

Comparação de dois métodos de análise do controle postural durante a manutenção da postura ereta e quieta

Ana Maria Forti Barela, Diego Alveno, Claudia Garcia & Cássio A. Pereira

Laboratório de Análise do Movimento

Instituto de Ciências da Atividade Física e Esportes – Universidade Cruzeiro do Sul

São Paulo, SP, 01506-000

Comparison of two methods of postural control analysis during upright and quiet stance

Abstract: The goal of this study was to compare two methods of analysis, the use of force platform and based on video system, to investigate the postural control of young adults during upright stance on three bases of support. Fifteen young adults (30 ± 4.96 years old) were asked to maintain an upright and quiet stance on a force platform for 30 s on bipedal, semi-tandem stance, and reduced bipedal bases of support. One reflective marker was placed on their back to acquire the space coordinates. Mean sway amplitude and mean velocity in anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions and the area of stabilogram were calculated and used to compare the two methods of analysis and the effects of bases of support. Coefficient of correlation values indicated strong relation between trajectories of center of pressure and reflective marker in both directions (AP and ML), and statistical analysis of both methods indicated similar results in terms of effects of base of support. According to these results it might be suggested that both methods of analysis to investigate the control of upright and quiet stance in young adults can be used.

Key Words: Posture, force platform, video-based system, biomechanics.

Introdução

O termo postura é utilizado para descrever o posicionamento do corpo como um todo e de seus segmentos relacionados entre si e as respectivas orientações no espaço (Ghez, 1991). Biomecanicamente, a orientação de qualquer segmento corporal em relação ao espaço requer o equilíbrio entre forças internas e externas para que a projeção do centro de massa se mantenha dentro dos limites da base de apoio (Winter, 1995). A manutenção da postura é conferida ao sistema de controle postural, que envolve o relacionamento entre os sistemas sensoriais e motores, sendo que os principais sistemas sensoriais que contribuem para o funcionamento do controle postural são os sistemas visual, vestibular e somatossensorial (Horak & Macpherson, 1996; Nashner, 1981). Sendo assim, para se manter em uma postura desejada, é preciso que as informações sensoriais sejam utilizadas apropriadamente para que haja um relacionamento intrincado e contínuo entre percepção e ação (Barela, 2000) e, conseqüentemente, se alcance a orientação e equilíbrio do corpo desejados, que são os objetivos comportamentais do sistema de controle postural (Horak & Macpherson, 1996).

Normalmente, os estudiosos interessados em investigar o sistema de controle postural avaliam a

performance do controle postural durante a manutenção da postura ereta e quieta por meio de variáveis específicas que inferem e descrevem as propriedades da oscilação corporal. As medidas mais comumente utilizadas nas avaliações do controle postural são calculadas a partir do centro de pressão (CP), que é o ponto de aplicação da resultante da força de reação vertical (WINTER, 1995), e representa uma somatória das forças de todos os segmentos corporais sobre a superfície da área de contato. Provavelmente, essas medidas são utilizadas por serem mais simples de serem adquiridas e calculadas. Nesse caso, para se adquirir os dados do CP é necessário apenas que indivíduos permaneçam sobre uma ou duas plataformas de força.

Medidas calculadas a partir do centro de massa (CM) também podem ser utilizadas para investigar o controle postural, porém, esse método envolve o uso de um modelo antropométrico e descrição cinemática completa de cada um dos marcadores que devem ser afixados em pontos anatômicos específicos de vários segmentos corporais (Lafond, Duarte, & Prince, 2004). Apesar do movimento do CP não ser equivalente ao movimento do CM (Winter, Patla, & Frank, 1990), ambos movimentos podem ser utilizados para inferir variações na oscilação corporal na posição ereta e quieta, dado

que a orientação dos segmentos corporais é mantida sem grandes alterações.

Um outro aspecto relacionado aos estudos sobre controle postural é a adoção de uma determinada base de apoio. A posição dos pés mais comumente adotada é lado a lado, enquanto indivíduos permanecem na posição ereta e quieta. Nessa condição, tem sido sugerido que o comportamento corporal ocorre como um modelo de pêndulo invertido (Winter, 1995). No entanto, alguns estudos investigaram o controle postural em diferentes bases de apoio (Termoz, et al., 2008) e demonstraram que a base de apoio interfere no desempenho do sistema de controle postural, por exemplo, de crianças (Figura, Cama, Capranica, Guidetti, & Pulejo, 1991), atletas (Vuillerme, et al., 2001) e idosos (Prioli, Cardozo, Freitas Júnior, & Barela, 2006). Situações mais desafiadoras possibilitam uma melhor avaliação do funcionamento do sistema de controle postural, porém, pouco se sabe se nessas condições o comportamento de pêndulo invertido é mantido. Se este não for o caso, análises envolvendo CP e CM podem fornecer dados não congruentes.

Apesar do CM ser utilizado para inferir oscilação corporal na posição ereta, a estimativa do CM é complexa e trabalhosa. Uma maneira alternativa e simplificada para inferir a oscilação corporal é por meio de um marcador posicionado posteriormente, aproximadamente na localização do CM (Barela, Jeka, & Clark, 1999) ou entre as escápulas (Barela, Barela, Rinaldi, & Toledo, 2009; Freitas Júnior & Barela, 2004; Godoi & Barela, 2007; Prioli, et al., 2006). Com base na trajetória descrita por esse marcador ao longo da tentativa em que o indivíduo permanece na posição ereta e quieta, é possível calcular as mesmas medidas obtidas a partir do cálculo do CM e da plataforma de força.

Enquanto que o uso de plataformas de força parece mais viável nos estudos sobre controle postural, elas são instrumentos de custo elevado e, portanto, o seu uso pode ser inviabilizado em diversos estudos. Muitas vezes, câmeras digitais e sistemas de análise de vídeo são mais acessíveis em alguns laboratórios de pesquisa do que plataformas de força. Entretanto, a dúvida que surge é se esse procedimento propicia informação compatível com os demais métodos. Como seria o uso do mesmo em situações de manutenção da postura ereta em diferentes bases de apoio? Sendo assim, o objetivo deste estudo foi comparar o uso da plataforma de força e de um sistema de vídeo para investigar o controle postural de adultos jovens durante a manutenção da postura ereta e quieta em diferentes bases de apoio.

Método

Participantes

Quinze adultos jovens (9 do gênero feminino e 6 do gênero masculino) participaram deste estudo. A idade, massa e estatura dos participantes foram, respectivamente, $30\pm 4,96$ anos, $67,39\pm 14,15$ kg e $1,64\pm 1,06$ m. Nenhum participante apresentava, na ocasião da participação no estudo, queixas de qualquer comprometimento musculoesquelético, sensorial ou neurológico que pudesse interferir na performance do controle postural e todos tinham visão normal ou corrigida.

Todos os participantes foram informados sobre os objetivos e procedimentos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido que foi aprovado pelo Comitê de Ética local da Universidade Cruzeiro do Sul.

Procedimentos

Este estudo foi realizado no Laboratório de Análise do Movimento, Instituto de Ciências da Atividade Física e Esporte, Universidade Cruzeiro do Sul, *campus* Liberdade. Três biombos (1,8 x 1,5 m de altura e largura, respectivamente) foram montados no laboratório para formar uma área com duas laterais e um fundo, e uma plataforma de força (Kistler, modelo 9286A) foi posicionada entre as laterais e a 1 m do fundo. Duas câmeras digitais (Sony, modelo MiniDv DCR-HC48) foram posicionadas lateralmente, aproximadamente 2 m atrás do participante, formando um ângulo entre si de 100 graus. Dois holofotes (300 W) foram posicionados atrás e próximos de cada uma das câmeras para iluminar o marcador refletivo, que foi afixado sobre a vértebra na região entre as bordas inferiores das escápulas dos participantes.

Cada participante permaneceu em pé, na posição ereta e quieta sobre a plataforma de força, faceando o fundo da área definida pelos biombos, com os braços ao longo do corpo, durante 30 segundos, com e sem visão e em uma das três bases de apoio: pés paralelos e alinhados aproximadamente à largura dos ombros (“bipodal”); pés posicionados um à frente do outro, porém com o hálux do pé posicionado atrás tocando borda medial do calcâneo do pé posicionado à frente (“semi-tandem stance”); e bipodal sobre uma base de madeira de 9 cm de largura e 3,5 cm de altura (“reduzida”). Nas condições com visão, os participantes fixaram o olhar para um alvo com 3 cm de diâmetro posicionado no fundo da área demarcada pelos biombos na altura de seus olhos, e nas condições sem visão, eles usaram uma venda para garantir a

ausência do uso de informação visual. O posicionamento dos pés para cada base de apoio foi demarcado na plataforma de força, antes de iniciar a aquisição dos dados, para garantir o posicionamento correto dos mesmos em todas as tentativas.

Todos os participantes realizaram três tentativas em cada condição, que foram divididas em três blocos de seis tentativas. Cada bloco de tentativas foi constituído pelas condições bipodal com e sem visão, *semi-tandem stance* com e sem visão, e reduzida com e sem visão, totalizando 18 tentativas por participante. A ordem das tentativas de cada bloco foi sorteada previamente e entre os blocos de tentativas, os participantes tiveram intervalo de um minuto para descanso.

Os dados da plataforma de força foram adquiridos via uma placa de aquisição (NI BNC-2090, National Instruments, Inc.) e com programa específico utilizando o *software* LabView (National Instruments, Inc.), e foram armazenados em um computador. As imagens referentes ao marcador refletivo posicionado nos participantes foram armazenadas em fitas miniDV. Essas imagens e os dados da plataforma de força foram sincronizados por meio de um gatilho que era acionado por um dos experimentadores para iniciar a aquisição dos dados da plataforma de força e emitir um sinal luminoso simultaneamente para as câmeras. A frequência de aquisição de todos os dados foi de 60 Hz.

Tratamento dos dados

Os dados da filmagem foram transferidos para um computador via uma placa de captura (ieeel394). O sinal luminoso foi identificado nas filmagens das duas câmeras para sincronização das imagens, e a partir dessa informação, 1800 imagens que corresponderam aos 30 s de aquisição dos dados da plataforma de força foram selecionadas para análise com a utilização do programa *Ariel Performance Analysis System* – APAS (Ariel Dynamics, Inc.). A digitalização e reconstrução das imagens do marcador que foi afixado nos participantes foram feitas com o mesmo programa, para obtenção das coordenadas “x”, “y” e “z”, e a filtragem e cálculos de todos os dados foram feitos com o programa Matlab (MathWorks, Inc).

Todos os dados foram filtrados com o filtro de Butherworth de 4ª ordem e frequência de corte de 3 Hz. Os dados do CP, que se referem à medida de posição sobre a plataforma de força para as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) foram calculados com as seguintes equações:

$$CP_{AP} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z \quad (1)$$

$$CP_{ML} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z \quad (2)$$

onde, h corresponde à altura da base de apoio acima da plataforma de força, F correspondente às forças das componentes horizontais (x e y) e vertical (z), e M corresponde aos momentos.

Os dados do CP e da filmagem foram utilizados para calcular as variáveis amplitude média de oscilação (AMO) e velocidade média de deslocamento nas direções AP e ML, e área de deslocamento. A AMO foi calculada subtraindo a posição média de todos os valores dos dados do CP e da filmagem em cada direção (AP e ML) dentro de cada tentativa. Após subtrair a média de todos esses valores, o desvio padrão foi calculado para obter um valor que corresponde à dispersão dos valores referentes à oscilação corporal nas direções AP e ML. A velocidade média de deslocamento foi calculada a partir da trajetória dos deslocamentos dos dados do CP e da filmagem em cada direção dividida pelo tempo total da tentativa. A área de deslocamento foi calculada por meio da análise dos componentes principais, obtendo a área de uma elipse que engloba 85% dos dados do CP e da filmagem. Essas variáveis foram escolhidas, pois propiciam informação sobre diferentes aspectos da variação do CP ou do marcador refletivo e, ainda, têm sido as mais utilizadas e sensíveis em apontar possíveis diferenças no controle postural.

Análise estatística

As trajetórias do CP e das coordenadas z (AP) e x (ML) das filmagens nas direções AP e ML, definidas previamente, foram utilizadas para verificar o relacionamento linear entre ambas, por meio do coeficiente de correlação. O coeficiente de correlação pode assumir valores entre -1 e 1, sendo que o valor igual a 1 ou -1 representa dependência total entre CP e o marcador posicionado nas costas do participante (positiva ou negativa, respectivamente), enquanto que valor igual a 0 representa que as duas trajetórias não apresentam qualquer dependência entre si.

Considerando que os métodos poderiam apresentar diferentes resultados, dependendo das bases de suporte, análises foram realizadas separadamente para cada método. Para comparar a performance do controle postural dos adultos jovens nas diferentes bases de apoio, duas análises de multivariância (MANOVA) e uma análise de variância (ANOVA) foram realizadas para cada um dos dados coletados (CP e filmagem), tendo como fator base de apoio (bipodal, *semi-tandem stance*, reduzida), tratado como medida repetida. As

variáveis dependentes foram AMO AP e ML para a primeira MANOVA, velocidade de deslocamento AP e ML para a segunda MANOVA, e área para ANOVA. Quando necessário, testes *post hoc* com ajuste de Bonferroni foram empregados. O nível de significância foi mantido em 0,05 para todos os testes estatísticos, que foram realizados com o software SPSS (versão 10.0, SPSS Inc.).

Resultados

A Figura 1 apresenta um exemplo das séries temporais das trajetórias do CP (plataforma de

força) e do marcador refletivo (filmagem) nas três bases de apoio. Com base nesse exemplo, pode-se observar que as duas trajetórias estavam relacionadas. Esta constatação foi confirmada pelos valores do coeficiente de correlação, apresentados na Tabela 1, com variação média entre 0,8 e 0,91. Esses valores indicam que as trajetórias do CP e do marcador refletivo apresentam alta relação entre si, independente do posicionamento dos pés que os participantes permaneceram em cada base de apoio e da direção de movimento.

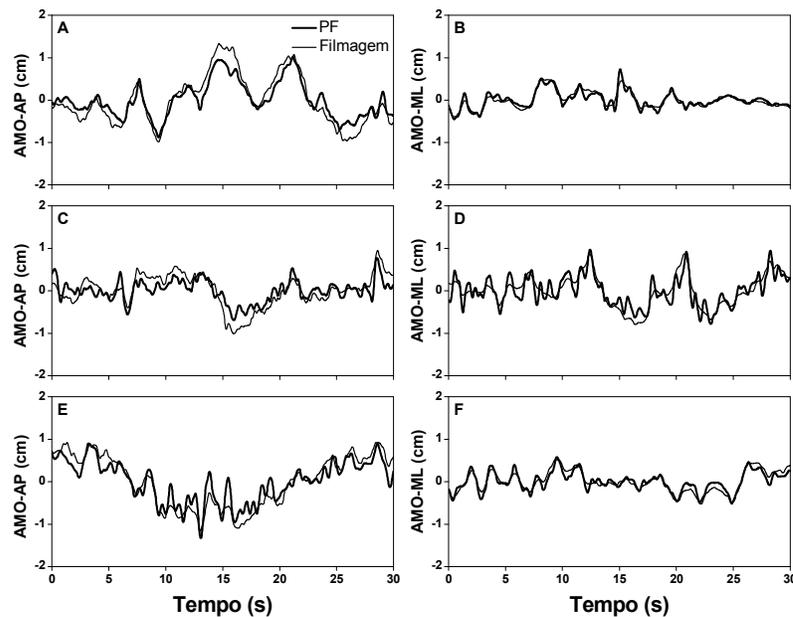


FIGURA 1. Exemplo de séries temporais das trajetórias do centro de pressão e do marcador posicionado na borda inferior entre as escápulas de um dos participantes, providas da plataforma de força (PF) e do sistema de vídeo (filmagem), respectivamente, nas bases de apoio bipodal (A, B), semi-*tandem stance* (C, D) e reduzida (E, F), nas direções AP (A, C, E) e ML (B, D, F).

TABELA 1. Média (\pm DP) do coeficiente de correlação entre a trajetória do centro de pressão e a trajetória do marcador posicionado na borda inferior entre as escápulas dos participantes nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) nas três bases de apoio investigadas (n=15).

Bases de Apoio	Coeficiente de Correlação	
	Direção AP	Direção ML
Bipodal	0,91 \pm 0,05	0,84 \pm 0,13
Semi- <i>tandem</i>	0,80 \pm 0,15	0,88 \pm 0,13
Reduzida	0,86 \pm 0,05	0,89 \pm 0,05

A Figura 2 apresenta média (\pm DP) da AMO nas direções AP e ML para os dados da plataforma de força (PF) e da filmagem. Com relação aos dados da PF, MANOVA indicou diferença para as bases de apoio, Wilk's Lambda=0,03, $F_{4,54}=64,49$, $p<0,001$. Testes univariados indicaram diferenças para as direções AP, $F_{2,28}=28,79$, $p<0,001$, e ML, $F_{2,28}=140,83$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que os participantes apresentaram menor AMO na base bipodal nas direções AP e ML, e menor AMO na direção AP na base semi-*tandem stance* do que na reduzida, e maior AMO na direção ML na base semi-*tandem stance* do que na reduzida. Com relação aos dados da filmagem, MANOVA indicou diferença para as bases de apoio, Wilk's Lambda=0,06, $F_{4,54}=39,26$, $p<0,001$. Testes

univariados indicaram diferenças para as direções AP, $F_{2,28}=10,65$, $p<0,001$, e ML, $F_{2,28}=109,59$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que os participantes não apresentaram diferenças para AMO na direção AP entre as bases bipodal e *semi-tandem stance*, e apresentaram menor AMO nessa direção nas bases bipodal e *semi-tandem stance* do que na base reduzida. Os participantes apresentaram menor AMO na direção ML na base bipodal e maior AMO na base *semi-tandem stance*.

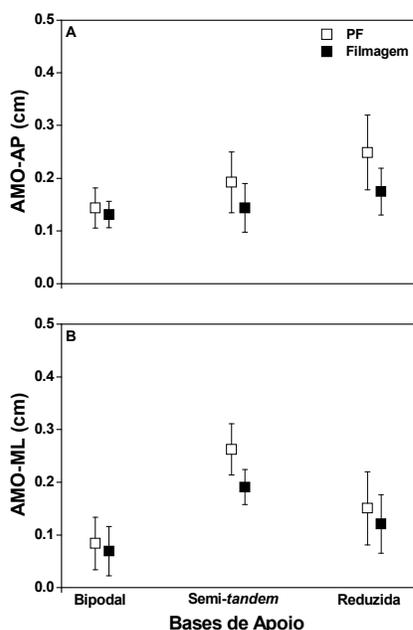


FIGURA 2. Média (\pm DP) da amplitude média de oscilação (AMO) nas direções AP (A) e ML (B) do centro de pressão (quadrado aberto) e do marcador posicionado na borda inferior entre as escápulas dos participantes (quadrado preenchido) nas bases de apoio bipodal, *semi-tandem stance* e reduzida ($n=15$).

A Figura 3 apresenta média (\pm DP) da velocidade de deslocamento nas direções AP e ML para os dados da PF e da filmagem. Com relação aos dados da PF, MANOVA indicou diferença para as bases de apoio, Wilk's Lambda=0,03, $F_{4,54}=68,42$, $p<0,001$. Testes univariados indicaram diferenças para as direções AP, $F_{2,28}=41,73$, $p<0,001$, e ML, $F_{2,28}=145,86$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que os participantes apresentaram menor velocidade de deslocamento nas direções AP e ML na base bipodal do que nas outras bases, não apresentaram diferença na direção AP entre as bases *semi-tandem stance* e reduzida, e apresentaram maior velocidade de deslocamento na direção ML na base *semi-tandem stance* do que na reduzida. Com relação aos dados da filmagem, MANOVA indicou diferença para as bases de apoio, Wilk's Lambda=0,03, $F_{4,54}=70,33$, $p<0,001$.

Testes univariados indicaram diferenças para as direções AP, $F_{2,28}=32,63$, $p<0,001$, e ML, $F_{2,28}=154,25$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que os participantes apresentaram menor velocidade de deslocamento nas direções AP e ML na base bipodal do que nas outras bases, não apresentaram diferença na direção AP entre as bases *semi-tandem stance* e reduzida, e apresentaram maior velocidade de deslocamento na direção ML na base *semi-tandem stance* do que na base reduzida.

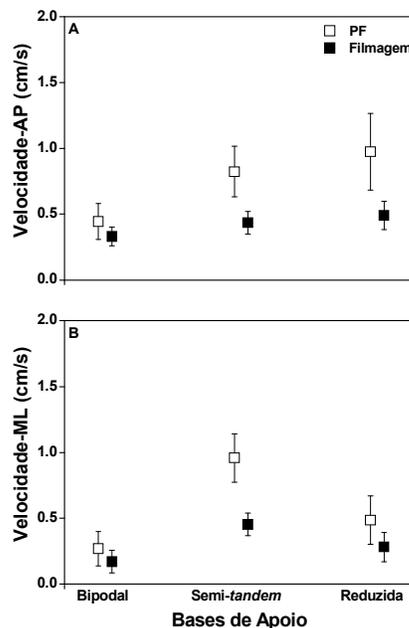


FIGURA 3. Média (\pm DP) da velocidade média de deslocamento nas direções AP (A) e ML (B) do centro de pressão (quadrado aberto) e do marcador posicionado na borda inferior entre as escápulas dos participantes (quadrado preenchido) nas bases de apoio bipodal, *semi-tandem stance* e reduzida ($n=15$).

A Figura 4 apresenta média (\pm DP) da área de deslocamento para os dados da PF e da filmagem. Com relação aos dados da PF, ANOVA indicou diferença para as bases de apoio. $F_{2,28}=13,75$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que os participantes apresentaram menor área de deslocamento na base bipodal do que nas bases *semi-tandem stance* e reduzida, e apresentaram maior área de deslocamento na base *semi-tandem stance* e do que na base reduzida. Com relação aos dados da filmagem, ANOVA indicou diferença para as bases de apoio. $F_{2,28}=12,40$, $p<0,001$. Testes *post hoc* indicaram que os participantes apresentaram menor área de deslocamento na base bipodal do que nas bases *semi-tandem stance* e reduzida, e apresentaram maior área de

deslocamento na base *semi-tandem stance* e do que na base reduzida.

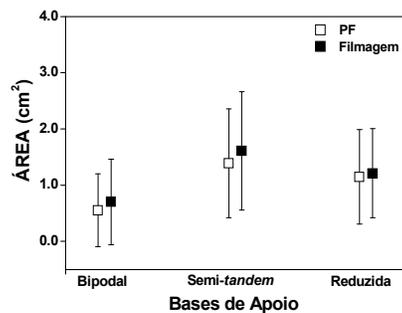


FIGURA 4. Média (\pm DP) da área de deslocamento do centro de pressão (quadrado aberto) e do marcador posicionado na borda inferior entre as escápulas dos participantes (quadrado preenchido) nas bases de apoio bipodal, *semi-tandem stance* e reduzida (n=15).

Discussão

O objetivo deste estudo foi comparar o uso da plataforma de força e de um sistema de vídeo para investigar o controle postural de adultos jovens em diferentes bases de apoio. Claramente, os resultados indicaram que os dois procedimentos propiciam informação similar sobre o comportamento do sistema de controle postural, sendo que o relacionamento entre as trajetórias do centro de pressão e do marcador refletivo apresentaram valores de coeficiente de correlação próximos de 1 nas duas direções de movimento (AP e ML) e nas três bases de apoio (bipodal, *semi-tandem stance* e reduzida). Ainda, os dois métodos de análise apontaram as mesmas diferenças entre as bases de apoio para a maioria das variáveis investigadas. A única exceção foi a variável AMO na direção AP, em que os dados da plataforma de força indicaram menor AMO na direção AP na base bipodal do que na base *semi-tandem stance*, enquanto que os dados da filmagem não indicaram diferenças entre essas duas bases de apoio.

A similaridade dos resultados obtidos pelos dois métodos de análise do controle postural nas diferentes bases de apoio indica que o uso de um único marcador posicionado posteriormente na região do tronco do participante é suficiente para descrever e quantificar o comportamento do sistema de controle postural. Quantitativamente, apenas uma diferença foi observada nos resultados provenientes dos dois métodos, sendo que os dados da filmagem não apresentaram diferença entre as bases bipodal e *semi-tandem stance* para a variável AMO na direção AP, enquanto que os dados do CP indicaram tal diferença. Esse resultado indica que o deslocamento do tronco não foi diferente entre as

duas bases de apoio, porém, para se manter ereto e quieto nas duas bases, a somatória das forças de todos os segmentos corporais sobre a plataforma de força foi maior na base *semi-tandem stance* do que na base bipodal. Por outro lado, as trajetórias do CP e do marcador refletivo apresentaram magnitudes similares às trajetórias do CP e do centro de massa (CM) do estudo realizado por Lafond et al. (2004). Apesar de Winter (1995) enfatizar que CP e CM são variáveis distintas, essas duas medidas podem ser utilizadas para investigar o controle postural durante a posição ereta e quieta, uma vez que ambas inferem oscilação corporal (Jeka, Ribeiro, Oie, & Lackner, 1998; Jeka, Schoner, Dijkstra, Ribeiro, & Lackner, 1997).

A utilização de um marcador posicionado posteriormente na região do tronco do participante também apontou similaridade aos dados do CP quanto à performance do funcionamento do sistema de controle postural em diferentes bases de apoio. Neste caso, enquanto que a base de apoio bipodal apresentou menor exigência do sistema de controle postural dos participantes deste estudo, as bases *semi-tandem stance* e reduzida apresentaram maior exigência desse sistema. Os resultados deste estudo corroboram estudos anteriores que verificaram que quanto maior a exigência da tarefa, maior a oscilação corporal em crianças e adultos (Streepey & Angulo-Kinzler, 2002), em idosos (Prioli, et al., 2006) e em ginastas (Vuillerme, et al., 2001). Além disso, este estudo demonstrou que a magnitude das variáveis investigadas na direção AP foi maior para a base de apoio reduzida e na direção ML foi maior na base *semi-tandem stance*. Por outro lado, ao associar a exigência da tarefa à magnitude da variável investigada, a situação que exigiu mais do sistema de controle postural foi a base de apoio *semi-tandem stance*, pois foi a situação que apresentou a maior área de deslocamento, que abrange as direções AP e ML do movimento. Mais importante, entretanto, é que ambos os métodos utilizados neste estudo indicaram essas diferenças de forma similar.

Por fim, a velocidade média de deslocamento do CP tem sido considerada a variável mais confiável para investigar, por exemplo, as diferenças do controle postural de adultos jovens e idosos (Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008; Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996), e neste estudo, essa variável apontou as mesmas diferenças entre os dois métodos utilizados para análise. Portanto, o uso de apenas um marcador posicionado posteriormente na região do tronco pode também ser utilizado para obter informação sobre o comportamento do sistema de controle postural mesmo quando uma das variáveis mais

sensíveis e confiáveis é de interesse. Tal similaridade dos resultados foi observada mesmo em condições da tarefa postural com diferentes demandas para o sistema de controle postural.

Em suma, os resultados deste estudo demonstraram que é possível e confiável investigar o controle postural durante a manutenção da postura ereta e quieta em diferentes bases de apoio com base em apenas um marcador posicionado posteriormente na região do tronco do participante e utilizando sistemas de vídeo. Esse método propicia informação sobre oscilação corporal compatível com a obtida a partir do CP, quando da utilização de plataforma de força.

Referências

- Barela, A. M. F., Barela, J. A., Rinaldi, N. M., & Toledo, D. R. (2009). Influence of imposed optic flow characteristics and intention on postural responses. *Motor Control*, *13*, 119-129.
- Barela, J. A. (2000). Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física, Suplmento 3*, 79-88.
- Barela, J. A., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (1999). The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. *Infant Behavior and Development*, *22*(1), 87-102.
- Figura, F., Cama, G., Capranica, L., Guidetti, L., & Pulejo, C. (1991). Assessment of static balance in children. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *31*(2), 235-242.
- Freitas Júnior, P. B., & Barela, J. A. (2004). Postural control as a function of self-and object-motion perception. *Neuroscience Letters*, *369*, 64-68.
- Ghez, C. (1991). Posture. In E. R. Kandel, J. H. Schwartz & T. M. Jessell (Eds.), *Principles of neural science* (3rd ed.). New York: Elsevier.
- Godoi, D., & Barela, J. A. (2008). Body sway and sensory motor coupling adaptation in children: effects of distance manipulation. *Developmental Psychobiology*, *50*, 77-87.
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In L. B. Rowell & J. T. Shepard (Eds.), *Handbook of physiology* (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.
- Jeka, J. J., Ribeiro, P., Oie, K., & Lackner, J. R. (1998). The structure of somatosensory information for human postural control. *Motor Control*, *2*(1), 13-33.
- Jeka, J. J., Schoner, G., Dijkstra, T., Ribeiro, P., & Lackner, J. R. (1997). Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. *Experimental Brain Research*, *113*(3), 475-483.
- Lafond, D., Duarte, M., & Prince, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, *37*(9), 1421-1426.
- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, *28*(2), 337-342.
- Nashner, L. M. (1981). Analysis of stance posture in humans. In A. L. Towe & E. S. Luschei (Eds.), *Motor coordination. (Handbook of behavioral neurology, Vol.5)* (pp. 527-565). New York, NY: Plenum Press.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomedical Engineering*, *43*(9), 956-966.
- Prioli, A. C., Cardozo, A. S., Freitas Júnior, P. B., & Barela, J. A. (2006). Task demand effects on postural control in older adults. *Human Movement Science*, *25*, 435-446.
- Streepey, J. W., & Angulo-Kinzler, R. M. (2002). The role of task difficulty in the control of dynamic balance in children and adults. *Human Movement Science*, *21*(4), 423-438.
- Termoz, N., Halliday, S. E., Winter, D. A., Frank, J. S., Patla, A. E., & Prince, F. (2008). The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, *27*(3), 463-470.
- Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J. M., Weise, I., et al. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, *303*(2), 83-86.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*, 193-214.
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, *16*(1-2), 31-51.

Endereço:

Ana Maria Forti Barela
 Universidade Cruzeiro do Sul – ICAFE
 Laboratório de Análises do Movimento
 Rua Galvão Bueno, 868
 São Paulo, SP, CEP 01506-000
 e-mail: ana.barela@cruzeirodosul.edu.br

Submetido: 14 de Novembro de 2008.

Revisado: 10 de Janeiro de 2009.

Aceito: 02 de Fevereiro de 2009.