Res*. 2005;22:319-25.
12. Araújo IMG, Alouche SR, Cunha BP, Freitas SMSF. Uso da informação somatossensorial adicional no controle postural: efeito da dominância manual. *Rev Bras Educ Fís Esporte*. 2013;27:305-13.
13. Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture. *Exp Brain Res*. 1984;107:1143-63.
14. Horak FB, MacPherson JM. Postural equilibrium and orientation. In: Rowell LB, Shepherd JT, editors. *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*. New York: Oxford University; 1996. p.255-92.

15. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971;9:97-113.
16. Jeka JJ, Lackner JR. Finger contact influences human postural control. *Exp Brain Res*. 1994;100:495-502.
17. Moraes R, Lopes AG, Barela JA. Monocular vision and increased distance reducing the effects of visual manipulation on body sway. *Neurosci Lett*. 2009;460:209-13.
18. 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.
19. Mauerberg-deCastro E, Moraes R, Miranda CSPM, Aires TCDA, Porto LAP, Pestana MB. Haptic posture stabilization via 'light touch' and via the 'anchor system': effects of contact points. *Motriz J Phys Ed*. 2013;19:S177.
20. Mauerberg-deCastro E, Moraes R, Tavares C, Figueiredo G, Pacheco S, Costa T. Haptic "anchorage" provides behavioral stability to biological systems. *Psychol Neurosci. Psychol Neurosci*. 2014;7:301-18.
21. Sainburg RL. Handedness: differential specializations for control of trajectory and position. *Exerc Sport Sci Rev*. 2005;33:206-13.
22. Fontenot DJ, Benton AL. Tactile perception of direction in relation to hemispheric locus of lesion. *Neuropsychologia*. 1971;9:83-8.
23. Milner B, Taylor L. Right-hemisphere superiority in tactile pattern-recognition after cerebral commissurotomy: evidence for nonverbal memory. *Neuropsychologia*. 1972;10:1-15.
24. Stoeckel MC, Weder B, Binkofski F, et al. Left and right superior parietal lobule in tactile object discrimination. *Eur J Neurosci*. 2004;19:1067-72.
25. Oliveri M, Rossini PM, Pasqualetti P, Traversa R, et al. Interhemispheric asymmetries in the perception of unimanual and bimanual cutaneous stimuli: a study using transcranial magnetic stimulation. *Brain*. 1999;122:1721-9.

## ENDEREÇO

Luciana Oliveira dos Santos  
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto - USP  
Av. Bandeirantes, 3900  
14040-907 - Ribeirão Preto - SP - BRASIL  
e-mail: luciana-oliveiras@hotmail.com

Recebido para publicação: 15/01/2014  
Revisado: 07/10/2014  
Aceito: 06/01/2015