

Artigo Original

O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos

Renato de Moraes ¹
Eliane Mauerberg-DeCastro ²

¹ Escola de Artes, Ciências e Humanidades da USP, São Paulo, SP, Brasil

² Departamento de Educação Física, IB/ UNESP Rio Claro, SP, Brasil

Resumo: O presente estudo teve dois objetivos: avaliar o uso do sistema âncora sobre o controle postural de idosos saudáveis e avaliar o efeito do uso sistemático do sistema âncora no controle postural de idosos. Cinco idosos foram convidados a ficar na posição em pé na postura semi-tandem com e sem o uso do sistema âncora. Nos blocos de prática com o sistema âncora, os participantes seguravam uma linha em cada mão com um peso de 125 g anexado no outro extremo da linha. Os participantes deveriam manter a linha esticada e o peso em contato com o chão durante toda a tentativa. Os resultados apontaram que o uso do sistema âncora diminuiu a oscilação corporal medida através do deslocamento do centro de pressão. Entretanto, o uso sistemático do sistema âncora não resultou em nenhum benefício duradouro ao controle postural dos idosos na condição de transferência sem o sistema âncora.

Palavras-chave: Controle postural. Sistema âncora. Idosos. Percepção háptica.

The use of a non-rigid tool reduces body sway in older individuals

Abstract: The present study had two purposes: assess the effect of the anchor system on the postural control of older adults, and assess the effect of the systematic use of the anchor system on the postural control of older adults. Five older adults were invited to stand in a semi-tandem position with and without the use of an anchor system. For each block of practice trials using the anchor system, participants held, in each hand, a nylon rope attached to a 125g-anchor-weight. Participants were asked to keep each rope stretched and the anchor weight resting on the floor. Results pointed out that the anchor system reduced body sway measured through center of pressure displacements. However, when the older adults were tested in the transfer condition without the anchor system, the use of the anchor system did not result in any long lasting effect on their postural control.

Key Words: Postural control. Anchor system. Older individuals. Haptic perception.

Introdução

Dentre os vários eventos causadores de incapacidades na idade avançada, a ocorrência de quedas é um dos mais temidos pelos idosos (SCHEFFER et al., 2008). As quedas resultam de instabilidades posturais que, por sua vez, decorrem de problemas nos sistemas sensoriais, motores e/ou de processamento central (STURNIEKS et al., 2008). Patologias específicas podem afetar um dentre vários componentes destes três sistemas, ou podem resultar de uma perda progressiva geral de suas funções por conta do próprio processo de envelhecimento. A presença de instabilidades posturais faz com que os idosos tenham medo de cair, o que acaba por limitar sua mobilidade. Tanto para profissionais da saúde, como para o próprio indivíduo idoso, é importante encontrar estratégias de controle que permitam uma melhora da função postural e, conseqüentemente, reduzir as instabilidades posturais e o medo de cair em idosos.

O sistema de controle postural é particularmente complexo, pois envolve vários componentes sensoriais e motores e sua integração. Diferentes sistemas sensoriais ajudam no controle da postura, incluindo os sistemas visual, vestibular, proprioceptivo e háptico (HORAK; MACPHERSON, 1996). Enquanto que por décadas a informação visual foi considerada como uma função dominante na perspectiva comportamental motora (e.g., LEE; LISHMAN, 1975), a informação háptica somente recentemente tornou-se um foco de maior interesse no entendimento do comportamento motor, particularmente no controle postural (BURTON, 1993; LACKNER; DIZIO, 2005; RABIN et al., 2006, 2008; CARELLO et al., 2008). Durante uma tarefa postural ereta quase-estática, um leve toque dos dedos em uma superfície rígida (i.e., informação háptica) mostra seu impacto na redução da oscilação postural, mesmo com as forças de contato sendo muito

abaixo daquelas necessárias para fornecer um suporte mecânico ([CLAPP; WING, 1999](#); [DICKSTEIN et al., 2001](#); [JEKA, 1997](#); [JEKA; LACKNER, 1994, 1995](#); [LACKNER et al., 2001](#); [RILEY et al., 1997, 1999](#); [VUILLERME; NOUGIER, 2003](#)). Os resultados de estudos utilizando este modelo experimental sugerem que, ao lado de outras informações sensoriais, a informação háptica das pontas dos dedos da mão pode ser integrada pelo sistema nervoso central (SNC) para fornecer orientação espacial adicional para estabilização da postura durante a postura ereta quase-estática.

Tal como ferramentas rígidas, o uso de ferramentas não-rígidas é um excelente exemplo de como humanos podem, através do sistema háptico, detectar indiretamente informação sobre texturas, dimensões e orientação de estímulos ([MAUERBERG-DECASTRO, 2004](#)), não apenas através de seus “detectores biológicos” (i.e., mãos e ponta dos dedos). A detecção de propriedades do ambiente (e seus estímulos) também pode servir para re-calibrar a postura. A simples rotina de pescar, por exemplo, pode ilustrar como a pessoa pode usar sensibilidade háptica para obter informação tal como o tamanho do peixe no outro final da linha. Quando o pescador puxa a linha, ele continuamente ajusta sua postura corporal e, ao mesmo tempo, percebe as mudanças na tensão da linha devido à luta do peixe por sua sobrevivência ([MAUERBERG-DECASTRO, 2004](#)).

[Mauerberg-deCastro \(2004\)](#) propôs que o uso de uma ferramenta não-biológica e flexível poderia ser integrado ao sistema de controle postural para minimizar instabilidades posturais. Dessa forma, ela propôs o que veio a ser conhecido como o sistema âncora. Em 2004, Mauerberg-deCastro, utilizando o sistema âncora, publicou seus primeiros achados sobre como o sistema háptico auxilia no controle postural em tarefas de restrição ao equilíbrio. Nesse paradigma, indivíduos seguram uma linha em cada mão com um peso anexado ao final da linha que fica em contato com o chão. Dessa forma, informação háptica quanto à orientação do corpo em relação ao chão, passa a estar disponível para o sistema de controle postural. Essa informação seria, então, integrada a outras fontes de informação sensorial disponíveis contribuindo para a diminuição da instabilidade corporal. O sistema âncora é um sistema dinâmico através do

qual o indivíduo pode manter uma posição corporal desejada usando a informação adquirida hapticamente. Assume-se que o sistema âncora fornece maior estabilidade sob condições de equilíbrio restrito do que sem ele, não por causa do suporte mecânico, mas por causa da relação dinâmica entre o indivíduo, o sistema âncora e a superfície adjacente. [Mauerberg-deCastro \(2004\)](#) testou esse paradigma solicitando aos participantes (i.e., adultos jovens) que ficassem em apoio unipodal com os olhos fechados sob duas condições: com e sem as âncoras. Independente do peso anexado à linha, o uso do sistema âncora diminuiu a instabilidade tipicamente associada ao apoio unipodal sem visão. Portanto, ela mostrou que a informação háptica obtida através das âncoras foi incorporada pelo sistema de controle postural e usada efetivamente para diminuir o desequilíbrio causado pela ausência da informação visual combinada com a redução da base de apoio.

Sabe-se que o sistema âncora melhora o controle postural de crianças em tarefas dinâmicas ([CALVE, 2004](#); [CALVE; MAUERBERG-DECASTRO, 2006](#)), em adultos com deficiência mental ([MAUERBERG-DECASTRO et al., 2003](#); [MAUERBERG-DECASTRO et al., submetido](#)) e em idosos saudáveis ([DASCAL, 2009](#)). Tal sistema então abriu possibilidades para ampliar perspectivas terapêuticas. A primeira tentativa nesta direção foi o estudo de Polanczyk e colaboradores onde o sistema âncora foi inserido numa rotina de um programa de atividade física para adultos com deficiência mental ([POLANCZYK; MAUERBERG-DECASTRO, 2005, 2007](#)). Após oito sessões de uma hora cada, distribuídas em quatro semanas, durante as quais foram realizadas atividades de controle postural com o sistema âncora, a avaliação com tarefas de equilíbrio estático ilustrou uma melhora no controle comparada com a avaliação inicial. Desta forma, a perspectiva terapêutica do sistema âncora envolve populações reconhecidamente com problemas de controle do equilíbrio. Seria interessante, portanto, estudar o efeito do uso sistemático do sistema âncora sobre o controle postural em indivíduos idosos.

Pressupomos que o uso sistemático do sistema âncora poderia gerar um aumento da automação no uso da informação háptica que poderia transferir-se para outros contextos. Em

outras palavras, o uso sistemático do sistema âncora melhoraria o controle postural a ponto de permitir um melhor desempenho por parte do indivíduo idoso na ausência do sistema âncora. O aumento da redundância das informações sensoriais poderia ser usado pelo sistema de controle postural para recalibrar o processo de integração sensorio-motora, fundamental para criar um quadro de referência apropriado para a manutenção da postura ereta. Assim, a questão colocada é saber se os idosos beneficiar-se-iam do uso sistemático do sistema de âncoras. Para tanto, torna-se indispensável observar se há algum efeito duradouro manifestado através da transferência do uso sistemático do sistema âncora para situações sem as âncoras.

Portanto, o presente estudo teve dois objetivos principais. O primeiro objetivo foi avaliar o uso do sistema âncora sobre o controle postural de idosos saudáveis. O segundo objetivo foi avaliar o efeito do uso sistemático do sistema âncora no controle postural de idosos, de modo a avaliar a utilidade do paradigma âncora enquanto uma alternativa terapêutica para indivíduos idosos com déficits ou problemas de equilíbrio. Uma grande vantagem do sistema âncora como modelo de intervenção reside na sua simplicidade mecânica e funcional, o que torna esse paradigma uma alternativa eficiente na terapêutica dos problemas de equilíbrio.

Métodos

Participantes

Cinco indivíduos idosos saudáveis (1 H e 4 M; 70,8 \pm 5,3 anos; 1,6 \pm 0,05 m; 74,4 \pm 15,7 Kg) foram convidados a participar do presente estudo. Os participantes foram entrevistados em relação à presença de doenças e nenhum deles apresentou problemas sensoriais, neurais, musculares e/ou esqueléticos. Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos envolvidos no estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes de iniciar a participação no estudo. Os procedimentos usados no presente estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, campus de Rio Claro.

Procedimentos

Para todas as condições testadas, os participantes foram solicitados a permanecer em

pé sobre uma plataforma de força (AMTI AccuGait, Watertown, MA, EUA). As forças nas direções mediolateral (ML), anteroposterior (AP) e vertical e os momentos de forças em torno desses eixos foram registrados com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Além disso, o deslocamento do centro de pressão (CP) foi calculado *on-line* pelo programa de coleta de dados *Balance Clinic* que acompanha a plataforma de força e registrado na mesma frequência.

Em todas as tentativas os participantes foram solicitados a manter o olhar em um alvo fixo (círculo laranja de 3 cm de raio) localizado na altura do olho e posicionado a 1,5 m do participante. A altura do alvo foi ajustada para cada participante. Além disso, nas condições sem âncora os participantes foram solicitados a permanecer com os membros superiores na posição em que eles seguravam as âncoras para prevenir qualquer efeito na oscilação corporal devido à mudança na posição do membro superior.

O experimento foi dividido em três fases: pré-prática, prática e pós-prática (Tabela 1). Na fase de pré-prática, os participantes foram testados em duas posturas diferentes em blocos distintos sem o uso do sistema âncora: pés afastados/paralelos e semi-tandem (pés unidos com um deles posicionado meio pé a frente do outro). Em cada um dos blocos, os participantes realizaram três tentativas, sendo que cada tentativa durou 20 s. Os participantes tiveram 20 s de descanso entre as tentativas e um minuto de descanso entre os blocos para prevenir qualquer efeito devido à fadiga muscular.

Após a fase pré-prática, os participantes realizaram quatro blocos de prática com o uso do sistema âncora. A prática foi feita na posição semi-tandem (ST). Os participantes seguraram em cada mão uma linha com uma carga de 125 gramas anexada no outro extremo dela. Eles foram instruídos a manter a carga em contato com o chão o tempo todo, além de manter a linha esticada. O experimentador monitorou visualmente se a carga ficou em contato com o chão. Os participantes realizaram cinco tentativas em cada bloco de prática, sendo que cada tentativa durou 20 s. Os mesmos intervalos de descanso entre as tentativas e os blocos descritos anteriormente foram usados.

Tabela 1. Descrição dos blocos de prática em cada uma das três fases do experimento: pré-prática, prática e pós-prática.

Pré-prática		Prática				Pós-prática	
Sem âncora		Com âncora				Sem âncora	
Bloco 1	Bloco 2	Bloco 1	Bloco 2	Bloco 3	Bloco 4	Bloco 1	Bloco 2
Pés paralelos (PP)	Semi-tandem (ST)	Semi-tandem 1 (ST1)	Semi-tandem 2 (ST2)	Semi-tandem 3 (ST3)	Semi-tandem 4 (ST4)	Semi-tandem imediato (STI)	Semi-tandem atrasado (STA)

Na fase pós-prática, os participantes realizaram seis tentativas divididas em dois blocos na posição ST sem as âncoras. O primeiro bloco foi realizado cinco minutos após o final da fase de prática. O segundo bloco foi realizado 20 minutos após o final da fase de prática. Os participantes descansaram 20 s entre as tentativas dentro de cada bloco.

Análise dos dados

Os dados do CP foram filtrados através do uso do filtro digital de 4ª. ordem passa baixa de *Butterworth* com uma frequência de corte de 5 Hz ([CARPENTER et al., 2001](#)). A análise do CP incluiu o cálculo das seguintes variáveis: amplitude e velocidade média de oscilação do CP nas direções ML e AP, área da elipse ajustada do deslocamento do CP no plano transversal (formada por 95% dos pontos do deslocamento do CP) e a distância percorrida pelo CP. A amplitude de oscilação foi calculada subtraindo a posição média do CP de cada ponto registrado na tentativa. A amplitude média de oscilação (AMO) foi calculada como o desvio-padrão da amplitude de oscilação de cada tentativa. A velocidade média de oscilação (VMO) foi calculada como a média da primeira derivada da amplitude de oscilação de cada tentativa. Para o cálculo da área da elipse, uma elipse contendo 95% dos pontos do CP foi ajustada sobre o deslocamento do CP através do uso da análise de componentes principais. Esse cálculo foi feito usando o programa *ellipse.m* disponível na página da Internet do Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (<http://lob.incubadora.fapesp.br/portal/s>). A distância percorrida pelo CP corresponde a soma dos deslocamentos escalares do CP durante o período de 20 s de duração de cada tentativa ([VUILLERME et al., 2006](#)).

As variáveis foram analisadas em relação à normalidade da distribuição através do teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade das variâncias através do teste de Levene. Os resultados apontaram que todas as variáveis analisadas possuem distribuição normal e homogeneidade das variâncias. Para cada uma das variáveis dependentes, três análises de variância (ANOVAs) para um fator com medidas repetidas foram conduzidas. A primeira análise comparou as condições pés paralelos e ST da fase de pré-prática. Essa análise permitiu identificar se a posição ST criava uma condição mais instável para o participante. A segunda análise comparou as condições de ST da fase pré-prática com as condições de ST da fase de prática com o uso do sistema âncora. Essa análise permitiu identificar se o uso do sistema âncora melhora o controle do equilíbrio e se houve melhora com o tempo de prática. A terceira análise comparou as condições ST da fase pré e pós prática. Essa análise permitiu identificar se houve algum efeito duradouro no controle do equilíbrio em função do uso do sistema âncora. Testes *a posteriori* de *Least Significant Difference* (LSD) foram usados quando efeitos principais foram encontrados. O nível de significância foi definido como 0,05.

Resultados

Pré-prática sem o sistema âncora

A mudança da postura de pés paralelos para ST gerou um aumento na instabilidade postural (Figuras 1 e 2) como evidenciado pelos resultados das ANOVAs (AMO_{ML}: $F_{1,4} = 88.198$, $p = 0.001$ | VMO_{ML}: $F_{1,4} = 69.280$, $p = 0.001$ | VMO_{AP}: $F_{1,4} = 14.324$, $p = 0.019$ | Área ajustada da elipse: $F_{1,4} = 15.196$, $p = 0.018$ | Distância percorrida pelo CP: $F_{1,4} = 72.076$, $p = 0.001$). A única variável que não apontou diferença entre as posturas de pés paralelos e ST foi a AMO_{AP}.

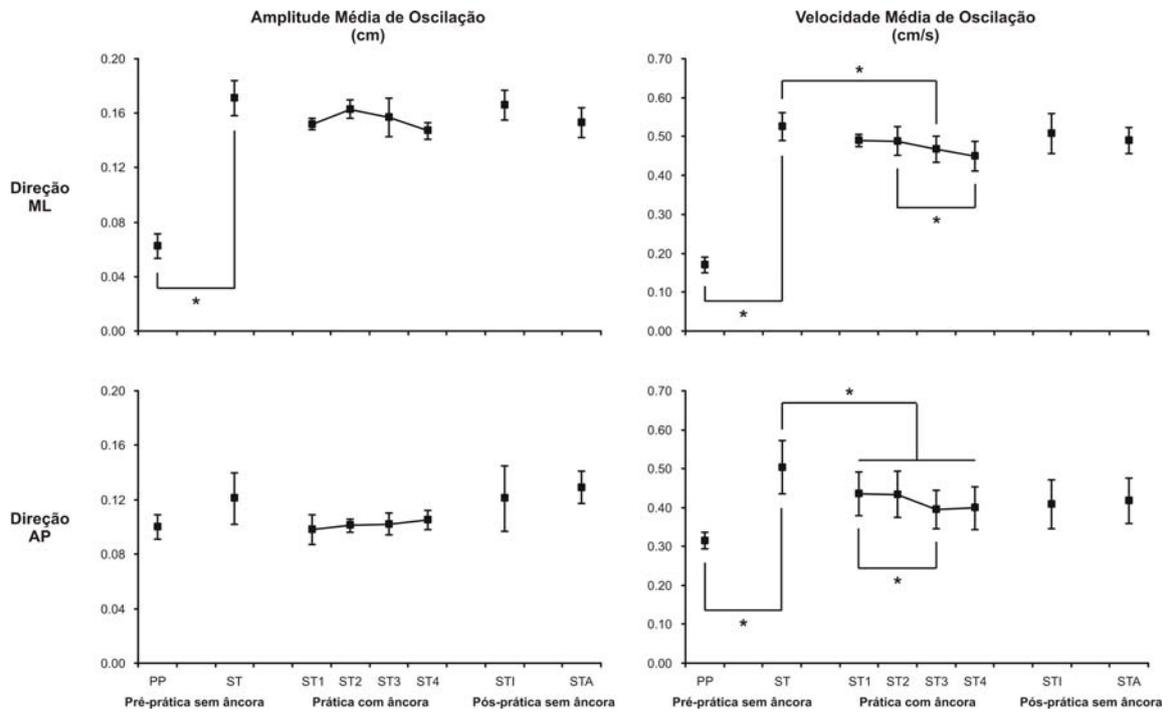


Figura 1. Média e erro-padrão da amplitude média de oscilação (coluna da esquerda) e da velocidade média de oscilação (coluna da direita) nas direções mediolateral (superior) e anteroposterior (inferior) nas fases de pré-prática, prática e pós-prática. (PP: pés paralelos | ST: semi-tandem | STI: semi-tandem imediato | STA: semi-tandem atrasado | ML: mediolateral | AP: anteroposterior) *p ≤ 0.05

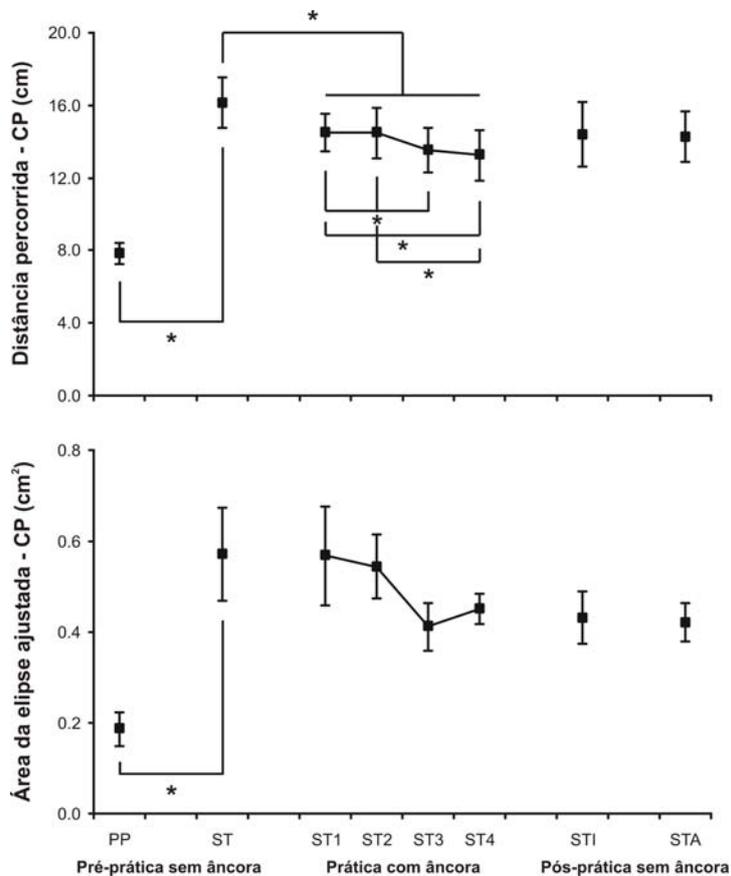


Figura 2. Média e erro-padrão da distância percorrida pelo centro de pressão - CP (superior) e da área da elipse ajustada (inferior) nas fases de pré-prática, prática e pós-prática. (PP: pés paralelos | ST: semi-tandem | STI: semi-tandem imediato | STA: semi-tandem atrasado) *p ≤ 0.05

Prática com o sistema âncora

A ANOVA identificou efeito de prática com o sistema âncora para as variáveis VMO_{ML} ($F_{4,16} = 3.441$, $p = 0.033$), VMO_{AP} ($F_{4,16} = 9.091$, $p \leq 0.001$) e distância percorrida pelo CP ($F_{4,16} = 14.163$, $p \leq 0.001$). Para essas variáveis, o uso do sistema âncora na posição ST reduziu a oscilação corporal, bem como a prática sistemática com o sistema âncora gerou melhora acentuada no controle postural. Para as demais variáveis nenhum efeito de prática foi observado. A análise *a posteriori* para a variável VMO_{ML} identificou uma diferença entre o bloco na posição ST sem âncora e o terceiro bloco (ST3) na prática com âncora ($p = 0.049$) (Figura 1). Ainda, o teste *a posteriori* identificou diferença entre os blocos ST2 e ST4 ($p = 0.039$) na prática com âncora. Para a variável VMO_{AP} , a análise *a posteriori* identificou diferença entre o bloco na posição ST sem âncora e todos os blocos de prática com o sistema âncora (ST x ST1: $p = 0.024$ | ST x ST2: $p = 0.010$ | ST x ST3: $p = 0.025$ | ST x ST4: $p = 0.027$) (Figura 1). Além disso, houve uma diferença entre os blocos ST1 e ST3 ($p = 0.049$) de prática com o sistema âncora. A análise *a posteriori* para a variável distância percorrida pelo CP apontou diferenças entre o bloco na posição ST sem âncora e todos os blocos de prática com o sistema âncora (ST x ST1: $p = 0.032$ | ST x ST2: $p = 0.003$ | ST x ST3: $p = 0.007$ | ST x ST4: $p = 0.009$) (Figura 2). Além disso, entre os blocos de prática com o sistema âncora foram observadas diferenças entre os seguintes pares: ST1 x ST3 ($p = 0.017$), ST1 x ST4 ($p = 0.038$) e ST2 x ST4 ($p = 0.028$).

Pós-prática sem o sistema âncora

Somente a ANOVA para a variável VMO_{AP} identificou efeito principal ($F_{2,8} = 6.059$, $p = 0.025$). Entretanto, a análise *a posteriori* não identificou nenhuma diferença entre as condições de pré e pós-prática sem o uso do sistema âncora (Figura 1). Em geral, nenhum efeito duradouro foi observado para a prática com o sistema âncora.

Discussão

Para avaliar o impacto do uso do sistema âncora em indivíduos idosos era necessário criar uma condição postural que gerasse instabilidade, já que na posição de pés paralelos e afastados (i.e., postura normal) o impacto do sistema âncora seria insignificante. Dessa forma, optou-se por criar uma instabilidade postural forçando os

indivíduos a adotarem a posição de ST. Para praticamente todas as variáveis monitoradas no presente estudo, a mudança da posição de pés afastados/paralelos para a posição ST gerou uma maior instabilidade postural como era esperado. Esse resultado está de acordo com estudos que mostram um aumento da instabilidade postural com uma redução da base de suporte em idosos ([TEASDALE et al., 1991](#); [STELMACH et al., 1989](#); [MARSH; GEEL, 2000](#); [REDFERN et al., 2002](#)). Dessa forma, a posição ST gerou a instabilidade postural necessária para estudar a efetividade do uso do sistema âncora sobre o controle postural.

O primeiro objetivo do presente estudo foi analisar o efeito do sistema âncora sobre o controle postural de indivíduos idosos. Os resultados apontaram que o uso do sistema âncora tornou o movimento mais estável. O segundo objetivo foi analisar o efeito da prática sistemática do sistema âncora sobre o controle postural de indivíduos idosos. Os resultados revelaram que a prática com o sistema âncora melhora o controle postural, mas os testes de transferência não revelaram nenhum efeito duradouro do uso do sistema âncora. Esses dois resultados principais são discutidos em detalhe na sequência.

O uso do sistema âncora melhora o controle postural em idosos

Os idosos participantes do presente estudo demonstraram uma redução da oscilação corporal com o uso do sistema âncora como identificado pelas variáveis VMO_{AP} , VMO_{ML} e distância percorrida pelo CP. O benefício do uso do sistema âncora já havia sido demonstrado anteriormente por [Mauerberg-deCastro \(2004\)](#) em adultos jovens. O presente estudo estende esses resultados para indivíduos idosos e corrobora os achados de [Dascal \(2009\)](#).

A âncora conduz informação sobre o estado da superfície adjacente e, ao mesmo tempo, sobre perturbações na sua estrutura através do toque dinâmico. O toque dinâmico envolve o reconhecimento sobre magnitudes e direções de implementos e membros obtidos através do esforço muscular ([CARELLO et al., 2008](#)). A adição da informação referente à percepção háptica obtida através do sistema âncora contribui para a diminuição da oscilação corporal em indivíduos idosos. Dessa forma, a capacidade dos indivíduos idosos de integrar a informação

háptica com o desempenho da tarefa postural corrobora resultados envolvendo adultos jovens usando esse paradigma experimental (MAUERBERG-DECASTRO, 2004).

O uso sistemático do sistema âncora não gerou um efeito duradouro sobre o sistema de controle postural após um período curto de prática

Apesar do uso do sistema âncora resultar em menor oscilação corporal durante o período do seu uso, ele não estimulou nenhuma mudança permanente no controle do equilíbrio dos idosos avaliados após sua retirada. Esse efeito duradouro também não foi observado quando *biofeedback* tátil foi usado em indivíduos com perda vestibular unilateral durante uma tarefa locomotora (DOZZA et al., 2004, 2007). Dozza et al. (2007) usaram um sistema de *biofeedback* com vibração tátil aplicada nas costas dos participantes com o intuito de diminuir a oscilação do tronco no plano frontal em indivíduos com perda vestibular unilateral. A posição da vibração nas costas do participante indicava a intensidade da inclinação do tronco no plano frontal. Apesar do sistema de *biofeedback* ter contribuído para diminuir a oscilação do tronco, quando ele foi removido não ocorreu nenhum efeito duradouro sobre o controle postural desses indivíduos. Os autores sugeriram que apesar do sistema de *biofeedback* ter melhorado o controle postural, ele não facilitou a recalibragem do desempenho motor para melhorar a função após um período curto de uso.

Entretanto, ainda é cedo para descartar por completo o uso do sistema âncora como uma ferramenta terapêutica. Embora não tenha sido possível identificar diferenças entre o pré e pós-prática através do teste *a posteriori*, a variável VMO_{AP} apontou uma tendência de melhora na instabilidade postural após o uso sistemático do sistema âncora. Isso sugere que um maior tempo de experiência com o sistema âncora pode contribuir para o sistema de controle postural recalibrar o processo de integração sensório-motora, fundamental para criar um quadro de referência apropriado para a manutenção da postura ereta. Estudos envolvendo um maior tempo de uso do sistema âncora devem ser realizados para analisar mais cuidadosamente sua contribuição a longo prazo no controle postural.

Ainda, é possível que o uso do sistema âncora em 100% das tentativas de prática pudesse criar uma situação onde a informação háptica fosse incorporada à tarefa ao invés de apenas contribuir para recalibrar o desempenho postural. Estudos na área de aprendizagem motora têm demonstrado que a frequência de *feedback* extrínseco fornecido ao aprendiz afeta a aprendizagem de habilidades motoras (SCHMIDT; LEE, 2005). O uso reduzido do *feedback* (i.e., 50% das tentativas) melhora a aprendizagem de habilidades motoras em relação ao fornecimento de *feedback* em 100% das tentativas (WINSTEIN; SCHMIDT, 1990). O uso frequente do *feedback* pode ter reforçado um subsistema criado entre o sistema postural e a informação háptica. Em outras palavras, o controle da postura incorpora essa informação adicional (háptica) como elemento da tarefa postural e o indivíduo torna-se dependente dessa informação. Assim, para melhorar a retenção do uso do sistema âncora seria interessante testar os indivíduos idosos em um protocolo alternando tentativas com e sem o uso do sistema âncora, de tal forma que no início da prática houvesse mais tentativas com o sistema âncora e seu uso fosse gradualmente diminuindo como tem sido feito em estudos sobre aprendizagem motora descritos acima.

Apesar de o presente estudo ter falhado em apresentar um efeito duradouro do sistema âncora sobre o controle postural, estudos anteriores em adultos jovens têm apontado para a existência de um efeito duradouro (MAUERBERG-DECASTRO et al., 2003). Nesse caso, o sistema âncora foi avaliado durante uma tarefa de deslocamento sobre uma trave de equilíbrio sem o auxílio da visão. No estudo, tentativas sem o uso do sistema âncora foram feitas no início e no final da sessão experimental. O objetivo de avaliar tentativas sem a âncora no final de uma série com o uso do sistema âncora era testar efeitos imediatos de transferência pela simples prática de uma tarefa postural. Entre estas tentativas, tentativas com o uso do sistema âncora foram realizadas. Os resultados mostraram que, nas tentativas com o sistema âncora, a variabilidade na fase relativa das passadas reduziu significativamente em comparação com a tentativa inicial sem o sistema âncora. Ainda, nenhuma diferença entre as tentativas âncoras e a tentativa final sem o uso do sistema âncora foi detectada. Os resultados

corroboram um efeito positivo imediato do sistema âncora sobre uma tarefa postural de restrição ao equilíbrio. Embora nenhuma generalização de efeitos permanentes possa ser atribuída a partir deste estudo, os resultados apontam para um fator de transferência de efeitos. Ou seja, a partir do fenômeno de transferência de aprendizagem, o sistema de controle postural ao utilizar os recursos disponíveis de momento de forma otimizada (i.e., durante o uso do sistema âncora) estende seus efeitos para condições similares de tarefa sem o sistema âncora. O que permanece sem resposta é se a realização de qualquer volume de tentativas com tarefas posturais poderia resultar em melhora postural ao final do experimento. Para tanto um piloto com o mesmo protocolo de repetições na tarefa locomotora sobre a trave de equilíbrio foi realizada. Os resultados apontam para presença de variabilidade ao longo de todas as tentativas, rejeitando a possibilidade de que a prática de curto prazo numa tarefa postural desafiadora ao equilíbrio possa necessariamente transferir efeitos tão rapidamente como os encontrados durante a tarefa com o sistema âncora.

Em síntese, os resultados do presente estudo permitem concluir que o uso do sistema âncora reduz a oscilação corporal. Ainda, indivíduos idosos se beneficiam do uso do sistema âncora da mesma forma que adultos jovens. Entretanto, o uso sistemático do sistema âncora não gerou um efeito duradouro sobre o sistema de controle postural de idosos após um período curto de prática.

Referências

- [BURTON, G.](#) Non-neural extensions of haptic sensitivity. **Ecological Psychology**, v. 5, p. 105-124, 1993.
- [CALVE, T.](#) **Contribuição da percepção háptica na manutenção do equilíbrio corporal em crianças de 5 a 7 anos de idade durante o andar na trave de equilíbrio.** 2004. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2004.
- [CALVE, T.; MAUERBERG-DECASTRO, E.](#) Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, v. 11, p. 199-204, 2006.
- [CARELLO, C.; SILVA, P. L.; KINSELLA-SHAW, J. M.; TURVEY, M. T.](#) Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 5, p. 339-350, 2008.
- [CARPENTER, M. G.; FRANK, J. S.; WINTER, D. A.; PEYSAR, G. W.](#) Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait and Posture**, v. 13, n. 1, p. 35-40, 2001.
- [CLAPP, S.; WING, A. M.](#) Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, v. 125, n. 4, p. 521-524, 1999.
- [DICKSTEIN, R.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B.](#) Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. **Gait and Posture**, v. 14, p. 238-247, 2001.
- [DASCAL, J. B.](#) **Controle postural de idosos: efeito da perturbação visual com o uso do sistema âncora.** 2009. 128 f. Tese (Doutorado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2009.
- [DOZZA, M.; CHIARI, L.; HORAK, F. B.](#) A portable audio-biofeedback system to improve postural control. **Conference Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 2, n. 1-5, p. 4799-4802, 2004.
- [DOZZA, M.; WALL, C.; PETERKA, R. J.; CHIARI, L.; HORAK, F. B.](#) Effects of practicing tandem gait with and without vibrotactile biofeedback in subjects with unilateral vestibular loss. **Journal of Vestibular Research**, v. 17, n. 4, p. 195-204, 2007.
- [HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M.](#) Postural equilibrium and orientation. In: ROWELL, L. B.; SHEPHERD, J. T. (Eds.) **Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts.** New York: Oxford University Press, 1996. p. 255-292.
- [JEKA, J. J.](#) Light touch contact as a balance aid. **Physical Therapy**, v. 77, p. 476-487, 1997.
- [JEKA, J. J.; LACKNER, J. R.](#) Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 100, p. 495-502, 1994.
- [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, 1995.

- [LACKNER, J. R.; DIZIO, P.](#) Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation. **Annual Review Psychology**, v. 56, p. 115–147, 2005.
- [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, p. 454-464, 2001.
- [LEE, D. N.; LISHMAN, J. R.](#) Visual proprioceptive control of stance. **Journal of Human Movement Studies**, v. 1, p. 87-95, 1975.
- [MARSH, A. P.; GEEL, S. E.](#) The effect of age on the attentional demands of postural control. **Gait and Posture**, v. 12, p. 105-113, 2000.
- [MAUERBERG-DECASTRO, E.; CALVE, T.; VIVEIROS, F. F.; POLANCZYK, S. D.; COZZANI, M. V.](#) Um tutorial sobre percepção háptica no controle postural: ilustrando um sistema “âncora” e suas aplicações na reabilitação e na atividade física adaptada. **Revista da Sociedade Brasileira de Atividade Motora Adaptada**, v. 8, p. 7-20, 2003.
- [MAUERBER-DECASTRO, E.](#) Developing an “anchor” system to enhance postural control. **Motor Control**, v. 8, p. 339-358, 2004.
- [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 non-rigid tool. **Adapted Physical Activity Quarterly**, submetido.
- [POLANCZYK, S. D.; MAUERBERG-DECASTRO, E.](#) Contribuição do paradigma âncora na melhora do controle postural em adultos com deficiência mental após um treinamento. **Motriz**, v. 11, suplemento, p. S141-S142, 2005.
- [POLANCZYK, S. D.; MAUERBERG-DECASTRO, E.](#) Using an anchor system as a training tool to improve postural control in individuals with mental retardation. **Revista da Sociedade Brasileira de Atividade Motora Adaptada**, v. 12, suplemento, p. 332-333, 2007.
- [RABIN, E.; DIZIO, P.; LACKNER, J. R.](#) Time course of haptic stabilization of posture. **Experimental Brain Research**, v. 170, p. 122-126, 2006.
- [RABIN, E.; DIZIO, P.; VENTURA, J.; LACKNER, J. R.](#) Influences of arm proprioception and degrees of freedom on postural control with light touch feedback. **Journal of Neurophysiology**, v. 99, p. 595-604, 2008.
- [REDFERN, M. S.; MÜLLER, M. L. T. M.; JENNINGS, J. R.; FURMAN, J. M.](#) Attentional dynamics in postural control during perturbations in young and older adults. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 57, n. 8, p. B298-B303, 2002.
- [RILEY, M. A.; WONG, S.; MITRA, S.; TURVEY, M. T.](#) Common effects of touch and vision on postural parameters. **Experimental Brain Research**, v. 117, p. 165-170, 1997.
- [RILEY, M. A.; STOFFREGEN, T. A.; GROCKI, M.; TURVEY, M. T.](#) Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, v. 18, p. 795-817, 1999.
- [SCHEFFER, A. C.; SCHUURMANS, M. J.; VAN DIJK, N.; VAN DER HOOFT, T.; DE ROOIJ, S. E.](#) Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. **Age and Ageing**, v. 37, p. 19-24, 2008.
- [SCHMIDT, R. A.; LEE, T.](#) **Motor control and learning: a behavioral emphasis**. Champaign: Human Kinetics, 2005.
- [STELMACH, G. E.; TEASDALE, N.; DIFABIO, R. P.; PHILLIPS, J.](#) Age related decline in postural control mechanisms. **International Journal on Aging and Human Development**, v. 29, p. 205-23, 1989.
- [STURNIEKS, D. L.; GEORGE, R. S.; LORD, S. R.](#) Balance disorders in the elderly. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 467-478, 2008.
- [TEASDALE, N.; STELMACH, G. E.; BREUNIG, A.](#) Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. **Journal of Gerontology**, v. 46, n. 6, p. B238-B244, 1991.
- [VUILLERME, N.; NOUGIER, V.](#) Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 1560-1563, 2003.
- [VUILLERME, N.; ISABLEU, B.; NOUGIER, V.](#) Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. **Experimental Brain Research**, v. 169, p. 232-236, 2006.
- [WINSTEIN, C. J.; SCHMIDT, R. A.](#) Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. **Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition**, v. 16, n. 4, p. 677-691, 1990.

Endereço:

Renato de Moraes
USP - Escola de Artes, Ciências e Humanidades
Av. Arlindo Bértio, 1000 Ermelino Matarazzo
São Paulo SP Brasil
03828-000
Telefone: (11) 3091-8171
Telefax: (11) 2943-9076
e-mail: renatomoraes@usp.br

Recebido em: 24 de março de 2009.

Aceito em: 20 de maio de 2009.



Motriz. Revista de Educação Física. UNESP, Rio Claro,
SP, Brasil - eISSN: 1980-6574 - está licenciada sob
[Licença Creative Commons](#)