

MODELO DE ATIVAÇÃO NEURAL DO CONTROLE POSTURAL HUMANO DURANTE POSTURA ERETA

Daniel Boari Coelho¹

Resumo: *O controle da postura humana representa um complexo desafio para o sistema de controle neuromuscular. A mais óbvia tarefa do sistema de controle postural consiste em manter a postura ereta bípede. Esta tarefa é essencialmente gerar uma série de contrações musculares que produzem momentos de força sobre as articulações do sistema músculo-esquelético. Como o sistema nervoso central controla e mantém a postura ereta quieta está relacionado com a demanda necessária para estabilizar a postura humana. O presente projeto tem por objetivo o desenvolvimento de modelos computacionais em ambiente Matlab para simular o controle postural humano da postura ereta quieta. Um modelo de ativação neural controlado por um controlador PID foi implementado e verificou-se que este reproduz a dinâmica de ativação observada empiricamente.*

Palavras-chave: pêndulo invertido, sistema nervoso central, controlador PID.

Abstract: *The human posture control is a complex challenge to neuromuscular control system. The most obvious task of posture control system consists of keeping a biped erect posture. Essentially, this task means producing appropriate muscular contractions, which generate moments of force on the articulations of musculoskeletal system. How the Central Nervous System controls and keeps a quiet standing posture is dependent of the necessary demand to stabilize the human posture. This project aims at the development of computer models in Matlab, in order to simulate the human control of quiet standing posture. A model by neural activity and a PID control was implemented. It was verified that such a model provide the dynamics of neural activation.*

Keywords: *inverted pendulum, central nervous system, PID control.*

¹ Laboratório de Biofísica – Escola de Educação Física e Esporte - Universidade de São Paulo
d_boari@yahoo.com.br
ENGEVISTA, v. 7, n. 1, p. 83-90, abril 2005

1. INTRODUÇÃO

Como os seres humanos controlam o equilíbrio na postura ereta não é ainda totalmente compreendido e problemas devido à deficiência no controle da postura afligem seriamente os seres humanos. Simplificadamente, a tarefa do sistema de controle postural é manter a projeção horizontal do centro de gravidade (COG) do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. O controle da postura ereta utiliza informações sobre o monitoramento da posição do centro de massa do corpo (Horstmann and Dietz 1990; Morasso, Baratto et al. 1999; Morasso and Schieppati 1999) por meio de referências de informações sensoriais (Gurfinkel, Ivanenko Yu et al. 1995).

Muito se avançou sobre o entendimento do controle postural humano mas este sistema de controle ainda não é completamente entendido. Recentemente, baseados em importantes achados empíricos, alguns pesquisadores propuseram diferentes formas de controle que desafiam teorias clássicas do sistema de controle postural (Collins and De Luca 1993; Winter, Patla et al. 1998; Gatev, Thomas et al. 1999; Morasso and Schieppati 1999; Peterka 2000; Winter, Patla et al. 2001; Baratto, Morasso et al. 2002; Morasso and Sanguineti 2002; Winter, Patla et al. 2003).

Dentre os vários modelos matemáticos encontrados na literatura que procuram reproduzir a dinâmica da contração muscular, o modelo de Zajac (Zajac 1989; Zajac and Gordon 1989) mostra a dinâmica da ativação muscular, que procura reproduzir a ação da Estimulação Elétrica Neuro-Muscular no processo de contração.

(Khang and Zajac 1989; Khang and Zajac 1989) introduziram na simulação da dinâmica da postura o conceito de *atuador músculo-tendíneo*, realizando o controle artificial da própria força de contração muscular. Foram formulados modelos matemáticos da dinâmica da ativação procurando reproduzir o efeito

da estimulação elétrica, da dinâmica da contração muscular, baseada no modelo de Zajac e do sistema de múltiplos corpos, com três graus de liberdade.

Uma das versões mais interessantes do modelo de A.V. Hill é a formulada por (Zajac and Gordon 1989). A excitação neural $u(t)$, que é interpretada enquanto seqüência de potenciais de ação na junção neuro-muscular sofre, do ponto de vista dinâmico, um processo de filtragem – o acoplamento excitação-contração - até chegar ao estado ativo $a(t)$, ou força isométrica no elemento contrátil. A evolução temporal desta seqüência de eventos recebe o nome de dinâmica da ativação.

Em seus experimentos, (Loram and Lakie 2002) concluem que a rigidez muscular não pode ser regulada neuralmente, o que contradiz com (Winter, Patla et al. 1998; Carpenter, Frank et al. 1999; Gatev, Thomas et al. 1999). Há ainda muitos questionamentos acerca tanto das propriedades musculares (Winter, Patla et al. 1990; Winter, Patla et al. 1998; Morasso, Baratto et al. 1999; Morasso and Schieppati 1999; Winter, Patla et al. 2001; Loram and Lakie 2002; Morasso and Sanguineti 2002; Winter, Patla et al. 2003), quanto da demanda do Sistema Nervoso Central (SNC), como por exemplo a participação dos sistemas sensoriais (Winter 1995; Loram and Lakie 2002) para a estabilização do balanço postural humano, controvérsias quanto ao tipo de controle selecionado, havendo evidências que sugerem que a postura é estabilizada pelo controle antecipatório em cooperação com propriedades elásticas do músculo. Estes novos modelos e teorias ainda não foram totalmente testados e assimilados, sendo que apresentam aspectos conflitantes entre si e esta discussão é ainda bastante ativa na comunidade científica. Há, portanto, muitas perguntas a serem respondidas, como qual a participação do SNC no controle postural, quais os valores das propriedades musculares que garantem a estabilização do sistema. Estes argumentos nos levam a considerar a necessidade de um estudo matemático do controle postural, por intermédio das

equações que regem o controle de um pêndulo invertido, considerando o modelamento biológico dos músculos, podendo prever a rigidez do sistema muscular, a atividade muscular e a demanda do SNC.

2. MÉTODOS

2.1. UM MODELO BIOMECÂNICO SIMPLES DA POSTURA ERETA

O sistema músculo-esquelético humano é um mecanismo articulado ativo extremamente complexo com cerca de 244 graus de liberdade e cerca de 650 geradores individuais de força, os músculos. A modelagem exata da dinâmica deste sistema transcende a capacidade científica e tecnológica atual. Apesar desta complexidade grandiosa, as características principais da dinâmica do sistema músculo-esquelético humano durante a postura ereta quieta podem ser elegantemente capturadas por um simples modelo físico matemático de um pêndulo invertido com segmentos rígidos articulados por juntas do tipo dobradiça. Nesta abordagem simplificada, os músculos de cada segmento são agrupados como atuadores de torque em cada junta. O modelo pode ser desenvolvido para mover-se em uma, duas ou três dimensões e ter um ou vários segmentos em movimento com as equações descritas pelo formalismo Newtoniano ou Lagrangeano. Alguns estudos (Maurer, Karmally et al. 2000; Mergner, Maurer et al. 2002; Maurer and Peterka 2004; Peterka and Loughlin 2004) mostram que o corpo humano em postura ereta quieta se assimila a um pêndulo invertido na direção AP, sendo capaz de capturar as dinâmicas do controle da postura. Para perturbações que deslocam o corpo para a frente, a ordem de resposta de músculos associados ao tornozelo, joelho e quadril assemelha-se a estratégia do quadril. A vantagem em considerar a postura ereta quieta como um pêndulo invertido é associar ao COP o movimento do COM. (Winter 1995; Winter, Patla et al. 1998). A amplitude máxima do COP é a ENGEVISTA, v. 7, n. 1, p. 83-90, abril 2005

representação da oscilação que o corpo apresenta sem modificar a postura que está sendo mantida.

A seguir, é descrito um modelo de um pêndulo simples para representar a dinâmica do sistema músculo-esquelético humano no plano sagital de uma forma bastante simplificada com o intuito de mostrar os conceitos básicos da modelagem físico-matemática. Considere 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, conforme Figura 1.

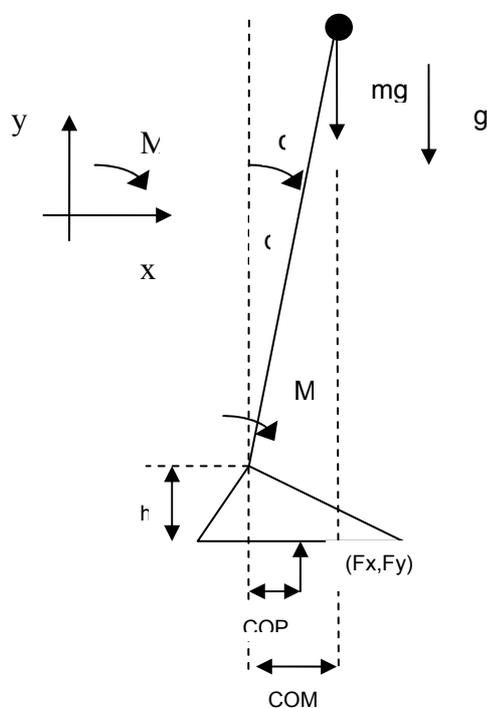


Figura 1 – Esquema representativo do modelo da postura ereta quieta. Representação físico-matemática por meio de um simples modelo de pêndulo invertido.

O torque atuante no tornozelo para este pêndulo simples invertido é dado pela clássica equação diferencial:

$$M + m \cdot g \cdot d \cdot \text{sen} \alpha = I \frac{d^2 \alpha}{dt^2} \quad (1)$$

onde I é o momento de inércia do corpo em torno da articulação do tornozelo.

Esta equação pode ser linearizada para pequenas variações angulares: $\alpha \ll 1 \rightarrow \text{sen } \alpha \approx \alpha$, e por sua vez α pode ser expressa como $\alpha \approx x/d$, onde x é o deslocamento na direção x (a-p) do COG (GL). A equação então pode ser reescrita como:

$$M = \frac{I}{d} \cdot \frac{d^2 GL}{dt^2} - m \cdot g \cdot GL \quad (2)$$

Por outro lado, o torque no tornozelo pode também ser calculado a partir da equação de movimento para o segmento pé. Quando é desprezado o peso do pé e forças inerciais tem-se que $F_y \approx mg$, e o torque será:

$$M = -COP \cdot m \cdot g - h \cdot F_x \quad (3)$$

Finalmente, a aceleração do COG na direção a-p pode ser calculada a partir da força na direção a-p e da massa do corpo:

$$\frac{d^2 GL}{dt^2} = \frac{F_x}{m} \quad (4)$$

Combinando-se as equações anteriores pode-se chegar a uma expressão que engloba as variáveis antropométricas m , L , h , I , as da plataforma de força F_x , F_y , COP e a variável GL :

$$-\left(\frac{I}{d} + m \cdot h\right) \cdot \frac{d^2 GL}{dt^2} + m \cdot g \cdot GL = m \cdot g \cdot COP \quad (5)$$

Este modelo servirá como base para testar as diversas teorias existentes, bem como estimar a participação dos diversos subsistemas no controle da postura. As variáveis I , d , h e m são constantes e dadas pela escala antropométrica de (PATTON 1998) e (Lafond, Duarte et al. 2004).

As propriedades visco-elásticas (rigidez e viscosidade) do músculo podem ser aproximadamente modeladas como sendo um Proporcional-Derivativo. O modelamento do músculo, tendo seu comportamento regido pela equação:

$$\tau_{musc} = B \cdot \frac{d\alpha}{dt} + K \cdot \alpha \quad (6)$$

apresenta como parâmetros a rigidez e viscosidade correlacionada com os ganhos proporcionais e derivativos.

Um aspecto conveniente do modelo do modelo de ativação neural de (Zajac and Gordon 1989) é a possibilidade de se associar a cada um dos estados $u(t)$ e $a(t)$ registros eletromiográficos e retificados e filtrados, respectivamente. Um processo dinâmico deste tipo capaz de relacionar $u(t)$ com $a(t)$ pode ser expresso pela seguinte equação:

$$\frac{da(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} \cdot (\beta + [1 - \beta]) \cdot u(t) \right] \cdot a(t) = \left(\frac{1}{\tau_{act}} \right) \cdot u(t) \quad (7)$$

Sendo $\beta = \frac{\tau_{act}}{\tau_{desact}}$, com o tempo de

ativação sempre inferior ao tempo de relaxamento. A equação expressa a relação entre a excitação neural e ativação, tendo sua correspondente em força pelo produto da ativação neural pela máxima força muscular.

2.2. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Todas as simulações foram realizadas utilizando o software Simulink versão 5.0 do Matlab 6.5 (The MathWorks Inc, Natick, Mass., EUA). A perturbação utilizada será uma função gaussiana gerada pelo bloco do Matlab “band limited white noise” (ruído branco) com médio zero e desvio padrão de três, e amostra de tempo de 0,1 segundo. A função gaussiana passa por um filtro passa-baixa de primeira ordem com constante de tempo de 0,5 s. Esta perturbação corresponde a valores biológicos encontrados e compatíveis com os empiricamente constatados (Hunter and Kearney 1981; Conforto, Schmid et al. 2001), propiciando perturbações de amplitude de 5 N.m. A duração da simulação equivale a 1000 segundos caracterizados por ser muito maior do que os testes empíricos para postura ereta quieta. Os parâmetros utilizados foram: passo variável, com algoritmo de resolução das equações diferenciais associadas ao modelo

Dormand-Prince (ode5), 0,001 de tolerância relativa e máximo tamanho de passo igual a 0,01.

Aos parâmetros musculares passivos, de rigidez sendo 64% da rigidez crítica - dada pelo produto da massa corporal pela gravidade de comprimento do pêndulo (Casadio, Morasso et al. 2004) - e viscosidade de 175 N.m.s/rad, implementa-se, inicialmente, a equação de Zajac, observando a resposta à ativação neural. A excitação muscular determina a porcentagem de força ativada para a determinada demanda neural. Por (Winters and Stark 1988), as constantes de tempo de ativação e relaxamento são respectivamente 30 ms e 40 ms.

Um modelo de feedback é implementado, conforme Figura 2, com o controle neural dado equivalendo às características de um controlador PID. A sintonia do PID é dada pelo método das Oscilações Contínuas de Ziegler-Nichols. Um método clássico de projeto e sintonia de controlador PID, também conhecido como sintonia de malha ou método do ganho limite. O primeiro passo é determinar experimentalmente o valor do ganho proporcional crítico (K_{CU}), definido como o maior valor que o ganho do controlador pode alcançar e que resulta em uma curva de resposta em malha fechada com oscilações sustentadas quando se usa um controlador proporcional puro. O período de oscilação sustentada resultante é chamado de período limite (P_U). Os parâmetros do controlador PID são então calculados a partir de K_{CU} e P_U , usando-se as relações de Ziegler-Nichols mostradas na Tabela 1.

Tabela 1 – Ajustes propostos para o método das Oscilações Contínuas de Ziegler-Nichols

Controlador	K_C	T_I	T_D
P	$0,5 \cdot K_{CU}$	-----	-----
PI	$0,45 \cdot K_{CU}$	$\frac{P_U}{1,2}$	-----
PD	$0,6 \cdot K_{CU}$	-----	$\frac{P_U}{8}$

PID	$0,6 \cdot K_{CU}$	$\frac{P_U}{2}$	$\frac{P_U}{8}$
-----	--------------------	-----------------	-----------------

Lembrando que $K_d = \frac{1}{T_d}$ e $K_I = \frac{1}{T_I}$.

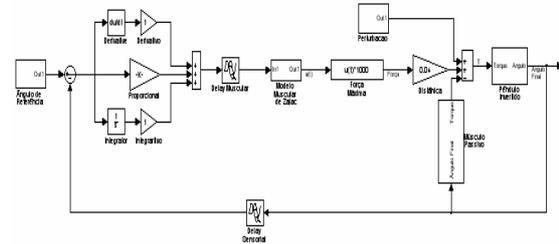


Figura 2 – Modelo representativo do modelo muscular de Zajac.

Os parâmetros do modelo, contidos na Tabela 2, representam valores fisiológicos para o modelo de Zajac.

Tabela 2 – Parâmetros musculares fisiológicos

Parâmetros	Valores
Z_{act} [ms]	30
Z_{desact} [ms]	40
Braço do momento [cm]	4
Força Máxima [N]	1000

Os parâmetros do controlador foram determinados, em um primeiro momento, desconsiderando o delay muscular. Depois de sintonizado, implementa-se o delay muscular, atraso na condução no sinal elétrico, de 50 ms e determina-se o comportamento do modelo.

3. RESULTADOS

O ganho do controlador que apresenta oscilações contínuas para uma resposta ao degrau, conforme Figura 3, caracterizando o ganho limite (K_{CU}) foi de 57,3. O período limite P_U foi de 1,2 s.

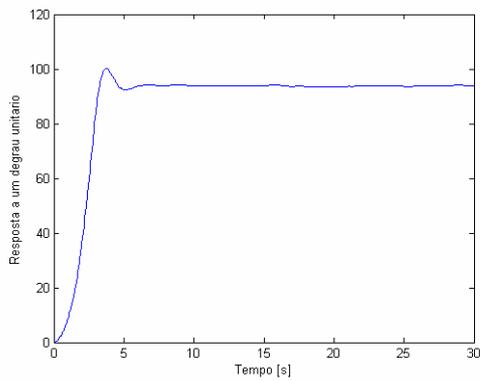


Figura 3 - Resposta a um degrau unitário.

Para um controlador proporcional sintonizado pelo método de Oscilações Contínuas de Ziegler-Nichols, a máxima amplitude de COP foi de 78 mm e mínima de - 57 mm. Ainda, apresenta a resposta temporal ruidosa, conforme apresentada na Figura 4.

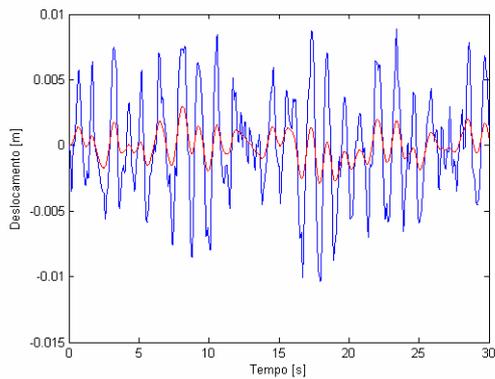


Figura 4 - Deslocamento Temporal do COP (azul) e COM (vermelho) controlador proporcional.

Pelos parâmetros de Ziegler-Nichols, o controlador PID tem oscilação máxima de COP de 13,4 mm e mínima de - 12,1 mm.

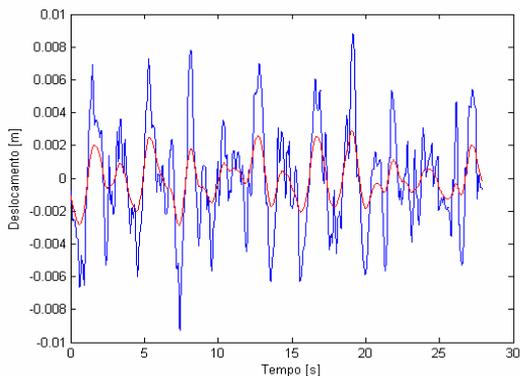


Figura 5 – Deslocamento Temporal do COP

(azul) e COM (vermelho) controlador PID.

A Figura 6 apresenta a atividade neural no decorrer do tempo para dois tipos de controladores não podendo ser encontrada diferenças quanto ao nível de atividade neural.

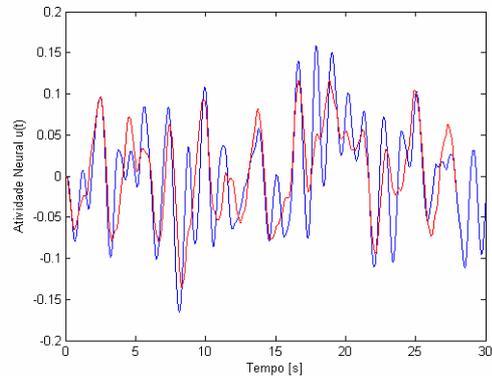


Figura 6- Deslocamento Temporal da atividade neural $u(t)$, em mV, para o controlador P (azul) e PID (vermelho).

Para estes parâmetros de controlador, ao introduzirmos um delay muscular de 50 ms, observa-se uma maior amplitude de COP, caracterizando uma maior instabilidade postural.

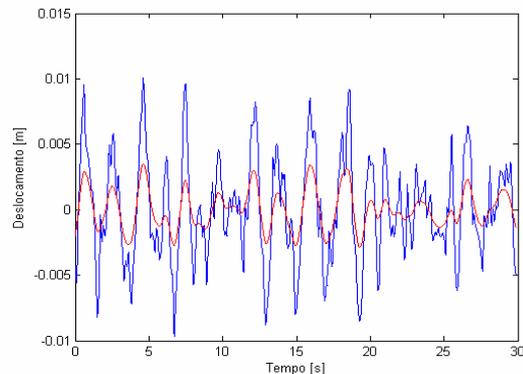


Figura 7 - Deslocamento Temporal do COP (azul) e COM (vermelho) controlador PID com delay de 50 ms.

Ao acréscimo de um delay de 50 ms, o nível de atividade neural $u(t)$, representado pela Figura 8, apresenta uma maior intensidade.

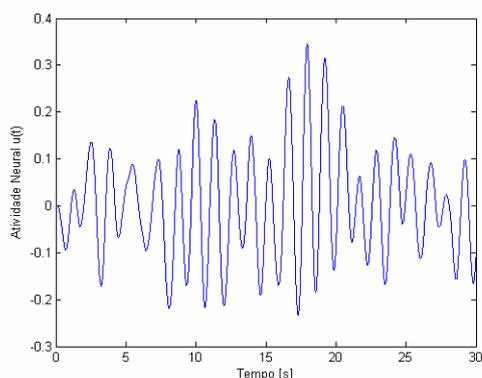


Figura 8 - Deslocamento Temporal da atividade neural $u(t)$, em mV, para o controlador P com delay de 50 ms.

4. CONCLUSÕES

Dada à complexidade da musculatura, a determinação de forças musculares isoladas é um problema indeterminado, pelo fato de que o músculo estar sempre envolto em um esquema com muitos músculos complementares. A tensão em um músculo não é um parâmetro constante durante o movimento, mas varia de acordo com parâmetros de tamanho, velocidade e ativação do músculo.

Este modelo apresenta um avanço perante os existentes, por modelar a ativação muscular, dado um sinal neural, caracterizando a dinâmica muscular. O controle neural foi simulado por um controlador PID, sintonizado por método de Ziegler-Nichols, apresentando respostas compatíveis com as observadas empiricamente.

Observa-se que tal modelo muscular reproduz a dinâmica de ativação verificada empiricamente, podendo definir os parâmetros de ativação e relaxamento. A introdução de um delay muscular propicia uma maior amplitude de oscilação em relação à inexistência do delay.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Baratto, L., P. G. Morasso, et al. (2002). "A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques." Motor Control **6**(3): 246-70.

ENGEVISTA, v. 7, n. 1, p. 83-90, abril 2005

Carpenter, M. G., J. S. Frank, et al. (1999). "Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance." J Vestib Res **9**(4): 277-86.

Casadio, M., P. Morasso, et al. (2004). Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application.

Collins, J. J. and C. J. De Luca (1993). "Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories." Exp Brain Res **95**(2): 308-18.

Conforto, S., M. Schmid, et al. (2001). "Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance." Gait Posture **14**(1): 28-35.

Gatev, P., S. Thomas, et al. (1999). "Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults." J Physiol **514 (Pt 3)**: 915-28.

Gurfinkel, V. S., P. Ivanenko Yu, et al. (1995). "Kinesthetic reference for human orthograde posture." Neuroscience **68**(1): 229-43.

Horstmann, G. A. and V. Dietz (1990). "A basic posture control mechanism: the stabilization of the centre of gravity." Electroencephalogr Clin Neurophysiol **76**(2): 165-76.

Hunter, I. W. and R. E. Kearney (1981). "Respiratory components of human postural sway." Neurosci Lett **25**(2): 155-9.

Khang, G. and F. E. Zajac (1989). "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part I--computer model and control-system design." IEEE Trans Biomed Eng **36**(9): 873-84.

Khang, G. and F. E. Zajac (1989). "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part II--Computer simulation studies." IEEE Trans Biomed Eng **36**(9): 885-94.

Lafond, D., M. Duarte, et al. (2004). "Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment." J Biomech **37**(9): 1421-6.

Loram, I. D. and M. Lakie (2002). "Direct measurement of human ankle

- stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability." J Physiol **545**(Pt 3): 1041-53.
- Maurer, C. and R. J. Peterka (2004). "A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control." J Neurophysiol.
- Maurer, M. S., W. Karmally, et al. (2000). "Upright posture and postprandial hypotension in elderly persons." Ann Intern Med **133**(7): 533-6.
- Mergner, T., C. Maurer, et al. (2002). "Sensory contributions to the control of stance: a posture control model." Adv Exp Med Biol **508**: 147-52.
- Morasso, P. G., L. Baratto, et al. (1999). "Internal models in the control of posture." Neural Netw **12**(7-8): 1173-1180.
- Morasso, P. G. and V. Sanguineti (2002). "Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing." J Neurophysiol **88**(4): 2157-62.
- Morasso, P. G. and M. Schieppati (1999). "Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?" J Neurophysiol **82**(3): 1622-6.
- PATTON, J. (1998). Global Modeling of Adaptive, Dynamic Balance Control. Field of Biomedical Engineering, NORTHWESTERN UNIVERSITY: 221.
- Peterka, R. and P. Loughlin (2004). "Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control." J Neurophysiol **91**(1): 410-23.
- Peterka, R. J. (2000). "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis." Biol Cybern **82**(4): 335-43.
- Winter, D. A. (1995). A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance during Standing and Walking. Waterloo, Waterloo Biomechanics.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (1990). "Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly." Physical Therapy **70**(6): 340-7.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (2003). "Motor mechanisms of balance during quiet standing." J Electromyogr Kinesiol **13**(1): 49-56.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (1998). "Stiffness control of balance in quiet standing." J Neurophysiol **80**(3): 1211-21.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (2001). "Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing." J Neurophysiol **85**(6): 2630-3.
- Winters, J. M. and L. Stark (1988). "Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints." J Biomech **21**(12): 1027-41.
- Zajac, F. E. (1989). "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." Crit Rev Biomed Eng **17**(4): 359-411.
- Zajac, F. E. and M. E. Gordon (1989). "Determining muscle's force and action in multi-articular movement." Exerc Sport Sci Rev **17**: 187-230.