

ARTIGO ORIGINAL

Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão

Postural stability of young adults during momentary absence of vision

Regina Maria Carvalho Leme Costa ¹, Daniel Gustavo Goroso ², José Augusto Fernandes Lopes ³

RESUMO

Esse trabalho teve como objetivo a análise da estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão (PMV), no movimento de extensão de tronco para a postura ereta. Foi utilizado um sistema de plataformas de força (uma para cada pé), com frequência de aquisição de 1000 Hz e um sistema de imagens, com frequência de aquisição de 200 Hz; ambos os sistemas foram sincronizados. Foram obtidas as forças de reação ao solo (FRS) em cada pé de apoio e calculado o centro de pressão (COP: *Center of Pressure*). Também foi obtido o centro de gravidade (COG: *Center of Gravity*) por meio da reconstrução tridimensional das 8 câmeras. Os sinais cinéticos e cinemáticos brutos foram filtrados, utilizando filtro *Butterworth* de 6ª e 4ª ordem, respectivamente, com frequência de corte de 12 Hz. A coleta de dados foi realizada em 10 indivíduos, adultos jovens do sexo masculino, com média de idade de 25,6 ± 2,3 anos, sob duas condições visuais: (1) Visão Preservada (VP) e (2) Privação Momentânea da Visão (PMV) e foram realizadas 5 tentativas para cada condição visual. A tarefa de movimento, denominada auto-perturbação, partiu da posição inicial de flexão de tronco (90°) até a postura ereta. Foi definida como variável de estudo a amplitude do módulo do vetor $\overline{COP - COG}$ nos

intervalos antes da perturbação, perturbação e pós-perturbação, a fim de quantificar o tempo de recuperação da estabilidade no intervalo pós-perturbação. A amplitude do módulo do vetor $\overline{COP - COG}$ foi ajustada com uma curva exponencial. Os valores médios obtidos para o tempo de recuperação da estabilidade foram: 779,6 ms (±138,6) para condição VP e 404,8 ms (±170,2) para a condição PMV. Foi aplicado o teste de *Kolmogorov-Smirnov* para testar a normalidade das variáveis: tempo de recuperação da estabilidade e amplitude pós-perturbação ($p < 0.05$). Na sequência foram aplicados os testes: *t* de *Student* para dados pareados e ANOVA bidirecional para as 5 tentativas de cada condição visual. Foram constatadas diferenças significativas ($P < 0,05$) para as variáveis analisadas no intervalo de pós-perturbação. Concluiu-se que os indivíduos PMV utilizaram mecanismos de ajustes neuromusculares rápidos quando comparados com indivíduos VP para se estabilizar na postura ereta e não cair.

PALAVRAS-CHAVE

postura, marcha, transtornos da visão

ABSTRACT

This work aimed at the analysis of the postural stability of young adults in the momentary absence of vision (MAV), in the movement of the trunk towards an upright stance. A system of two force platforms (one for each foot) was utilized, with a sampling frequency of 1000Hz, and an imaging system with a sampling frequency of 200Hz; both systems were synchronized. Ground reaction forces (GRF) in each support foot were obtained and the center of pressure (COP) was calculated. The center of gravity (COG) was also obtained through a tridimensional reconstruction of 8 cameras. The gross kinetic and kinematic signals were filtered, using a Butterworth filter of 6th and 4th order, respectively, with a cutoff frequency of 12Hz. Data was collected from 10 individuals, young adult males, with average age of 25.6 ± 2.3 years, under two visual conditions: (1) Preserved Vision (PV) and (2) Momentary Absence of Vision (MAV), and 5 trials were made for each visual condition. The movement task, referred to as self-perturbation, started from the initial trunk flexion position (90°) towards the upright stance. The amplitude of the vector module $\overline{COP - COG}$ was defined as the study variable in the intervals before the perturbation,

perturbation, and post-perturbation, in order to quantify the recovery time of the stability in the post-perturbation interval. The module vector amplitude $\overline{COP - COG}$ was adjusted with an exponential curve. The average values obtained for the stability recovery time were: 779.6ms (±138.6) for the PV condition and 404.8ms (±170.2) for the MAV condition. The Kolmogorov-Smirnov test was applied to verify the normality of the variables: stability recovery time and post-perturbation amplitude ($p < 0.05$). Afterwards, the Student's *t* test was applied for the paired data and the bidirectional ANOVA test was applied for the 5 trials of each visual condition. Significant differences ($P < 0.05$) were noted for the variables analyzed in the post-perturbation interval. It was concluded that the MAV individuals, when compared to the PV individuals, utilized rapid neuromuscular adjustment mechanisms to stabilize themselves in the upright stance and not to fall.

KEYWORDS

posture, gait, vision disorders

1 Educadora Física; Laboratório de Controle Motor da Universidade de Mogi das Cruzes – UMC

2 Físico; Laboratório de Controle Motor da Universidade de Mogi das Cruzes - UMC

3 Engenheiro; Laboratório de Marcha do Instituto de Medicina Física e Reabilitação do Hospital das Clínicas FMUSP

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Regina Maria Carvalho Leme Costa
E-mail: regina.leme@ globo.com

INTRODUÇÃO

Dentre as inúmeras atividades funcionais normais realizadas diariamente, a postura em pé é considerada uma das principais e mais complexas, pois depende de inúmeros fatores e da integridade dos mecanismos que regulam a postura para manter o corpo em equilíbrio.^{1,2,3}

Qualquer alteração nas variáveis sensitivas, motoras e/ou cognitivas gera déficit na capacidade funcional, na independência e na qualidade de vida dos indivíduos,^{4,5,6} tanto em crianças, jovens, adultos e idosos. Logo, o controle do tronco é um componente crucial para a realização das atividades funcionais⁷ e deve proporcionar ao mesmo tempo uma estabilidade e mobilidade⁸ para que os indivíduos possam realizar suas atividades cotidianas sem maiores dificuldades.

Tendo em vista que a postura se baseia nas forças aplicadas no apoio e na orientação do corpo em relação à gravidade,^{9,10} os ajustes neuromusculares são ativados quando ocorrem alterações na postura.^{11,12}

Desse modo, a estabilometria, por meio da quantificação das oscilações do centro de gravidade (COG) e do centro de pressão (COP), mostra-se como um método eficaz na análise do equilíbrio postural, sendo sua aplicação reportada nas áreas de avaliação clínica,^{13,14,15} reabilitação¹⁶ e treinamento desportivo.¹⁷

Por outro lado, diferentes trabalhos na literatura científica apresentam estudos da postura ereta com diferentes focos: postura não perturbada, privação momentânea da visão e/ou ausência de visão, faixa etária diversificada (crianças, jovens, adultos e idosos),^{18,19} apoio bipodálico e monopodálico, quantidade de plataformas e diferentes condições ambientais^{15,16} (paredes e alvos móveis) Sendo considerado um bom modelo experimental para estudar a postura ereta as perturbações visuais e motoras.

Diante do interesse em detectar os mecanismos que possibilitam ao sistema músculo-esquelético corrigir e ajustar as oscilações do COP em relação ao COG, a fim de manter o equilíbrio na postura ereta, surge à necessidade de se conhecer o tempo de recuperação da estabilidade no controle da postura. Justamente, neste estudo se propõe um método para quantificar a estabilidade no intuito de mostrar a luta do sistema neuromuscular para manter o COG dentro da base de suporte dos pés.

OBJETIVO

Quantificar o tempo de recuperação da estabilidade da postura ereta, após ter ocorrido uma auto-perturbação, em adultos jovens nas condições de visão preservada (VP) e privação momentânea da visão (PMV), no movimento de extensão de tronco para a postura ereta à partir do ajuste da curva envolvente da amplitude do vetor $\overline{COP - COG}$.

MÉTODO

O estudo foi realizado pelo Laboratório de Controle Motor / NPT / Universidade de Mogi das Cruzes com a colaboração do

Laboratório de Movimento / DMR-HC / Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

A participação dos voluntários na pesquisa foi tramitada perante o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, da Universidade de Mogi das Cruzes, Processo CEP nº. 110/06 e CAAE: 0111.0.237.000-06 e no Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Processo CEP nº. 0069/08 de 17/03/2008, atendendo à resolução CNS 196 de 10/10/1996 inciso IX. 2, letra “c” do Conselho Nacional de Saúde.

Instrumentos de Medição

Para a coleta dos sinais foram utilizados: (1) Sistema de Plataformas de Força (AMTI, OR6-7-1000) constituído de 2 plataformas de força; (2) Sistema de Imagens com oito câmeras de vídeo infra-vermelho analógicas (*Hawk*) do sistema *Expert Vision (COHU 4915)*. Os sistemas são integrados e sincronizados para aquisição dos dados estabilográficos e cinemáticos.

Casuística

A amostra foi constituída por 10 indivíduos jovens, do sexo masculino, média de idade de 25,6±2,3 anos, com nível de atividade de vida diária moderado, sem histórico significativo de patologia nos membros inferiores e coluna vertebral e sem problemas vestibulares como, por exemplo, tonturas e labirintites.

Tarefa de movimento

Foram realizados movimentos de extensão de tronco, na maior velocidade possível (auto-perturbação), para a postura ereta. A posição inicial do indivíduo é caracterizada pela flexão de tronco (90°), mantendo os pés paralelos afastados à largura do ombro e os braços soltos. Após ter realizado o movimento, o indivíduo permaneceu na postura até completar o tempo da tarefa de 8s. Os voluntários executaram a tarefa de movimento submetida a duas condições visuais: (1) Privação Momentânea da Visão (PMV) - realizada com os olhos vendados (usando óculos de natação vedados na cor preta, para impedir a percepção luminosa em ambos os olhos) e (2) Visão Preservada (VP) - realizada com os olhos abertos. Foram executadas 5 repetições para cada condição visual, totalizando 10 repetições de movimentos para cada indivíduo, com o propósito de identificar possíveis mecanismos de ajustes no sistema motor por parte do indivíduo na execução da tarefa e, conforme sugestões da literatura que recomenda um número de repetições em torno de 3, para que não haja aprendizado e nem mesmo fadiga muscular.²⁰

As Figuras 1a e 1b mostram a posição inicial e final, respectivamente, de um indivíduo testado, sobre as plataformas de força (Plataforma 1 - pé esquerdo e Plataforma 2 - pé direito).

Foram fixados vinte e cinco marcadores refletivos, em pontos anatômicos segundo o modelo antropométrico de *Dempster*, para reconstrução do modelo tridimensional e posterior cálculo do COM.

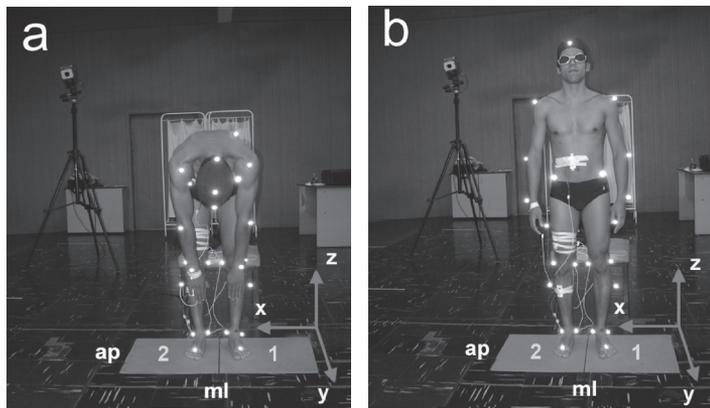


Figura 1

Teste de extensão de tronco para a postura ereta com PMV (a) Posição inicial do indivíduo para a execução do movimento e (b) Posição final após a realização do movimento.^{21,22}

Aquisição dos dados

Os dados captados pelo Sistema de Plataformas de Força foram pré-processados pelo software *EvaRT 5.0*, contendo os sinais brutos das 2 plataformas utilizadas, isto é: Forças de Reação ao Solo (FRS) nas direções x, y e z (F_{x1} , F_{y1} , F_{z1} , F_{x2} , F_{y2} e F_{z2}), localização do ponto de aplicação das forças (x_1 , y_1 , z_1 , x_2 , y_2 e z_2) e momentos resultantes (M_{z1} e M_{z2}). Os sub-índices 1 e 2 se referem às plataformas (1) e (2) (Figura 1). A frequência de aquisição da plataforma de força foi de 1000 Hz.

O deslocamento dos pontos anatômicos também foi captado pelo software *EvaRT*. Foi utilizado o software *Ortho Trak 6.2*, para calcular o COM de cada segmento corporal e o COM Total. A frequência de aquisição dos dados cinemáticos foi de 200 Hz.

Processamento dos dados

Os dados das Plataformas (1) e (2), foram processados por um programa desenvolvido em ambiente *Matlab 8.0a* ®. Os sinais cinéticos brutos foram filtrados, utilizando filtro *Butterworth* de 6ª ordem com frequência de corte de 12 Hz. Também foram calculados os momentos resultantes (M_x e M_y) e a força resultante R_z , a fim de obter o COP nas direções antero-posterior (COP_{ap}) e médio-lateral (COP_{ml}), conforme equações descritas na seqüência:

$$M_x = M_{x1} + M_{x2} \quad (1)$$

$$M_x = F_{z1} \cdot y_1 + F_{y1} \cdot z_1 + F_{z2} \cdot y_2 + F_{y2} \cdot z_2 \quad (2)$$

$$M_y = M_{y1} + M_{y2} \quad (3)$$

$$M_y = -F_{z1} \cdot x_1 - F_{x1} \cdot z_1 - F_{z2} \cdot x_2 - F_{x2} \cdot z_2 \quad (4)$$

$$R_z = F_{z1} + F_{z2} \quad (5)$$

Finalmente:

$$COP_{ap} = \frac{M_x}{R_z} \quad (6)$$

$$COP_{ml} = \frac{-M_y}{R_z} \quad (7)$$

Uma vez calculados o COP_{ap} e COP_{ml} foi possível definir a amplitude do vetor COP em relação ao COG com o intuito de estimar o tempo de recuperação da estabilidade.

Análise estatística

Para a análise estatística foi utilizado um programa desenvolvido em ambiente *Matlab 2008a* ®. A normalidade dos dados foi testada pelo método de *Kolmogorov e Smirnov* ($p < 0,05$), supondo que a distribuição se aproxima a uma gaussiana para todos os valores médios. Assim foi possível aplicar o teste paramétrico *t de Student* para dados pareados dos 10 voluntários, nas cinco tentativas executadas nas condições de VP e PMV, para as variáveis da análise estabilográfica estudadas, assim como o teste ANOVA Bidirecional para estar analisando ambas as condições (numero de tentativas e condição visual).

Tempo de recuperação da estabilidade

Figura 2a e 2b mostra a trajetória do módulo do vetor $\overline{COP - COG}$ nos intervalos antes, durante e pós-perturbação, denominados: (aP), (P) e (pP), respectivamente. Os intervalos foram selecionados segundo critério descrito por Costa et al.²³ Observa-se na Figura 2a e 2b diferenças entre as condições visuais e também que a amplitude do módulo do vetor $\overline{COP - COG}$ decai exponencialmente. Isto é, tende a diminuir assintoticamente até valores próximos de zero. Isto pode ser interpretado como a busca do sistema neuromuscular para aproximar o COG (projetado no plano horizontal) ao COP, com a finalidade de atingir o equilíbrio dinâmico após ter ocorrido a auto-perturbação.

Observa-se na Figura 2a que a amplitude no intervalo (pP) para a condição de VP decai mais rapidamente em relação a condição de PMV (Figura 2b). Isto significa que o indivíduo com PMV demora mais tempo para se estabilizar, após a ocorrência da auto-perturbação.

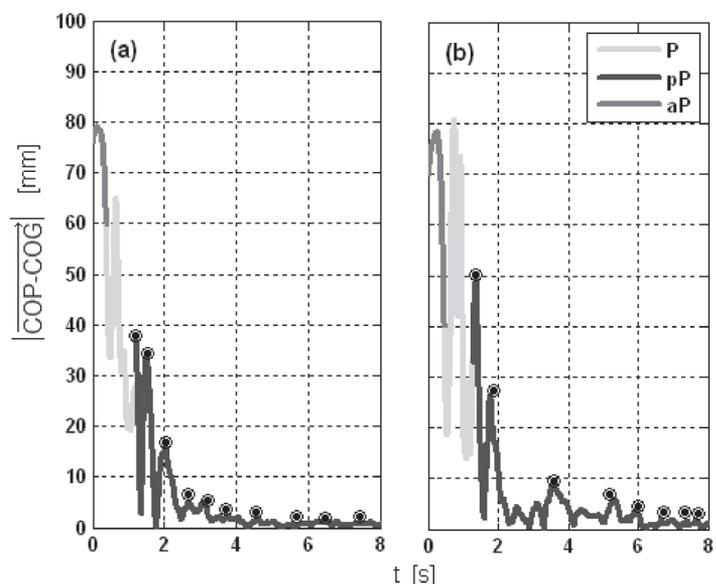


Figura 2

Vetor COP em relação ao COG (projetado no plano xy) dividido em intervalos (aP), (P) e (pP) de um dos voluntários (a) VP e (b) PMV. (⊙) amplitude da curva envolvente.

Uma forma de quantificar este fenômeno que se apresenta no intervalo (pP), intervalo no qual é realizada a presente análise, consiste em estimar o tempo de recuperação da estabilidade, a partir de um ajuste exponencial da curva envolvente da amplitude do vetor $\overline{COP-COG}$ (denotada na Figura 2a e 2b com um \odot), que no caso, se aproxima com o menor erro quadrático médio, a uma curva exponencial com duas constantes de tempo, conforme equação:

$$f(t) = a.e^{-\frac{t}{\tau_1}} + b.e^{-\frac{t}{\tau_2}} \quad (8)$$

Onde:

- $f(t)$: função f que representa a curva envolvente da amplitude do vetor $\overline{COP-COG}$ em função da variável t (tempo).
- a : coeficiente de ajuste exponencial 1
- b : coeficiente de ajuste exponencial 2
- τ_1 : tempo de recuperação da estabilidade 1
- τ_2 : tempo de recuperação da estabilidade 2

Sendo que τ_1 representa uma constante de tempo rápida e τ_2 uma constante de tempo lenta. Cada uma das variáveis, ainda é particularizada para as condições de indivíduos PMV e VP respectivamente.

RESULTADOS

Tempo de recuperação da estabilidade

As Figuras 3a e 3b apresentam as curvas envolventes da amplitude do vetor $\overline{COP-COG}$ obtidas experimentalmente durante as 5 tentativas realizadas por um dos indivíduos em cada condição visual. Na mesma Figura se apresenta as curvas do ajuste exponencial realizado mediante a equação 8.

Observa-se na Figura 3 que inicialmente a amplitude do vetor $\overline{COP-COG}$, no intervalo pós-perturbação é maior na condição PMV (Figura 3b) quando comparada à condição VP (Figura 3a). Também se observa que a amplitude na condição PMV decai mais rapidamente que a VP no intervalo [0, 1]s. Logo, esta última continua praticamente constante enquanto, na condição PMV somente após alguns segundos, aproximadamente no intervalo [1, 6]s é que se atinge um valor constante.

Os valores médios do tempo de recuperação da estabilidade de τ_1 e τ_2 foram obtidos pela equação 8 e estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1
Valores médios dos parâmetros de estabilidade.

	VP	PMV
τ_1 [ms]	779,6(±138,6)	404,8(±170,2)
τ_2 [ms]	50,2(± 34,0)	40,0(± 21,4)

Observa-se na Tabela 1 que o tempo de recuperação da estabilidade τ_1 na condição VP é quase que o dobro na condição PMV. Isso demonstra que o sistema de controle postural de indivíduos com PMV utiliza mecanismos de ajustes mais rápidos que indi-

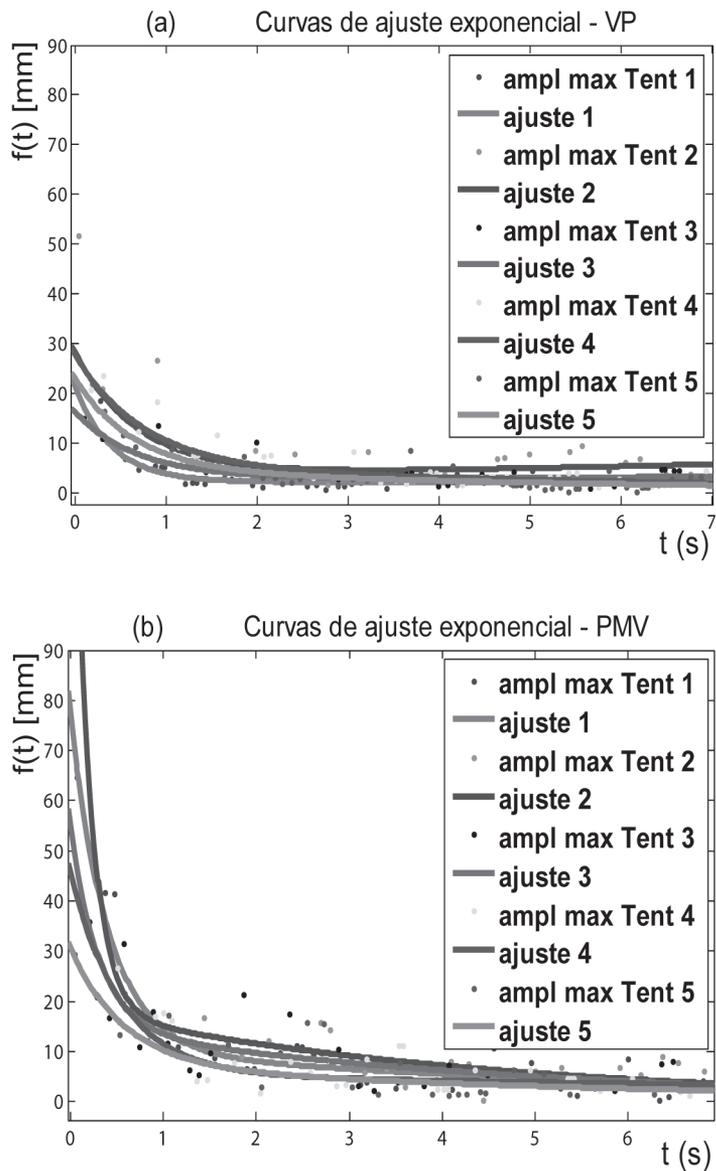


Figura 3

Amplitudes máximas da curva envolvente do vetor $\overline{COP-COG}$ para 5 tentativas e respectivas curvas de ajustes exponencial $f(t)$ - obtidas em um indivíduo com (a) VP e (b) PMV.

víduos com VP. Entretanto, uma vez atingida a estabilidade a compensação para ambos é aproximadamente parecidas. Isto é, atuam mecanismos de latência em torno de 50ms.

Na sequência apresenta-se a análise estatística pelo teste t de Student para dados pareados, em conformidade com o teste ANOVA Bidirecional.

Análise estatística

Na análise da amplitude do deslocamento do COP antero-posterior, no intervalo de pós-perturbação, foram obtidas diferenças significativas entre as condições de VP e PMV ($p < 0,05$) para as tentativas 2, 3 e 4 e ($p < 0,10$) para as tentativas 1 e 2, onde mostram diferenças na amplitude na ordem de quase que 2 vezes maior para a condição de PMV (Figura 4).

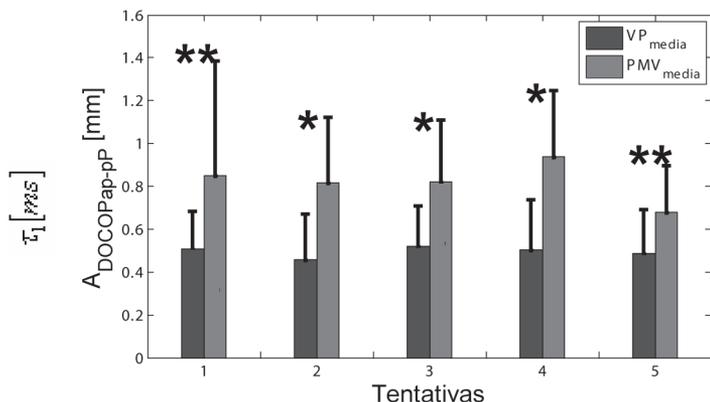


Figura 4

Média e desvio padrão dos 10 indivíduos com VP (VP_{média}) e 10 indivíduos com PMV (PMV_{média}), nas 5 tentativas de cada condição visual no intervalo pós-perturbação. (*) significância estatística $p < 0,05$. (**) significância estatística $p < 0,10$.

Na Figura 5 apresenta-se a análise estatística feita pelo teste *t* de Student para dados pareados ($p < 0,05$), onde foram constatadas diferenças significativas nas 5 tentativas entre os Grupos VP e PMV, no intervalo pós-perturbação (pP), para o tempo de recuperação da estabilidade τ_1 .

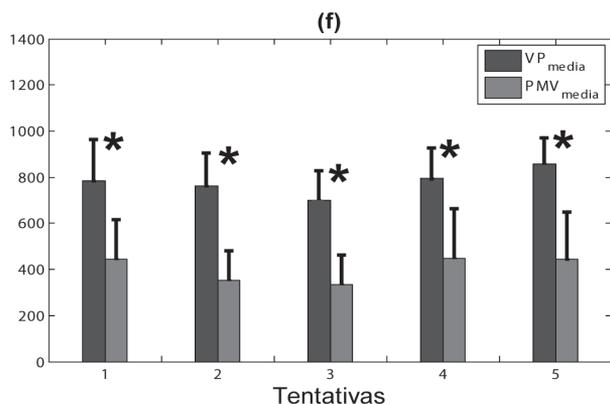


Figura 5

Média e desvio padrão dos 10 indivíduos com VP (VP_{média}) e indivíduos com PMV (PMV_{média}), nas 5 tentativas de cada condição visual no intervalo pós-perturbação. (*) significância estatística $p < 0,05$.

Também foi aplicado o teste ANOVA Bidirecional para as variáveis analisadas, que demonstra estar em conformidade com os resultados obtidos pelo teste *t* de Student. Isto quer dizer que se observam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre ambas as condições visuais e também entre as tentativas.

Para a variável τ_2 não foram obtidas diferenças significativas entre as duas condições visuais testadas e também entre as tentativas.

DISCUSSÃO

Do ponto de vista comportamental alterações no desempenho do Sistema de Controle Postural (SCP), na extensão de tronco para a postura ereta (auto-perturbação), em adultos jovens, ocorrem na privação momentânea da visão, ocasionando um aumento significativo das oscilações posturais, deslocamentos

na estabilização da postura ereta, principalmente no intervalo de pós-perturbação, como é observado na Figura 4.

As diferenças obtidas entre as condições visuais (VP e PMV), estão de acordo com os achados de Duarte & Zatsiorsky²⁴ e Balasubramaniam et al.²⁵

O diferencial desta pesquisa está na utilização de uma auto-perturbação motora e perturbação visual, com o intuito de obter informação em relação à ação do SCP identificando o momento e os mecanismos pelo qual esse sistema faz as correções e/ou ajustes posturais, para que o indivíduo se reequilibre e evite uma possível queda.

Logo a identificação dos intervalos antes, durante e após uma auto-perturbação permitiu observar que somente após o indivíduo executar o movimento e estar na postura ereta é o que mesmo começa a se estabilizar para manter-se na postura desejada.

A Figura 5 mostra que os indivíduos com privação momentânea da visão precisam de mecanismos de ajustes bem mais rápidos para se estabilizar na postura ereta do que os indivíduos de visão preservada, que por sua vez utilizam mecanismos de ajustes mais lentos para se estabilizar na postura ereta.

Isso pode ser interpretado como modulação da frequência da ativação pela participação ou não do sistema visual sobre o sistema motor e faz sentido, quando se observa que a amplitude do deslocamento pós-perturbação é maior nos indivíduos com privação momentânea da visão (Figura 4 e 5).

Dessa forma pode inferir-se que o sistema neuromuscular ativa a musculatura de membros inferiores mais rapidamente, a fim de recompor a estabilidade do corpo.

Estes resultados são importantes para entender os mecanismos de ajustes que operam no tempo de recuperação da estabilidade numa tentativa de prevenir, educar, reeducar os indivíduos para os cuidados com a postura ereta perturbada e/ou auto-perturbada. Um outro aspecto atenta para as atividades funcionais e/ou mais elaboradas, na tentativa de buscar sempre um controle e equilíbrio do corpo para evitar quedas e/ou transtornos, desvios posturais desde a infância até a velhice, ou até mesmo na criação de instrumentos de manutenção do apoio na postura ereta.

CONCLUSÕES

Embora a casuística seja pequena é possível concluir que a privação momentânea da visão ocasiona sim um desequilíbrio corporal, principalmente no intervalo denominado de pós-perturbação para indivíduos PMV. Este fato faz com que esses indivíduos utilizem mecanismos rápidos de ajuste para a estabilização da postura ereta, quando comparados com indivíduos de VP, a fim de posicionar mais rapidamente o COG próximo ao COP.

REFERÊNCIAS

1. Nashner LM. Analysis of stance posture in humans. In: Towe AL, Luschei ES. Motor coordination. New York: Plenum Press; 1981. p. 527-65.
2. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture. 1995;3:193-214.
3. Barela JA. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. Rev Paul Ed Fis. 2000;Supl 3:79-88.

4. Gagey P, Weber B. Posturologia, regulação e distúrbios da posição ortostática. 2 ed. São Paulo: Manole; 2000.
5. Bankoff ADP. Postura e equilíbrio corporal: um estado das relações existentes. *Mov & Percep.* 2006;6(9):55-70.
6. Mochizuki L. Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio [tese]. São Paulo; Universidade de São Paulo; 2001.
7. Aguiar PT, Rocha TN, Oliveira ES. Escalas de controle de tronco como prognóstico funcional em pacientes após acidente vascular encefálico. *Acta Fisiátr.* 2008;15(3):160-4.
8. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Sherphard JT. *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts.* New York: Oxford American Physiological Society; 1996. p. 255-92.
9. Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2 ed. Barueri: Manole; 2000.
10. Ghez C. Posture. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Principles of neural science.* 3 ed. Norwalk: Appleton & Longe; 1991. p. 596-608.
11. Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Cien Desport.* 2003;3(3):77-83.
12. Massion J. Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci Biobehav Rev.* 1998;22(4):465-72.
13. Gurfinkel VS, Ivanenko YuP, Levik YuS, Babakova IA. Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience.* 1995;68(1):229-43.
14. Freitas SM, Duarte M. Métodos de análise do controle postural [texto na Internet]. São Paulo: Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo [citado em 2005 Set 20]. Disponível em: <http://www.demotu.org/pubs/nec05.pdf>
15. Mezzarane RA, Kohn AF. Control of upright stance over inclined surfaces. *Exp Brain Res.* 2007;180(2):377-88.
16. Latash ML, Ferreira SS, Wieczorek SA, Duarte M. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. *Exp Brain Res.* 2003;150(3):314-24.
17. Kraemer WJ, Fleck SJ, Evans WJ. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. *Exerc Sport Sci Rev.* 1996;24:363-97.
18. Bortolaia AP, Barela AMF, Barela JA. Controle postural em crianças portadoras de deficiência visual nas faixas etárias entre 3 e 11 anos. *Matriz.* 2003;9(2):79-86.
19. Freitas Junior P. Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos [dissertação]. Rio Claro: Universidade Estadual Paulista. 2003.
20. Castro PCG. Quantificação do trabalho mecânico em função de perturbações motora e visual [dissertação]. Mogi das Cruzes: Universidade de Mogi das Cruzes; 2008.
21. Costa RMCL, Castro PCG, Goroso DG, Lopes JAF. Displacement of the center of pressure in the quiet position during the trunk extension in subject with momentary absence of vision. In: 5ª Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008; Santiago, Cuba. Anais. Santiago: Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008. p. 1-5.
22. Costa RMCL, Goroso DG, Lopes JAF. Análise de variáveis estabilográficas globais na extensão de tronco para a postura ereta. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; 2008; Salvador. Anais. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica; 2008. p. 1607-10.
23. Costa RMCL, Castro PCG, Goroso DG, Lopes JAF. Criterion to identify the interval auto-perturbation in quiet position. In: 5ª Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008; Santiago, Cuba. Anais. Santiago: Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente; 2008. p. 1-5.
24. Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res.* 2002;146(1):60-9.
25. Balasubramaniam R, Riley MA, Turvey MT. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait Posture.* 1999;9(1):65-78.