

## **Efeito do uso do sistema de âncora sobre a oscilação postural em idosos durante a postura ereta após a fadiga dos músculos flexores plantares**

Andressa Busch Rocha Pereira (1); Renato de Moraes (2)

(Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- Universidade de São Paulo/ andressa.busch@outlook.com)

### **Introdução**

O processo natural de envelhecimento provoca o declínio das funções do sistema sensório-motor que acarretam em percepção diminuída, integração e processamento menos eficientes que refletem de forma direta na execução motora. As limitações funcionais expostas alteram o controle postural e são relacionadas ao evento de quedas na população de idosos (1, 2). Em média 30% dos indivíduos com mais de 65 anos de idade experimentam por ano ao menos um evento de queda, e em metade dos casos o episódio de queda é recorrente, seguido muitas vezes de lesões, incapacitação e até óbito (3). O sistema nervoso central (SNC) determina a ação do tônus muscular e gera forças para a estabilização postural durante a postura ereta de maneira constante baseada nos *inputs* sensoriais (4, 5). Dessa forma, a ausência ou baixa acurácia de um *input* sensorial importante para a regulação postural pode perturbar o controle postural e exigir do SNC estratégias de repesagem sensorial (6) e/ou exploração para aumentar o influxo sensorial através do aumento da oscilação corporal (4, 7-10).

Atividades físicas diárias podem acarretar em fadiga muscular e podem afetar o controle postural, pois alteram a eficiência proprioceptiva e o *output* motor (11). Devido sua importância na função anti-gravidade, a fadiga dos músculos flexores plantares na postura ereta apresenta efeito perturbador no sistema de controle postural caracterizado pelo aumento da oscilação corporal, o que pode levar o indivíduo mais próximo dos seus limites de estabilidade (1, 2, 12).

Há distintas fontes de informação sensorial adicional disponíveis na literatura, sendo que o toque leve (13) e o *taping* (14) são capazes de neutralizar o aumento da oscilação postural em função da fadiga dos músculos flexores plantares na postura ereta em adultos jovens. No entanto, ainda não se sabe se esse efeito se estenderia aos idosos. Não se sabe ainda, se o uso do sistema âncora poderia de igual maneira, neutralizar o efeito da fadiga dos músculos flexores plantares na postura ereta. O sistema âncora consiste de dois cabos flexíveis com massas leves (125 g) fixadas em uma das extremidades de cada cabo (15). Dessa forma, foi nosso objetivo averiguar o efeito do uso do sistema âncora no controle postural após a fadiga dos músculos flexores plantares em idosos. Espera-se que a fadiga dos músculos flexores plantares aumente a oscilação corporal nos idosos, e

que o efeito do sistema âncora seja maior após a fadiga dos músculos flexores plantares.

## **Metodologia**

Participaram desse estudo dezenove idosos (15 mulheres;  $67,8 \pm 4,9$  anos;  $1,61 \pm 0,09$  m;  $68,9 \pm 8,7$  kg). A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética local (CAAE 38720414.0.0000.5659) e todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Foram incluídos idosos com idade entre 60 e 85 anos. Os critérios de exclusão foram: distúrbio visual não corrigido com óculos, doenças neuromusculares, musculoesqueléticas ou cardiopulmonares severas e disfunção em membros superiores que impossibilitassem o uso adequado da âncora, uso de andador ou outro auxílio para marcha, doença neurológica ou doença vestibular que pudesse influenciar no equilíbrio.

O protocolo de fadiga consistiu em realizar uma única série de flexão plantar bilateral do tornozelo repetidas vezes de forma constante e ininterrupta, com controle da amplitude de movimento e do ritmo de uma repetição por segundo (1 Hz). Foi considerado que os participantes estavam em fadiga quando os mesmos não foram mais capazes de manter a amplitude de movimento e/ou ritmo proposto. Nas condições com fadiga, as tentativas foram realizadas imediatamente após o protocolo de fadiga, o tempo de transição para a tarefa postural foi em média 15 s.

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM), localizado na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP) da Universidade de São Paulo (USP), em ambiente silencioso. Antes de iniciar as coletas, cada participante realizou uma breve sessão de familiarização da tarefa postural para cada condição (com e sem o sistema âncora). A tarefa postural consistiu em permanecer em postura ereta o mais parado possível durante 30 s para cada tentativa sobre uma plataforma de força (FP4060-NC, Bertec, EUA, frequência de amostragem de 200Hz). Os participantes ficaram descalços, com os pés paralelos o mais próximo possível e com os olhos fechados em todas as tentativas. Os participantes realizaram tentativas com e sem o sistema âncora de maneira randomizada e não houve intervalo entre as tentativas, antes e após o protocolo de fadiga (Figura 1). Quando usando o sistema âncora, os participantes foram orientados a segurar um cabo em cada mão mantendo-os esticados sem levantar as cargas do chão com os cotovelos próximos ao tronco e fletidos na angulação preferida de cada um. Para as tentativas sem âncora os participantes foram orientados a manter os braços na mesma posição da condição com âncora.

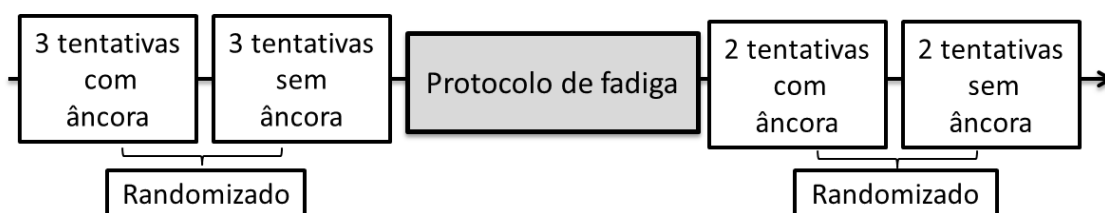


Figura 1. Sequência de eventos do protocolo experimental.

Foram analisados os dados do centro de pressão (CP) obtidos por meio da plataforma de força. As coordenadas do CP foram filtradas digitalmente por um filtro de Butterworth, de 4ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz. As seguintes variáveis foram calculadas a partir do deslocamento do CP: área da elipse (95%), amplitude média de oscilação (AMO) nas direções anteroposterior (AP) e médio lateral (ML) e velocidade média de oscilação (VMO) também nas direções AP e ML.

Para as análises estatísticas das variáveis do deslocamento do CP, a média das tentativas de cada condição foi usada. Para a variável área da elipse, foi realizada uma ANOVA para dois fatores (fadiga [sem e com] X âncora [sem e com]). Para as variáveis AMO e VMO nas direções AP e ML foram realizadas duas MANOVA para dois fatores (fadiga [sem e com] X âncora [sem e com]) com medidas repetidas nos dois últimos fatores. Foram realizados testes *a posteriori* com ajuste de *Bonferroni* quando necessário. O nível de significância adotado foi de  $\alpha \leq 0,05$ .

## Resultados e Discussão

**Área da elipse.** A ANOVA indicou efeito principal de fadiga ( $F_{1,18}=7,671$ ;  $p=0,013$ ). Houve aumento da área da elipse após o protocolo de fadiga ( $648,2 \pm 91,4 \text{ mm}^2$ ) em relação às condições sem fadiga ( $479,1 \pm 61,9 \text{ mm}^2$ ), o que indica que o protocolo de fadiga adotado foi efetivo para perturbar o controle postural.

**Amplitude média de oscilação (AMO).** A MANOVA apontou efeito principal de âncora na direção AP ( $F_{2,17}=2,641$ ;  $p=0,049$ ) e efeito principal de fadiga nas direções AP ( $F_{2,17}=6,523$ ;  $p=0,002$ ) e ML ( $F_{2,17}=6,523$ ;  $p=0,035$ ). Houve redução da AMO na direção AP com o uso das âncoras ( $5,47 \pm 0,6 \text{ mm}$ ) em relação ao não uso das âncoras ( $6,06 \pm 0,5 \text{ mm}$ ). Houve aumento da AMO nas condições com fadiga (AP:  $6,23 \pm 0,57 \text{ mm}$  | ML:  $6,05 \pm 0,68 \text{ mm}$ ) em relação a condições sem fadiga (AP:  $5,30 \pm 0,55 \text{ mm}$  | ML:  $5,42 \pm 0,73 \text{ mm}$ ).

**Velocidade média de oscilação (VMO).** A MANOVA mostrou efeito principal de fadiga na direção AP ( $F_{2,17}=11,187$ ;  $p=0,000$ ) e ML ( $F_{2,17}=11,187$ ;  $p=0,023$ ). Houve aumento da VMO após o

protocolo de fadiga (AP:  $13,99 \pm 1,19$  mm/s | ML:  $12,70 \pm 1,53$  mm/s) em relação as condições sem fadiga (AP:  $11,02 \pm 0,98$  mm/s | ML:  $10,63 \pm 1,16$  mm/s).

Nós consideramos que o protocolo de fadiga foi efetivo em perturbar o controle postural dos idosos uma vez que a análise estatística apontou efeito principal de fadiga em todas as variáveis posturais analisadas, essa mudança no comportamento postural era esperada por ser bem documentada na literatura. A fadiga muscular afeta o funcionamento do sistema somatossensorial, altera o senso de posição e movimento articular (16, 17), em especial na extensão periférica devido a alteração no limiar do fuso do músculo fadigado, além de afetar a resposta motora do músculo, gerando aumento da oscilação corporal como estratégia de exploração para obter mais informações e suplementar a regulação do sistema (7, 18-21).

O uso do sistema âncora reduziu a oscilação corporal. Nossos achados estão de acordo com os achados descritos na literatura. Moraes e Mauerberg-deCastro (22) identificaram menor oscilação corporal em idosos com o uso do sistema âncora, no entanto, sem efeito duradouro após um período curto de tentativas. Já Freitas et al. (23) analisaram distintas frequências de prática com o sistema âncora em idosos e encontraram que os mesmos se beneficiaram da frequência intermitente com efeito duradouro 24h depois da prática, com menor oscilação corporal. Os achados de Santos et al. (24) apontaram que o sistema âncora ainda diminuiu a oscilação postural em idosos independente da condição visual (com e sem), com uso das âncoras nas duas mãos e na mão não dominante. Posto isso, as evidências indicam que o sistema âncora pode auxiliar os idosos na regulação das oscilações corporais. A informação háptica adicional fornecida pelo sistema âncora foi usada pelos idosos para regular a postura do corpo no ambiente.

Entretanto, diferente do esperado, o uso do sistema âncora não neutralizou o efeito perturbador da fadiga dos músculos flexores plantares. Identificamos efeito principal do sistema âncora, contudo, sem interação com a fadiga. Nossa hipótese é que a demanda da tarefa postural entrou em conflito com a demanda atencional necessária para ancoragem (controlar o grau de liberdade das mãos, enquanto mantém os cabos flexíveis tensionados durante o balanço constante postural), apontando que a atenção à tarefa postural foi priorizada, uma vez que a atenção é mais exigida a medida que a demanda postural aumenta (25).

A informação háptica adicional advinda do sistema âncora possui vantagens em relação ao toque teve e o *taping* (13, 14). O cabo flexível permite maior grau de liberdade durante sua manipulação, além da impossibilidade de apoio mecânico devido suas massas leves. Em contrapartida, para obter informação háptica adicional é necessário que os cabos estejam

tensionados e essa tarefa pode gerar maior demanda atencional em relação ao toque leve que é uma superfície fixa e o *taping* que proporciona informação sensorial adicional passivamente.

Os idosos que participaram desse estudo não se beneficiaram de igual forma aos adultos jovens que fizeram uso das informações sensoriais adicionais do toque leve e *taping* quando em condição de fadiga. Sabemos que dada às evidências positivas sobre o uso do sistema âncora, que essa ferramenta pode vir a ser aplicada em programas terapêuticos e de treinamento físico futuramente, devido a seus benefícios e baixo custo. Esse estudo é importante para compreender as possíveis contribuições do uso dessa ferramenta no controle postural.

## Conclusão

O sistema âncora auxiliou na diminuição da oscilação corporal dos idosos. Porém, o sistema âncora não foi capaz de neutralizar o efeito perturbador postural em decorrência da fadiga dos músculos flexores plantares em idosos.

## Referências Bibliográficas

1. Gimmon Y, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Dec;21(6):922-8.
2. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995 Feb;76(2):151-7.
3. Tinetti ME. Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. *The New England journal of medicine.* 2003 Jan 02;348(1):42-9.
4. Wardman DL, Day BL, Fitzpatrick RC. Position and velocity responses to galvanic vestibular stimulation in human subjects during standing. *The Journal of physiology.* 2003 Feb 15;547(Pt 1):293-9.
5. Shumway-cook A, Woollacott M. In: Wilkins LW, editor. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice.* Philadelphia2007.
6. Polastri PF, Barela JA, Kiemel T, Jeka JJ. Dynamics of inter-modality re-weighting during human postural control. *Experimental brain research.* 2012 Nov;223(1):99-108.
7. Bisson EJ, Lajoie Y, Bilodeau M. The influence of age and surface compliance on changes in postural control and attention due to ankle neuromuscular fatigue. *Experimental brain research.* 2014 Mar;232(3):837-45.
8. Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neurosci Lett.* 2001 Aug 3;308(2):103-6.
9. Gibson JJ. *The senses considered as perceptual systems.* Boston, MA1966. 1-336 p.
10. Carpenter MG, Murnaghan CD, Inglis JT. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience.* 2010 Nov 24;171(1):196-204.
11. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and biobehavioral reviews.* 2012 Jan;36(1):162-76.
12. Sturnieks DL, St George R, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol Clin.* 2008 Dec;38(6):467-78.

13. Vuillerme N, Nougier V. Effect of light finger touch on postural sway after lower-limb muscular fatigue. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 Oct;84(10):1560-3.
14. Thedon T, Mandrick K, Foissac M, Mottet D, Perrey S. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. *Gait & posture.* 2011 Apr;33(4):686-9.
15. Mauerberg-deCastro E. Developing an "anchor" system to enhance postural control. *Motor Control.* 2004 Jul;8(3):339-58.
16. Allen TJ, Proske U. Effect of muscle fatigue on the sense of limb position and movement. *Experimental brain research.* 2006 Mar;170(1):30-8.
17. Forestier N, Teasdale N, Nougier V. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Med Sci Sports Exerc.* 2002 Jan;34(1):117-22.
18. Corbeil P, Blouin JS, Begin F, Nougier V, Teasdale N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait & posture.* 2003 Oct;18(2):92-100.
19. Shirazi ZR, Jahromi FN. Comparison of the effect of selected muscle groups fatigue on postural control during bipedal stance in healthy young women. *Nigerian medical journal : journal of the Nigeria Medical Association.* 2013 Sep;54(5):306-9.
20. Hlavackova P, Pradon D, Vuillerme N. Control of bipedal posture following localised muscle fatigue of the plantar-flexors and finger-flexors. *European journal of applied physiology.* 2012 Feb;112(2):789-93.
21. Boyas S, McGown C, Lajoie Y, Bilodeau M. Changes in posture associated with postural control impairment induced by ankle plantarflexor fatigue during unipedal quiet standing. *Neurosci Lett.* 2013 Jun 28;547:48-52.
22. Moraes R, Mauerberg-deCastro E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos The use of a non-rigid tool reduces body sway in older individuals. *Motriz: J Phys* 2009;15 263–72.
23. Freitas Mde B, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Intermittent use of an "anchor system" improves postural control in healthy older adults. *Gait & posture.* 2013 Jul;38(3):433-7.
24. Santos LO, Moura FHV, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduz a oscilação corporal em idosos. *Rev Bras Educ Fís Esporte.* 2015;29:487-95.
25. Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental brain research.* 1993;97(1):139-44.