

## **Artigo Original**

Recebido em 21/12/2008, aceito em 17/12/2009

# **Demanda do sistema nervoso central no controle da postura ereta humana: um modelo em malha aberta e malha fechada**

*Central nervous system demand on human erect posture control: an open and closed loop model*

**Daniel Boari Coelho\***  
**Marcos Duarte**

Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica e  
Laboratório de Biofísica  
Escola de Educação Física e Esporte / USP  
Av. Mello de Moraes, 65  
05508-030 São Paulo, SP – Brasil  
E-mail: danielboari@gmail.com

\*Autor para correspondência

## **Resumo**

A maneira como os seres humanos controlam o equilíbrio na postura ereta não é ainda totalmente compreendida e como o sistema nervoso central controla e mantém a postura ereta quieta ainda é alvo de discussão. Nos modelos de controle postural existentes observa-se uma variação contínua do sinal do elemento final de controle, o que certamente pode comprometer a integridade do mesmo e provocar grande demanda de processamento. Visando sua preservação, uma solução seria aumentar o período de comutação, fazendo com que o elemento final de controle atue somente quando o balanço postural afastar-se consideravelmente do sinal de referência. Uma forma de implementar essa solução é empregar controladores que possuam uma zona morta ou intervalo diferencial em torno do valor de referência, definida por um limite superior e um limite inferior. O presente trabalho teve como objetivo investigar se modelos de controladores com intervalo diferencial são adequados para representar o controle da postura ereta. Para tanto, foi implementado um modelo de pêndulo simples para representar a dinâmica do sistema músculo-esquelético humano no plano sagital, com o sistema de controle neural enviando comandos para gerar um torque corretivo que resiste ao desvio da posição do corpo. Implementou-se um modelo de controle por *feedback*, onde o desvio da posição de referência é percebido e corrigido por um controlador PID que se assemelha a parâmetros neuromusculares, acrescido das características passivas visco-elásticas do músculo. O modelo foi simulado para limites superiores e inferiores de até 0,5° do sinal de referência, onde neste intervalo o sistema age como malha aberta. Observou-se que a opção do controlador com intervalo diferencial piora a qualidade do controle, mas solicita menos o elemento final de controle.

**Palavras-chave:** Biomecânica, Controle postural, Pêndulo invertido, Zona morta, *Feedback*.

## **Abstract**

The necessary demand to stabilize the human posture is associated with the way Central Nervous System controls and keeps the quiet erect posture. In existing posture control models, a continuous variation of final element control signal is observed, which will certainly wear the controller. A solution to preserve it would be the increase in commutation period, causing the final control element to act only when postural balance is distantly related to reference signal. A way to implement this solution is to use controllers with a differential gap around the reference signal, defined by a superior and inferior limit. A simple pendulum model is used to represent the dynamics of the human musculoskeletal system on sagittal plane, with neural control system sending instructions in order to produce a corrective torque that stand up to body position deviation. A feedback control model was carried out, where there reference position deviation is perceived and corrected by a PID controller, that resembles neuromuscular parameters, added to passive viscous-elastic properties of the muscle. A model for superior and inferior limits up to 0.5° of reference signal was simulated. In this gap the system acted as an open loop, therefore without the correction of reference signal. It was observed that the option of controller with differential gap worsens the quality of control, but demands less the final element of control.

**Keywords:** Biomechanics, Postural control, Inverted pendulum, Differential gap, *Feedback*.

## Extended Abstract

### Introduction

There was a significant progress on comprehension of human postural control, but this control system is not totally understood. Recently, based on important empirical discoveries, some researchers proposed different control ways which challenged classic theories of postural control system. There are many questions to be resolved about both muscular properties and the Central Nervous System demand, such as the participation of sensory systems in stabilizing the human postural balance. There are still controversies related to the type of selected control. Evidences suggest that posture is stabilized by anticipatory control in cooperation with elastic properties of muscle. These new models and theories were not yet totally tested and assimilated. They present conflicting aspects among themselves and this discussion is still quite active in scientific community. Therefore there are a lot of questions to be resolved, such as the participation of Central Nervous System in postural control, what muscular property values ensure system stabilization. The postural control system is highly complex, involving multiple sensory systems and motor components. In the existing postural control models, it is observed that there is a continuous variation of final element control signal, which will certainly wear the controller. A solution to preserve it would be the increase in commutation period, causing final element of control to act only when postural balance is distantly related to reference signal. A way to implement this solution is to use controllers with a differential gap around the reference signal, defined by a superior and inferior limit.

### Materials and Methods

A simple pendulum model is used to represent the dynamics of human musculoskeletal system on sagittal plane in a quite simplified way in order to present the basic concepts of physical-mathematical modeling. The implemented controller presents a commutation period, causing final element of control to remain on and off during a period of time. A way to implement this solution is to make use of controllers that have a differential gap about the reference value, defined by a superior limit (sup) and an inferior limit (inf). In differential gap the controller output presents a null value, which means

there is no reference value error signal correction. Thus, the model presents equivalent characteristics to an open loop system and the Central Nervous System, represented by PID controller, is not acting in maintaining the postural balance. A model for superior and inferior limits up to  $0.5^\circ$  of reference signal was simulated.

### Results

The amplitude of oscillations without damping is bigger in the case of the controller with gap. On the other hand, it is observed that the final element of control will be less requested for it will be commuted in bigger gaps. Therefore, in simulations the option of controller with differential gap worsens the quality of control but requests less the final element of control. If is acceptable that the controlled variable, moreover oscillate, moves farer away from its reference value than that one without differential gap, the option with differential gap will be reasonable for saving the final element of control.

### Discussion

A simple model by feedback of postural control system, without the introduction of differential gap, is capable of reproducing experimental results of postural balance. Such simulations show that the displacement of COP obtained by computer models can resemble experimental variations by an appropriate choice of human postural control model parameters. A stability zone for values of proportional gain is observed from 400 to 600 Nm/rad. In such range the postural balance characteristics are similar to experimental results, which are consistent with other studies. A proposal to minimize the characteristics of temporal signal of COP such as amplitude, RMS and velocity, for future work, is to control three zones, with a control which the controller output normally acts according to its control algorithm for values of controlled variable out of a specific zone. Within this zone the controller output is constant in a specific value.

### Conclusion

The proposed model is very simple and able to reproduce the statistics properties of postural balance revealed by experimental results. It provides the Central Nervous System demand for the maintenance of postural control.

## Introdução

O controle postural é o controle dos arranjos dos segmentos corporais baseado em informações sensoriais de diferentes fontes com o objetivo de estabilidade e orientação do corpo e de suas partes. Para o cumprimento da regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Simplificadamente, a tarefa do sistema de controle postural é manter a projeção vertical do centro de gravidade (COG) ou centro de massa (COM) do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. Embora nos mantermos em pé pareça ser trivial, o sistema de controle postural é altamente complexo, englobando múltiplos sistemas sensoriais e componentes motores.

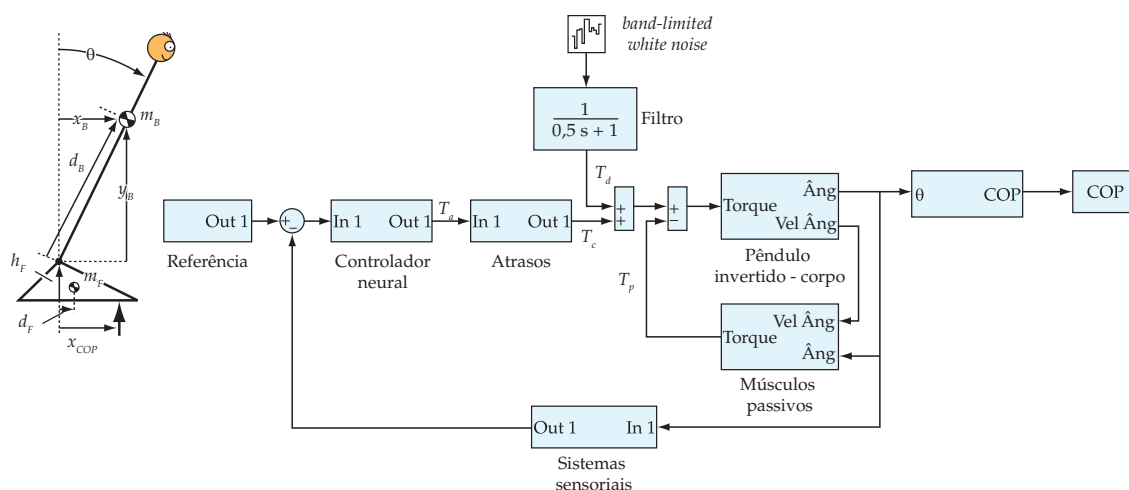
No intuito de facilitar o diagnóstico precoce de disfunções que afetam o controle postural humano, a modelagem teórica aliada à simulação computacional emerge como opção utilizada pelos pesquisadores. Nos modelos de controle postural existentes, observa-se uma variação contínua do sinal do elemento final de controle, o que certamente pode comprometer a integridade do mesmo e provocar grande demanda de processamento. Visando sua preservação, uma solução seria aumentar o período de comutação do controlador, fazendo com que o elemento final de controle atue somente quando o balanço postural afastar-se consideravelmente do sinal de referência. Uma forma de implementar essa solução é empregar controladores que possuam uma zona morta ou intervalo diferencial (*differential gap*) em torno do valor de referência, definida por um limite superior e um

limite inferior. O presente trabalho teve como objetivo investigar se modelos com controladores com intervalo diferencial são adequados para representar o controle da postura ereta.

Muito se avançou sobre o entendimento do controle postural humano, mas este sistema de controle ainda não é completamente compreendido. Recentemente, baseados em importantes achados empíricos, alguns pesquisadores propuseram diferentes formas de controle que desafiam teorias clássicas do sistema de controle postural (Collins e De Luca, 1993; Gatev *et al.*, 1999; Morasso e Sanguineti, 2002; Peterka, 2000; Winter *et al.*, 1998; 2001; 2003). Há ainda muitos questionamentos acerca tanto das propriedades musculares (Gatev *et al.*, 1999; Morasso e Sanguineti, 2002; Morasso e Schieppati, 1999; Morasso *et al.*, 1999; Winter *et al.*, 1990; 1998; 2001; 2003), quanto da demanda do Sistema Nervoso Central (SNC), como por exemplo a participação dos sistemas sensoriais (Loram e Lakie, 2002) para a estabilização do balanço postural humano. Há, portanto, muitas perguntas a serem respondidas, como qual a participação do SNC no controle postural e quais os valores das propriedades musculares que garantem a estabilização do sistema. O presente trabalho teve como objetivo investigar estas questões por meio de simulação computacional de modelos com controladores com intervalo diferencial do controle da postura ereta.

## Métodos

Um modelo simplificado do controle postural humano foi assumido, conforme observado na Figura 1, com todas as entradas e saídas restritas ao plano sa-



**Figura 1.** Modelo por *feedback* do controle postural humano durante postura ereta, com  $m_b$  sendo a massa do pêndulo,  $d_b$  a distância do centro de massa em relação à articulação do tornozelo,  $\theta$  o ângulo do centro de massa em relação à articulação do tornozelo,  $x_{COP}$  o deslocamento do centro de pressão (COP) na direção antero-posterior. **Figure 1.** Human postural control feedback model during erect posture, where  $m_b$  is the pendulum mass,  $d_b$  a distance between the center of mass and the angle of ankle,  $\theta$  the center of mass related to the ankle joint,  $x_{COP}$  the displacement of center of pressure (COP) in the antero-posterior plane.

gital (direção ântero-posterior). Este modelo de pêndulo simples tem sido extensivamente utilizado e se mostrado adequado para investigar as características do controle da postura (Gatev *et al.*, 1999; Morasso e Sanguineti, 2002; Morasso e Schieppati, 1999; Morasso *et al.*, 1999; Winter *et al.*, 1990; 1998; 2001; 2003). No modelo de pêndulo simples da postura, o SNC percebe um desvio do balanço postural em relação a uma postura de referência e envia um comando para gerar torques corretivos para resistir ao desvio da posição do corpo na postura ereta.

Neste modelo considera-se o corpo no plano sagital representado por dois segmentos rígidos, os pés e o resto do corpo, sendo que os pés encontram-se fixos ao chão e o resto do corpo comporta-se como um segmento rígido articulado no pé por uma articulação tipo dobradiça e regido pela equação 1.

$$M + m_b \cdot g \cdot d_b \cdot \sin \alpha = I \frac{d^2 \theta}{dt^2} \quad (1)$$

As variáveis  $m_b$ ,  $d_b$  e  $I$  são constantes e dadas pelos parâmetros antropométricos de Lafond *et al.* (2004) e Patton (1998).

Na Figura 1,  $T_d$  representa um distúrbio randômico de torque que contribui para gerar uma oscilação postural. Um adequado entendimento do balanço postural é obtido quando a natureza do distúrbio é identificada. Uma das indagações da comunidade científica acerca da postura ereta quieta é sobre qual a perturbação intrínseca quando nos mantemos estáticos. Desconsiderando qualquer perturbação voluntária, causada por um fator externo e que não seja previsível, estamos sujeitos a inúmeras perturbações que desconhecemos suas causas e o quanto exatamente isto desestabiliza a postura. Há possíveis causas que ocasionam a oscilação, por exemplo ruído fisiológico, fatores fisiológicos (fadiga, retorno venoso), instabilidade mecânica, facilitação dos mecanismos de controle, além de fatores exploratórios (aí incluído as interações com o ambiente) e a respiração.

Uma segunda componente que atua sobre o corpo (pêndulo) é o torque de controle ( $T_c$ ), que corrige o distúrbio de torque e a ação da gravidade sobre o corpo. Tal componente equivale à ação do controlador neural, com a saída do controlador Proporcional Integral Derivativo (PID) acrescido de um intervalo diferencial a partir de correções de desvio da posição do corpo humano em relação a uma referência. Para tanto, foi assumido que os sistemas sensoriais providenciam uma acurada medida do valor do balanço postural, não acrescentando nenhuma dinâmica ao

sistema. O controlador neural pode então ser especificado a partir de três constantes  $K_p$ ,  $K_d$  e  $K_i$  que são, respectivamente, proporcionais ao desvio da posição de referência, da velocidade de referência e à integral no tempo do erro do valor de referência.

Uma terceira componente do modelo equivale aos parâmetros musculares passivos, aqui representados pelas suas propriedades visco-elásticas, rigidez passiva ( $K_{pas}$ ) e viscosidade passiva ( $B_{pas}$ ). Então, o torque corretivo total é dado pela soma do torque neural, descrito no parágrafo anterior, com este torque passivo, determinado pelas propriedades intrínsecas de rigidez e viscosidade da articulação do tornozelo.

O controlador implementado apresenta um período de comutação, fazendo com que o elemento final de controle fique mais tempo no estado desligado. Uma forma de implementar essa solução é empregar controladores que possuam uma zona morta ou intervalo diferencial (*differential gap*) em torno do valor de referência, definida por um limite superior (*sup*) e um limite inferior (*inf*). Dentro da zona morta, a saída do controlador apresenta valor nulo, o que significa que não há correção do sinal do erro do valor de referência. Deste modo, o modelo apresenta características equivalentes a um sistema em malha aberta, com o SNC, representado pelo controlador PID, não atuando na manutenção do balanço postural.

O modelo foi aqui simulado para limites superiores e inferiores de até 0,5° do sinal de referência. Todas as simulações foram realizadas utilizando o *software* Simulink® v.6.3 do MATLAB® 7.1. A duração da simulação foi de 100 s, utilizando os seguintes parâmetros: passo fixo de 0,001 s e algoritmo de resolução das equações diferenciais associadas ao modelo Dormand-Prince (ode5). Como fonte de ruído, utilizou-se o bloco do MATLAB® “*band-limited white noise*” com poder do ruído de 6,4 e amostra de tempo de 0,4 s, utilizado em conjunto com um filtro passa-baixa de primeira ordem com constante de tempo de 0,5 s e ganho unitário. Tal fonte de ruído equivale à perturbação intrínseca quando nos mantemos estáticos em pé.

O ângulo do tornozelo de referência foi de 0°. Para este ângulo, os fatores de ganho do controlador PID foram simulados para uma variação de 200,0 a 1.000,0 Nm/rad, com intervalos de 10,0 Nm/rad, para o ganho proporcional ( $K_p$ ) associado a uma variação de 20,0 a 100,0 Nm·s/rad, com intervalo de 1,0 Nm·s/rad, para o ganho derivativo ( $K_d$ ). Tal combinação gerou 7.200 simulações para cada intervalo diferencial. Como se variou o intervalo diferencial até 0,5°, o total de simulações foi de 43.200. O ganho integrativo ( $K_i$ ) teve seu valor igual a 0 Nm·s/rad.

As propriedades musculares passivas (componentes visco-elásticas) foram fixadas em: rigidez passiva ( $K_{pas}$ ) de 64% da rigidez crítica, que é igual ao produto da massa do corpo por sua altura e gravidade (Conforto *et al.*, 2001), o que origina o valor de 504,8 Nm/rad e viscosidade passiva ( $B_{pas}$ ) de 175,0 Nm-s/rad (Casadio *et al.*, 2005).

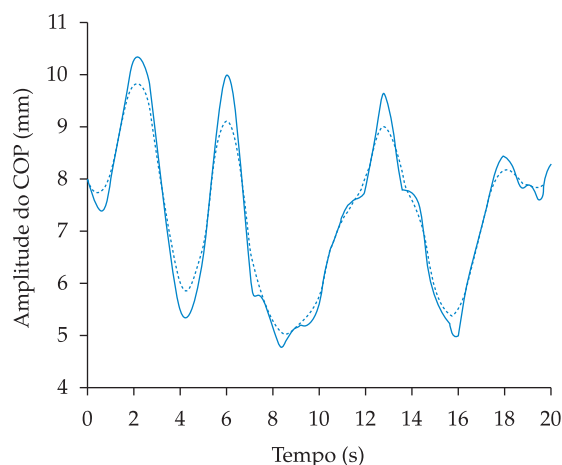
O atraso (*delay*) total do sistema equivale ao atraso dos sistemas sensoriais e foi fixado em 0,100 s (Maurer e Peterka, 2005), acrescido do atraso de transmissão do sinal neural e do atraso eletromecânico do músculo, ambos de 0,050 s, o que originou um valor total de 0,200 s.

O intervalo dos primeiros 5 s da série dos dados será considerado como um período de adaptação e desconsiderado para a análise. A análise dos dados no domínio do tempo consistiu no cálculo da média, desvio padrão, velocidade instantânea, velocidade média e RMS do deslocamento e da velocidade do sinal do COM e do centro de pressão (COP).

## Resultados e Discussão

Na Figura 2 são apresentados resultados representativos de um trecho das séries temporais do COP e COM obtidas com o modelo apresentando intervalo diferencial de 0,2° e ganho proporcional de 450 Nm/rad.

As séries temporais das simulações são qualitativamente equivalentes às séries temporais produzidas por seres humanos. Um simples modelo por *feedback* do sistema de controle postural, sem a introdução do intervalo diferencial ou zona morta, é capaz de reproduzir resultados experimentais do balanço postural. Tais simulações mostram que o deslocamento do COP obtido por meio de modelos computacionais pode se assemelhar a

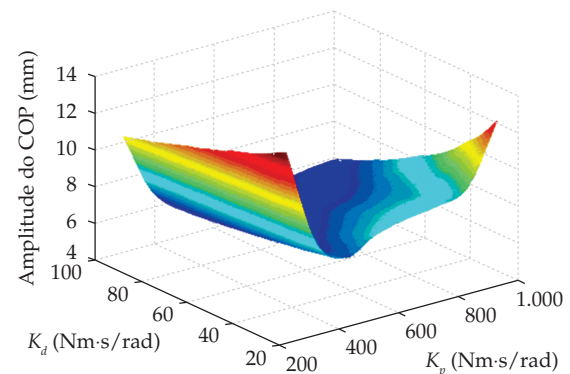


**Figura 2.** Exemplo do sinal do COP (linha contínua) e do COM (tracejada). **Figure 2.** Example of COP (continuous line) and COM (dashed) signals.

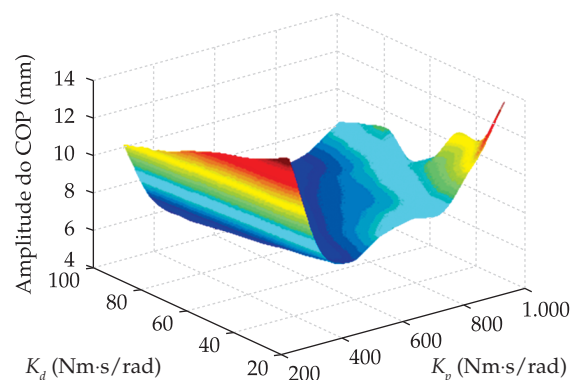
variações experimentais por uma escala apropriada dos parâmetros do modelo do controle postural humano.

A Figura 3 mostra os resultados da amplitude do COP para variações no ganho proporcional e derivativo sem intervalo diferencial. Observa-se uma região de estabilidade para valores de ganho proporcional entre 400 e 600 Nm/rad, dentro dos quais as características do balanço postural encontram-se similares aos resultados experimentais, sendo consistentes com recentes resultados (Bottaro *et al.*, 2005; Maurer e Peterka, 2005). No entanto, este modelo não prevê a estratégia do SNC para o controle da postura ereta com controladores com intervalo diferencial.

Quando se utiliza um valor de intervalo diferencial com limites superior e inferior iguais a 0,2°, observa-se (Figura 4) uma similaridade nas características da curva



**Figura 3.** Amplitude do COP para variações do parâmetro do controlador PID para um modelo sem intervalo diferencial. **Figure 3.** Amplitude of COP for parameter variations of PID controller for a model without differential gap.

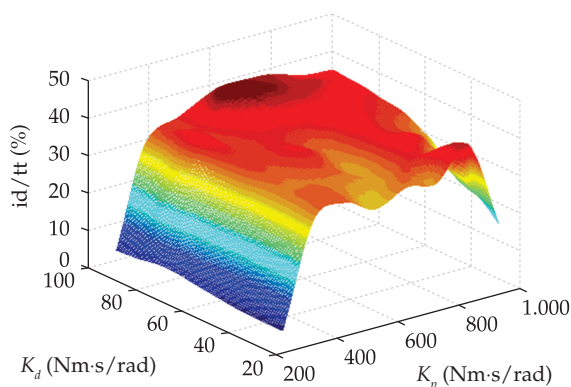


**Figura 4.** Amplitude do COP para variações do parâmetro do controlador PID para um modelo com intervalo diferencial para os limites superior e inferior iguais a 0,2°. **Figure 4.** Amplitude of COP for parameter variations of PID controller for a model with differential gap for superior and inferior limits equal to 0.2°.

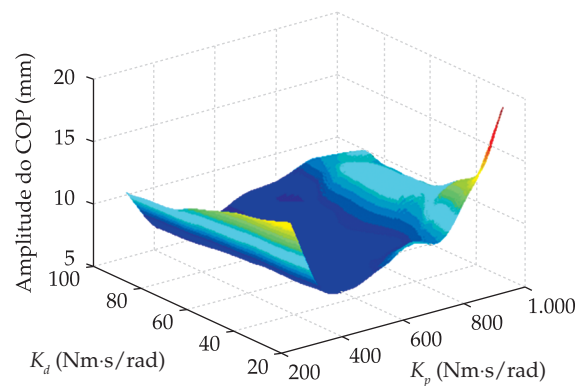
de amplitude do COP para variações do ganho proporcional e derivativo quando comparado a um sistema sem intervalo diferencial. Estas características também são reproduzidas para outras propriedades estatísticas do balanço postural como a velocidade do COP. Observa-se a região de estabilidade para valores de ganho proporcional entre 400 e 600 Nm/rad, sem apresentar um aumento significativo das características do sinal do COP em comparação a modelos sem intervalo diferencial.

No entanto, a Figura 5 mostra (em porcentagem) o período em que o valor do ângulo do tornozelo se manteve dentro dos limites superior e inferior do intervalo diferencial iguais a  $0,2^\circ$  e, portanto em malha aberta e com ganho do controlador igual a zero. Para a região de estabilidade encontrada, aproximadamente 35% do tempo o sistema manteve-se atuando em malha aberta, não demandando o SNC na manutenção da postura.

Quando os limites superior e inferior do intervalo diferencial passam para um valor de  $0,4^\circ$ , a amplitude do COP (mostrada na Figura 6) aumenta, apresentando características similares ao balanço postural produzido por seres humanos. No entanto, a porcentagem de tempo em que o valor de ângulo do tornozelo mantém-se dentro do intervalo diferencial aumenta (Figura 7). Tal região de estabilidade ainda é encontrada, aumentando a amplitude do COP de 6 cm para 8 cm quando comparado a um modelo com o controlador sem intervalo diferencial. Tal aumento é compensado por um significativo aumento da porcentagem do período em que o valor do ângulo do tornozelo se manteve dentro dos limites superior e inferior do intervalo diferencial iguais a  $0,4^\circ$ , refletindo em uma diminuição na demanda do SNC e a atuação do sistema equivalendo a uma malha aberta.

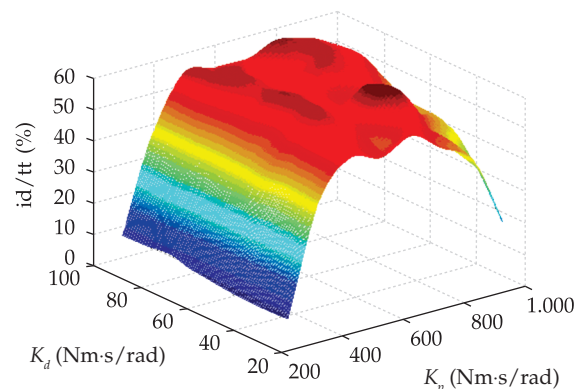


**Figura 5.** Porcentagem da amplitude do COP em que o sinal do ângulo do tornozelo manteve-se dentro dos limites superior e inferior do intervalo diferencial (id) iguais a  $0,2^\circ$  no tempo total (tt). **Figure 5.** Percentage the amplitude of COP which the signal of ankle angle was within the superior and inferior limits of differential gap equal to  $0.2^\circ$ .



**Figura 6.** Amplitude do COP para variações do parâmetro do controlador PID para um modelo com intervalo diferencial para os limites superior e inferior iguais a  $0,4^\circ$ .

**Figure 6.** Amplitude of COP for parameter variations of PID controller for a model with differential gap for superior and inferior limits equal to  $0.4^\circ$ .



**Figura 7.** Porcentagem da amplitude do COP em que o sinal do ângulo do tornozelo manteve-se dentro dos limites superior e inferior do intervalo diferencial (id) iguais a  $0,4^\circ$  no tempo total (tt). **Figure 7.** Percentage the amplitude of COP which the signal of ankle angle was within the superior and inferior limits of differential gap equal to  $0.4^\circ$ .

## Conclusão

Procurando desenvolver um modelo que represente um avanço na compreensão do sistema de controle postural humano, este trabalho apresenta um novo modelo computacional dedicado ao estudo da postura ereta humana. Foi observado que a amplitude das oscilações não amortecidas é maior no caso do controlador com intervalo. Por outro lado, observou-se que o elemento final de controle é menos solicitado, pois é comutado a intervalos maiores. Portanto, nas simulações computacionais realizadas, a opção do controlador com intervalo diferencial piora a qualidade do controle, mas solicita menos o elemento final de controle. Se for aceitável que a variável sendo controlada, além de oscilar se afaste mais de seu valor de

referência do que no caso sem intervalo diferencial, a opção com intervalo diferencial é razoável por poupar o elemento final de controle.

Os resultados obtidos nas simulações com o modelo proposto permitem concluir que o modelo se mostrou coerente em diversos aspectos importantes, como a geração de torque de controle adequado em função da perturbação sofrida, estimulação pelo SNC dos grupos musculares apropriados em função do torque de controle requerido para estabilização, torques e forças musculares dentro da faixa fisiológica e dos dados encontrados na literatura para manutenção da postura ereta e oscilações do COM e do COP em concordância com aquelas observadas experimentalmente na postura ereta e descritas da literatura.

Os resultados apresentados sugerem ser possível que, além de mecanismos de controle de circuito fechado, o sistema de controle postural também possa empregar mecanismos de controle de circuito aberto, nos quais a saída pode assumir a forma de comandos para diferentes músculos posturais. É importante assinalar que dentro desse modelo conceitual, o sistema nervoso central aferente ainda recebe continuamente informações de órgãos sensoriais periféricos; no entanto, essas informações não são utilizadas para modular os sinais transmitidos aos músculos posturais eferentes, a menos que certo valor limite seja ultrapassado. Este sistema de controle em malha aberta e malha fechada tolerante a certa quantidade de desvio no balanço postural, pode ter evoluído para ter em conta os inerentes atrasos de *feedback* e para simplificar a tarefa de integração de vastas quantidades de informação sensorial quando o sistema não está em perigo de instabilidade.

Como proposta de minimização das características do sinal temporal do COP como amplitude, RMS e velocidade, propõe-se, para trabalhos futuros, o controle de três zonas, no qual a saída do controlador atue normalmente segundo o seu algoritmo de controle para valores da variável controlada fora de uma determinada região. Dentro dessa região a saída do controlador ficaria congelada em um determinado valor.

## Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP (processo número 05/57437-5) pelo apoio financeiro.

## Referências

BOTTARO, A.; CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? *Human Movement Science*, v. 24, n. 4, p. 588-615, 2005.

CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. *Gait & Posture*, v. 21, n. 4, p. 410-424, 2005.

COLLINS, J. J.; LUCA, C. J. De. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, v. 95, n. 2, p. 308-318, 1993.

CONFORTO, S.; SCHMID, M.; CAMOMILLA, V.; D'ALESSIO, T.; CAPPOZZO, A. Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & Posture*, v. 14, n. 1, p. 28-35, 2001.

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLER, T.; HALLETT, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, v. 514, n. 3, p. 915-928, 1999.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, p. 1421-1426, 2004.

LORAM, I. D.; LAKIE, M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *The Journal of Physiology*, v. 545, n. 3, p. 1041-1053, 2002.

MAURER, C.; PETERKA, R. J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, v. 93, n. 1, p. 189-200, 2005.

MORASSO, P. G.; BARATTO, L.; CAPRA, R.; SPADA, G. Internal models in the control of posture. *Neural networks*, v. 12, n. 7-8, p. 1173-1180, 1999.

MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, v. 88, n. 4, p. 2157-2162, 2002.

MORASSO, P. G.; SCHIEPPATI, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, v. 82, n. 3, p. 1622-1626, 1999.

PATTON, J. L. **Global modeling of adaptive, dynamic balance control**. Evaston, 1998. 221 p. Thesis (Biomedical Engineering) - Northwestern University, Evaston, 1998.

PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological cybernetics*, v. 82, n. 4, p. 335-343, 2000.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S.; WALT, S. E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, v. 70, n. 6, p. 340-347, 1990.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; ISHAC, M.; GAGE, W. H. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 1, p. 49-56, 2003.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; RIETDYK, S.; ISHAC, M. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, v. 85, n. 6, p. 2630-2633, 2001.

