

AVALIAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL HUMANO EM SUPERFÍCIES INCLINADAS

C. R. Silva*¹, A. P. Picon* e A. F. Kohn*¹

* Laboratório de Engenharia Biomédica - Escola Politécnica, PTC, USP, São Paulo, Brasil

¹ Programa de Neurociência e Comportamento da USP, São Paulo, Brasil

e-mail: cristiano.rsilva@ymail.com

Resumo: O controle postural em rampas possui relevância na vida cotidiana bem como para o estudo de controle motor, pois altera a estimulação proprioceptiva ao expor os fusos musculares extensores e flexores do pé a diferentes comprimentos. O objetivo deste estudo foi investigar os mecanismos utilizados no controle da postura ereta quieta em situações com inclinação da superfície de suporte. Os sujeitos (em pé) foram instruídos a permanecer quietos sobre uma plataforma de força em 2 diferentes ângulos: *toes-up* (TU, dorsiflexão do tornozelo) e *toes-down* (TD, flexão plantar do tornozelo). Em adição, sem a presença da rampa, houve a condição controle *toes-level* (TL, plano horizontal). Durante os experimentos foram avaliados o comportamento muscular e o deslocamento do centro de pressão (CP). Os principais resultados mostraram que em TD houve uma maior ativação do músculo tríceps sural, enquanto que análises espectrais revelaram maior potência para TU abaixo de 0.3 Hz e para TD acima de 0.7 Hz. O aumento de outras variáveis obtidas do CP reafirma a característica desafiadora presente em tarefas com superfícies inclinadas no controle da postura ereta quieta, no qual a demanda da tarefa (superfície inclinada) promove diferentes alterações biomecânicas e proprioceptivas, afetando de maneira distinta os mecanismos de controle postural.

Palavras-chave: postura, controle motor, centro de pressão, postura ereta quieta.

Abstract: *The control of upright posture on upward or downward surfaces has great importance in everyday life as well as in motor control research because of the different proprioceptive inputs caused by the different stretches of the flexor and extensor muscle spindles. The aim of this study was to investigate the mechanisms used to control quiet standing on an inclined supporting surface. The subjects were instructed to stand quietly on the force platform in 3 different angles: (1) toes-up (TU, ankle dorsi-flexion), (2) toes-down (TD, ankle plantar-flexion), and (3) toes-level (TL, horizontal plane - control condition). During the experiments the muscle behavior and the displacement of the center of pressure (CP) were evaluated. The main results showed that in TD there was a greater activation of the triceps surae muscle, while spectral analysis revealed larger power amplitudes for TU below 0.3 Hz and above 0.7 Hz for TD. The increase in other variables obtained from CP reaffirms the challenging features of standing on ramps*

which changes the biomechanical and proprioceptive parameters, affecting differently the postural control mechanisms.

Keywords: *posture, motor control, center of pressure, quiet standing.*

Introdução

O sistema motor controla os movimentos e a postura com base em informações sensoriais provenientes dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial. Tais informações são utilizadas pelo sistema nervoso central de forma a estabelecer um panorama das posições relativas dos segmentos corporais e orientação do corpo em relação ao ambiente, o que é essencial para a correta programação dos comandos enviados ao sistema efetor (músculos) na manutenção da postura ereta [1].

Uma maneira de desafiar o controle postural consiste na utilização de superfícies inclinadas com o objetivo de mudar as estimulações proprioceptivas, expondo o fuso muscular dos músculos posturais a diferentes comprimentos [2]. Entende-se que as superfícies em aclave ou declive representam um desafio postural comum nas atividades da vida diária, desafio este que alguns autores já empregaram em seus estudos visando analisar estratégias posturais associadas a diversos tipos de tarefa [1-3].

O presente estudo teve como objetivo prover avanços em relação às investigações existentes na literatura, propondo investigar, por meio da avaliação da atividade muscular e do comportamento do centro de pressão (CP), as diferenças presentes no controle postural em situações com inclinação da superfície de apoio, fornecendo, assim, uma visão mais aprofundada dos mecanismos de estabilização utilizados durante a postura ereta quieta.

Materiais e métodos

Sujeitos - Participaram voluntariamente desta pesquisa 18 sujeitos, sendo 9 do sexo feminino e 9 do sexo masculino, com idade entre 20 e 40 anos ($31,8 \pm 9,2$) (média \pm desvio padrão).

Aquisição de sinais – Os eletromiogramas (EMGs) dos músculos soleus (SO), gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA) foram obtidos por eletrodos de superfície (Ag-AgCl, 0.8 cm de diâmetro, com distância de 2 cm entre os contatos) em

configuração bipolar. Os sinais de EMG foram amplificados e filtrados (20 Hz a 500 kHz) por módulos de amplificação D360-8 (Digitimer Ltd, Welwyn Garden City, Hertfordshire, UK).

Os sinais relativos às 3 forças e 3 momentos nos eixos X, Y, e Z durante a postura foram adquiridos por meio de uma plataforma de força (AMTI, OR6-7-1000, Massachusetts, USA). Abaixo da plataforma foram encaixadas rampas inclinadas em 2 diferentes ângulos estáticos: (1) $\alpha = +14^\circ$ (toes-up, TU, posição de aclave); (2) $\alpha = -14^\circ$ (toes-down, TD, posição de declive); e ainda, sem a presença da rampa, houve a condição controle (3) $\alpha = 0^\circ$ (toes-level, TL, plano horizontal) [2]. Os sinais EMG (amostrados a 2 kHz) e da plataforma de força (amostrados a 100 Hz) foram adquiridos por uma unidade de aquisição de dados (ODAU, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, Canadá) e armazenados para posterior análise por meio do programa NDI First Principles motion capture (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontário, Canadá).

Arranjo experimental – Após o posicionamento dos eletrodos de EMG, os sujeitos realizaram uma contração voluntária isométrica máxima (CVM) para cada músculo. Posteriormente, os sujeitos foram posicionados descalços sobre a plataforma de força, na qual foi acoplada a rampa em 2 diferentes ângulos estáticos: (1) TU; (2) TD; e mais o controle no plano (3) TL. Todos foram informados para ficar o mais quieto possível, de maneira confortável, com os pés afastados a uma distância aproximadamente igual à de um ombro ao outro. Nenhuma instrução especial foi dada durante as condições. Desta forma, os sujeitos tiveram liberdade para encontrar sua orientação postural mais confortável em relação à gravidade.

É importante ressaltar que o CP é computado com base no eixo Z, perpendicular à plataforma, e nos eixos ortogonais à superfície da plataforma (X e Y). Assim, quando a plataforma esteve com a rampa inclinada, o referencial adotado foi a própria plataforma e não aquele associado ao vetor gravitacional. Portanto, o CP foi computado sobre a superfície da plataforma e não sobre a projeção da variação do CP no plano horizontal. Cada sujeito realizou três repetições de 60 s cada para cada condição (TU, TD e TL), sempre com os olhos fechados.

Processamento dos dados – Os sinais adquiridos de EMG foram passados por um filtro digital passa-banda tipo *Butterworth* de 4ª ordem (frequência de corte entre 20 e 500 Hz) e depois foram calculados os respectivos valores de RMS (*Root Mean Square*) (normalizado pelo RMS da CVM). O CP foi calculado nas direções antero-posterior (CPap) e médio-lateral (CPml), sendo filtrado a uma frequência de corte de 8 Hz (filtro digital passa baixa tipo *Butterworth* de 4ª ordem). As variáveis de interesse obtidas do CP foram: 1) a área do estatocinesiógrama, calculada a partir da obtenção de uma elipse englobando 95% dos dados do CP; 2) a trajetória, calculada considerando-se o deslocamento do CP sobre a base de suporte na direção AP (TRaj_ap) e ML (Traj_ml) e 3) o RMS, equivalente ao desvio padrão

do deslocamento do CP, calculado tanto para a direção AP (RMS_ap) quanto ML (RMS_ml). A densidade espectral de potência (PSD) do CPap foi estimada para cada condição experimental. A média do espectro de potência obtido em cada condição foi calculada para os 18 sujeitos. A média do espectro de potência foi comparada (TUxTDxTL) nas seguintes frequências: 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 1, 1.5 e 2 Hz. Esta amplitude de frequência foi adotada, pois 90% de toda potência do sinal do CP é encontrada abaixo de 2 Hz [2]. O espectro foi estimado usando o método de *Welch* com 2000 amostras por periodograma e 1000 amostras de sobreposição, resultando em uma resolução espectral de 0.05 Hz.

Análise dos dados – Foi utilizada uma análise de variância (*one-way ANOVA*) com medidas repetidas e pós-teste de *Bonferroni* para comparar as trajetórias, RMS, atividade muscular e as potências das frequências do espectro do CPap entre TU, TD e TL, com um nível de significância de 95% ($p < 0.05$). Em caso de violação da suposição de esfericidade dos dados, aplicou-se a correção de *Greenhouse-Geisser* (para estimativa de esfericidade menor que 0.75) e de *Huynh-Feldt* (para estimativa de esfericidade maior que 0.75) [4]. Todas as variáveis são apresentadas em valores de média (M) e erro padrão da média (EPM).

Resultados

Na análise das oscilações posturais não houve diferenças na área do estatocinesiógrama entre as condições TU, TD e TL ($F_{(2,90)} = 2.47$, $p = 0.09$). Houve diferenças significantes entre as condições para Traj_ap ($F_{(2,90)} = 28.57$, $p < 0.01$), RMS_ap ($F_{(1.58,71.16)} = 9.42$, $p < 0.01$) e Traj_ml ($F_{(1.81,81.25)} = 3.46$, $p = 0,04$) (Figura 1). Foi encontrado um aumento substancial na Traj_ap para TU e TD quando comparada com TL, evidenciando a característica desafiadora das superfícies inclinadas no controle da postura ereta quieta em relação ao caso do plano horizontal (TL). Entre as inclinações foi observado que TD apresentou Traj_ap maior que TU, porém o RMS foi estatisticamente maior em TU comparado com TD e TL. Nas oscilações posturais na direção ML observa-se que em TU os sujeitos apresentaram uma trajetória maior (isto é, uma trajetória mais longa) que em TL, não sendo diferente da postura em TD.

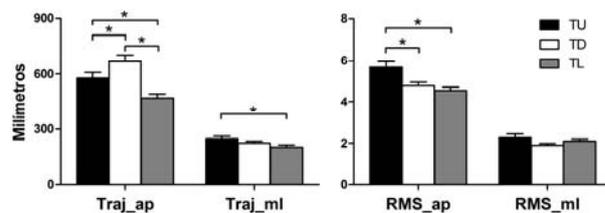


Figura 1. Comportamento das variáveis obtidas do CP (Média ± EPM) durante as três condições experimentais. (*) $p < 0.05$.

Na análise espectral do CPap (Figura 2) observa-se uma constante diminuição da PSD a partir de 0.05 Hz. Em frequências abaixo de 0.3 Hz a potência do CPap em TU foi maior que em TD (para 0.05 e 0.1 Hz) e TL (para 0.1, 0.2 e 0.3 Hz). Acima de 0.7 Hz (até 2 Hz) a potência em TD tende a ser maior que em TU e TL (Figura 2 e Tabelas 1 e 2).

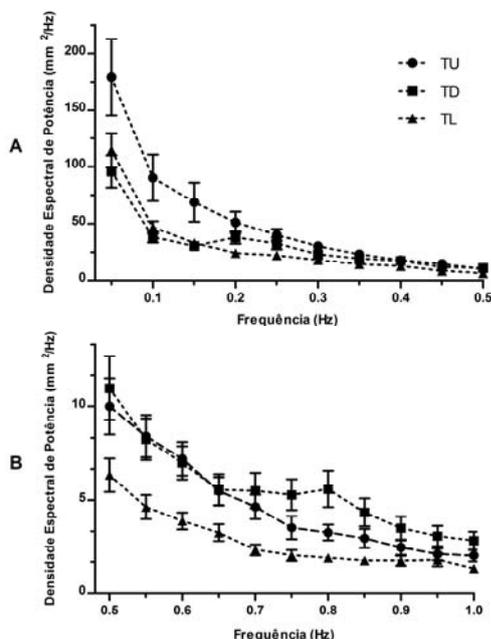


Figura 2. Espectro de potência (M ± EPM) estimado para as três condições experimentais. Espectro do CPap para frequências entre **A)** 0,05 e 0,5 Hz e **B)** 0,5 a 1 Hz.

Tabela 1. Valores (M ± EPM) das potências presentes nas frequências do sinal de CPap em todas as condições.

Freq. (Hz)	Condição		
	TU	TD	TL
0,05	178,12 ± 33,81	95,61 ± 14,24	114,40 ± 14,98
0,1	91,01 ± 20,34	38,12 ± 4,75	46,70 ± 5,39
0,2	50,98 ± 9,43	37,84 ± 5,50	24,01 ± 2,36
0,3	29,11 ± 3,54	23,04 ± 2,75	17,94 ± 2,42
0,4	18,15 ± 2,27	17,34 ± 2,08	12,80 ± 1,40
0,5	9,97 ± 1,49	10,96 ± 1,69	6,34 ± 0,88
1	1,99 ± 0,31	2,80 ± 0,49	1,31 ± 1,83
1,5	0,81 ± 0,12	0,85 ± 0,16	0,30 ± 0,04
2	0,18 ± 0,04	0,38 ± 0,08	0,13 ± 0,02

Tabela 2. Análise estatística das potências presentes nas frequências do sinal de CPap em todas as condições.

Freq. (Hz)	One-Way ANOVA		Condição		
	F-valor	p-valor	TU x TD	TU x TL	TL x TD
0,05	$F_{(2,123)} = 3,57$	0,03	0,03	n.s.	n.s.
0,1	$F_{(2,123)} = 5,19$	0,01	0,01	0,04	n.s.
0,2	$F_{(2,123)} = 4,37$	0,01	n.s.	0,01	n.s.
0,3	$F_{(2,123)} = 3,60$	0,03	n.s.	0,02	n.s.
0,4	$F_{(2,123)} = 2,16$	0,12	n.s.	n.s.	n.s.
0,5	$F_{(2,123)} = 3,01$	0,53	n.s.	n.s.	n.s.
1	$F_{(2,123)} = 4,52$	0,01	n.s.	n.s.	0,01
1,5	$F_{(2,123)} = 6,41$	0,02	n.s.	0,01	0,01
2	$F_{(2,123)} = 5,63$	0,05	0,03	n.s.	0,05

n.s. = resultado não significativo para o pós-teste de Bonferroni.

O padrão de ativação muscular foi diferente entre TU, TD e TL (Figura 3) para os músculos TA ($F_{(1,01, 28,40)} = 14.74$, $p < 0.01$), GM ($F_{(1,37, 38,27)} = 27.60$, $p < 0.01$), GL ($F_{(1,29, 36,07)} = 53.27$, $p < 0.01$) e SO ($F_{(2, 56)} = 41.41$, $p < 0.01$). Em TU houve uma ativação significativa do TA em comparação com TD e TL. Todos os músculos extensores apresentaram um aumento da atividade com o declínio da superfície (TU < TD > TL).

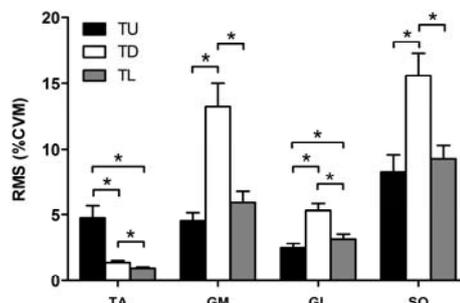


Figura 3. Atividade muscular (Média ± EPM) durante as três condições experimentais. (*) $p < 0.05$.

Discussão

A postura ereta quieta é frequentemente modelada como um segmento que funciona como um pêndulo invertido, assumindo a suposição de que o centro de massa do corpo é regulado principalmente pela musculatura que atua na articulação do tornozelo [5]. Esse controle realizado pelos torques gerados no tornozelo é regulado com base em uma integração de múltiplas aferências (visuais, vestibulares e proprioceptivas), enquanto as outras articulações são ajustadas pelas propriedades passivas presentes nos músculos [6].

No presente estudo, as superfícies inclinadas foram usadas para mudar os inputs proprioceptivos ao expor os fusos musculares a diferentes comprimentos por meio da manutenção do tornozelo em dorsiflexão (TU) ou em flexão plantar (TD). Em TD o músculo tríceps sural, composto pelo GM, GL e SO, demonstrou ter importante função no controle e na manutenção do equilíbrio em declive, revelando um padrão de ativação maior comparado com TU e TL. Este comportamento é semelhante aos achados de Sasagawa [5], em que os autores demonstraram haver uma diminuição da atividade dos músculos SO e GM em TU e um aumento significativo em TD, relacionando este padrão de ativação com as alterações que ocorrem na relação tensão/comprimento das fibras musculares, em que dependendo da posição, mais ou menos atividade é requerida para realizar o mesmo padrão de força em diferentes tarefas.

O músculo TA apresentou um padrão de ativação maior em TU comparado com TD e TL. Este resultado contradiz os achados de Sasagawa [5], porém é semelhante ao resultado encontrado no estudo de Mezzarane e Kohn [2], tendo os autores atribuído essa maior ativação em TU à maior instabilidade da articulação to tornozelo nesta posição. O aumento da

instabilidade postural provocada pela alteração da superfície de suporte, observada neste estudo pelo aumento significativo dos valores de trajetória e de RMS do CPap, conjuntamente com o aumento na intensidade dos sinais de EMG, revela a característica desafiadora destas tarefas de postura em rampa neste tipo de tarefa (alterando a taxa de disparo das aferentes musculares proprioceptivas com o objetivo de melhorar o controle da postura) [2].

A maior parte das alterações nas oscilações posturais encontradas ocorreram na direção antero-posterior. De fato, análises espectrais do CPap evidenciaram algumas diferenças entre as condições testadas neste estudo. O aumento nas componentes de frequências mais altas do CPap em TD (acima de 0.7 Hz) pode ser explicada pelo aumento da atividade dos músculos SO, GM e GL. Mezzarane e Kohn [2] observaram que a PSD do músculo SO aumenta em frequências mais altas (entre 1 e 1.6 Hz) em TD, revelando existir correções mais frequentes da postura nesta posição, diminuindo as oscilações mais lentas (abaixo de 0.3 Hz). No presente estudo avaliamos, além do SO, os músculos GM e GL, os quais demonstraram que toda a musculatura flexora da perna apresentou o mesmo padrão de ativação durante as tarefas.

Deve-se ressaltar que o uso de planos inclinados não permite o estudo isolado dos efeitos das atividades de aferentes musculares sobre o controle postural, uma vez que nas condições de inclinação da base de apoio, os aspectos biomecânicos (maior rigidez articular por alongamento dos tecidos conectivos, musculares e tendíneos) devem ser considerados como uma influência adicional sobre o sistema do controle postural, e, por consequente, nas oscilações posturais [1, 2]. Ressalta-se que mais estudos são necessários para avaliar o controle postural sobre rampas, com o intuito de investigar a influência de outros grupamentos musculares e de outros mecanismos de ajustes durante este tipo de tarefa [7].

Conclusão

O presente estudo teve por finalidade, por meio da adição de novas análises aplicadas aos dados obtidos do CPap (trajetória e RMS) e de um mapeamento mais completo da atividade muscular da perna, caracterizar de uma melhor forma as alterações presentes nos mecanismos de ajustes posturais em condições com superfícies inclinadas. Houve uma ativação maior dos músculos extensores do pé durante a condição TD e do músculo flexor do pé durante a condição TU, indicando que o aumento ou a diminuição da atividade muscular é influenciado pela alteração do ângulo de tornozelo, aumento ou diminuindo a relação tensão/comprimento dos músculos. Análises das oscilações posturais também revelaram diferenças entre a condição TD e TU, havendo maiores oscilações em frequências mais altas para TD e em frequências mais baixas para TU.

Agradecimentos

Os autores receberam apoio financeiro da FAPESP na forma de bolsas e auxílios (processos #2012/09321-1, #2011/17193-0 para CRS e AFK, respectivamente) e do CNPQ (503031/2011-9 para APP e #303313/2011-0 para AFK).

Referências

- [1] Kluzik J, Horak F, Peterka R. Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Experimental Brain Research*. 2005;162:474-89.
- [2] Mezzarane RA, Kohn AF. Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental Brain Research*. 2007;180:377-88.
- [3] Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait & Posture*. 2002;15:64-74.
- [4] Field A. *Discovering Statistics using IBM SPSS Statistics*: Sage Publications Ltd.; 2013.
- [5] Sasagawa S, Ushiyama J, Masani K, Kouzaki M, Kanehisa H. Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: quiet standing on inclined surfaces. *Experimental Brain Research*. 2009;196:537-44.
- [6] Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80:1211-21.
- [7] Gunther M, Putsche P, Leistriz L, Grimmer S. Phase synchronisation of the three leg joints in quiet human stance. *Gait & Posture*. 2011;33:412-7.