

Modelo de Rigidez Muscular Durante Postura Ereta Quieta

Daniel Boari Coelho†, Marcos Duarte

Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, USP,
05580-030, São Paulo, SP

E-mail: d_boari@yahoo.com.br

Resumo: *A mais óbvia tarefa do sistema de controle postural consiste em manter a postura ereta bípede, sendo essencialmente gerar uma série de contrações musculares que produzem momentos de força sobre as articulações do sistema músculo-esquelético. Winter, Patla et al. (1998) propõe um simples controle de regulação da postura que providencia quase instantaneamente uma resposta corretiva e reduz a demanda da operação do Sistema Nervoso Central (SNC). 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 um pêndulo invertido foi implementado para representar a dinâmica do sistema músculo-esquelético humano no plano sagital e verificou-se que este não propicia a relação em fase do centro de pressão e centro de massa, mas tal fato é consequência das leis que regem o modelo físico-matemático. Há ainda uma inadequação deste modelo por atribuir ao valor da rigidez muscular um valor que é fisiologicamente incompatível.*

Palavras-chave: Modelagem, rigidez muscular, controle postural, pêndulo invertido, postura ereta.

Introdução

Como os seres humanos controlam o equilíbrio na postura ereta não é ainda totalmente compreendido e problemas devidos 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), equivalente ao centro de massa (COM), do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. Um limite real de estabilidade, em sujeitos normais, é determinado por limitações biomecânicas e neuromusculares como força e rapidez da resposta muscular.

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 and De Luca 1993; Gatev, Thomas et al. 1999; Morasso, Baratto et al. 1999; Peterka 2000; Baratto, Morasso et al. 2002; Morasso and Sanguineti 2002) (Winter, Patla et al. 1998; Winter, Patla et al. 2001; Winter, Patla et al. 2003). 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 (Morasso, Baratto et al. 1999; Morasso and Schieppati 1999; Winter, Patla et al. 2001; Loram and Lakie 2002), quanto da demanda do Sistema Nervoso Central (SNC), como por exemplo à participação dos sistemas sensoriais para a estabilização do balanço postural humano. Há ainda 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.

Métodos

Um Modelo Biomecânico Simples da Postura Ereta

Um modelo de um pêndulo simples é utilizado 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.

†Bolsista FAPESP

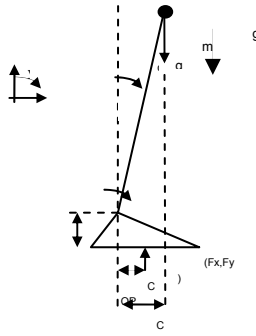


Figura 1 - Esquema representativo do modelo da postura ereta quieta.

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

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

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:

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

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:

$$M = -COP \cdot m \cdot g - h \cdot F_x$$

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:

$$\frac{d^2 GL}{dt^2} = \frac{F_x}{m}$$

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 :

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

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 $\tau_{musclo} = B \cdot \frac{d\alpha}{dt} + K \cdot \alpha$, apresentando

como parâmetros a rigidez e viscosidade correlacionada com os ganhos proporcionais e derivativos do controlador. As unidades destes parâmetros são $N.m.rad^{-1}$ e $N.m.s.rad^{-1}$ respectivamente. Neste projeto, considera-se a ação dos músculos sólio e gastrocnêmio.

Tendo que tais forças se caracterizam por serem reativas ao movimento, tem-se a equação que rege o comportamento do pêndulo invertido considerando os parâmetros musculares.

$$M + m \cdot g \cdot d \cdot \text{sen} \alpha - B \cdot \frac{d\alpha}{dt} - K \cdot \alpha = I \frac{d^2 \alpha}{dt^2}$$

Modelo de Parâmetros Musculares da Postura Erta

Um simples modelo, como o ilustrado na Figura 2, foi utilizado para verificar a possibilidade de parâmetros musculares estabilizarem a postura ereta quieta, o que está intrinsecamente relacionado à como o Sistema Nervoso Central controla e mantém o balanço postural e portanto a sua demanda de operação para esta tarefa. Tal modelo, que corresponde ao proposto por (Winter, Patla et al. 1998), é alvo de discussões por parte da comunidade científica ((Baratto, Morasso et al. 2002), (Winter, Patla et al. 1998; Gatev, Thomas et al. 1999; Morasso and Schieppati 1999; Peterka 2000)).

De acordo com tal modelo, a intervenção do SNC é limitada a selecionar um apropriado tônus muscular, para valores de rigidez, sendo um processo puramente passivo sem nenhum componente ativo ou reativo, exceto para a escolha de parâmetros musculares. Assume a atividade muscular como origem para o COP mover-se em fase com o COM. Considera ainda que o sistema visual não contribui, não havendo diferenças significativas entre olhos abertos e fechados.

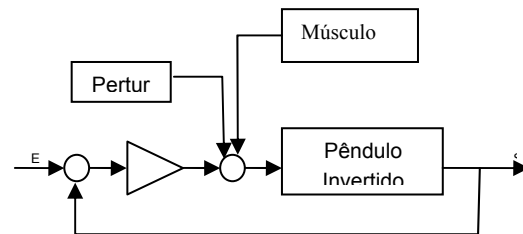


Figura 2 - Esquema representativo do modelo puramente muscular, sem demanda do Sistema Nervoso Central.

Simulações Computacionais

Todas as simulações foram realizadas utilizando o software Simulink versão 5.0 do Matlab 6.5 (The MathWorks Inc, Natick, Mass., EUA).

A duração da simulação equivale a 1000 segundos,

caracterizada por ser muito maior do que os testes empíricos para postura ereta quieta. Os parâmetros da simulação 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.

Um total de 636 simulações (para cada posição de equilíbrio sendo 0, 3 ou 4 graus) foram realizadas no intuito de responder a algumas indagações pertinentes na comunidade científica. As simulações estão assim divididas, bem como os objetivos delas serem realizadas:

✓ Simulações que respondessem a questão acerca se os deslocamentos do COM variam de acordo com as características do indivíduo, ou se a atividade da rigidez tem grandezas similares em indivíduos normais (Morasso and Sanguineti 2002); e

✓ Simulações que mostrassem o comportamento das variáveis de saída com a modificação dos parâmetros da rigidez muscular, além de verificar em qual o valor de rigidez que propiciasse uma resposta coerente com as observadas no balanço postural; e

✓ Simulações que, mantendo os valores de rigidez mais aceitos na comunidade científica, verificar qual a amplitude de perturbação necessária para propiciar respostas de saída coerentes com as observadas empiricamente; e

✓ Simulações que demonstrassem quais os valores de viscosidade muscular para diversos parâmetros de amplitude.

As simulações consideraram como parâmetros de entrada a massa corporal igual a 80 kg, e a altura de 1,80 m.

Procurando responder questões pertinentes à comunidade científica sobre qual o valor suficiente para propiciar a estabilidade ((Winter, Patla et al. 1998; Morasso and Schieppati 1999; Winter, Patla et al. 2001; Morasso and Sanguineti 2002)), as simulações utilizaram valores de rigidez muscular aceitas por (Winter, Patla et al. 1998) (108,8% da rigidez crítica), (Loram and Lakie 2002) (91 ± 23 % da rigidez crítica), (Casadio, Morasso et al. 2004) (64 ± 8 % da rigidez crítica), além do próprio valor da rigidez crítica. Procurando determinar ainda qual o valor de rigidez que originava respostas encontradas empiricamente, variou-se também a rigidez para valores de 120 até 300% do valor crítico.

Para cada valor de rigidez aceito por (Winter, Patla et al. 1998), (Loram and Lakie 2002), (Casadio, Morasso et al. 2004) e o valor de rigidez crítica – dado pelo produto da gravidade com a massa e altura do pêndulo, procurou-se determinar qual a amplitude necessária ao modelo para que a resposta se assemelhe a real amplitude. Considerando que ainda há discórdia na comunidade científica sobre qual a perturbação sofrida pelo

corpo, modelos de perturbação utilizadas em pêndulo invertido foram utilizadas, a saber:

✓ Gerador uniforme de números aleatórios com amplitude máxima de 0,4 equivalentes a perturbação devido à hemodinâmica ((Hunter and Kearney 1981)), somado a uma função senoidal com amplitude de 4 e período de 1,3 segundo, devido a respiração ((Conforto, Schmid et al. 2001)); e

✓ Ruído branco com desvio-padrão de 3 e amostra de tempo de 0,1 s filtrada por um filtro passa-baixa de primeira ordem com constante de tempo de 0,5 s ((Loram and Lakie 2002)), propiciando uma amplitude máxima de 6 N.m.; e

✓ Gerador de números aleatórios com média zero, variância um e amostra de tempo de 0,1 s., passando por um filtro passa-baixa de primeira ordem de ganho 1000 e constante de tempo 80 s ((Peterka 2000)), obtendo amplitude máxima de 40 N.m.

✓ Gerador uniforme de números aleatórios com tempo de amostra de 0,6 s., e amplitude variando de 0,5 a 5.

De vital importância, mas de difícil mensuração empírica, é a propriedade muscular que é proporcional à velocidade de deslocamento e a qual se denomina viscosidade. Procurando determinar tal característica muscular, simulações para valores de 50 a 1000 (separados em intervalos de amostragem iguais a 50), foram utilizadas para cada valor de rigidez equivalente a 64, 91, 100 e 108% da rigidez crítica, além dos valores de rigidez suficientes para estabilizar o modelo.

Resultados

Linearizando a equação para pequenos valores angulares, pode-se considerar $\sin \alpha \approx \alpha$, o que possibilita a aplicação da Transformada de Laplace. Para condições iniciais nulas, a equação pode ser expressa pela seguinte função de transferência:

$$\frac{A(s)}{M(s)} = \frac{1}{I \cdot s^2 + B \cdot s + (K - m \cdot g \cdot d)}$$

Pelo critério de estabilidade de Routh-Hurwitz – duas condições são necessárias para que tal sistema seja estável, onde a primeira condição necessária de que todos os coeficientes sejam não-nulos e de mesmo sinal e a segunda condição essencial do critério evolui o fato de todos os coeficientes da primeira coluna da Tabela de Routh-Hurwitz sejam não-nulos e de mesmo sinal - o valor de rigidez necessário para que o sistema estabilize é:

$$K_{\text{critico}} > m \cdot g \cdot d$$

Para qualquer valor de viscosidade maior do que zero.

Todos os dados serão reportados como a média ± desvio padrão.

A perturbação que melhor equivale a sofrida pelo balanço postural humano corresponde a uma função gaussiana gerada pelo bloco do Matlab “band limited white noise” (ruído branco) com média 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, propiciando perturbações de amplitude de 6 N.m. Inicialmente, a Figura 3 mostra a perturbação sofrida pelo modelo, correspondendo a valores menores do que os utilizados por (Peterka 2000), mas compatíveis com os de (Conforto, Schmid et al. 2001) e (Milkowski, Myklebust et al. 1993).

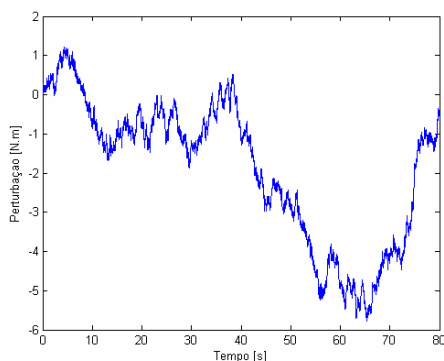


Figura 3 – Perturbação sofrida pelo modelo.

Para as simulações que procuraram determinar os parâmetros de rigidez que propiciavam a estabilidade, com referência sendo igual a 0°, os valores aceitos de rigidez muscular, propiciaram um deslocamento do COP dado pela Figura 4.

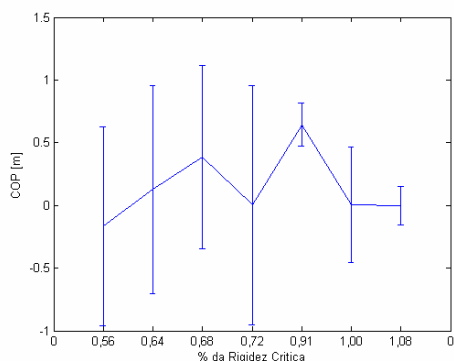


Figura 4 – Média e Desvio-padrão para valores de rigidez aceitos por Casadio ($0,64 \pm 0,08$), Loram ($0,91 \pm 0,23$) e Winter (1,08) para 0° de referência.

Alternando o ângulo de referência para 4° (equivalendo a uma posição de referência deslocada 3 mm em relação ao tornozelo), observa-se, através da Figura 5, uma mudança significativa do deslocamento do COP.

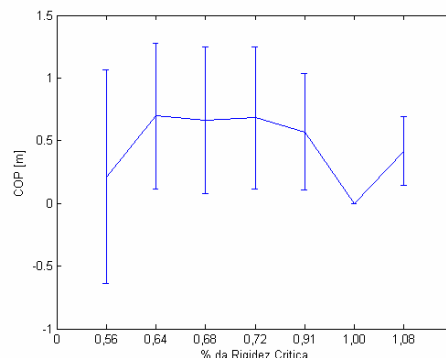


Figura 5 - Média e Desvio-padrão para valores de rigidez aceitos por Casadio ($0,64 \pm 0,08$), Loram ($0,91 \pm 0,23$) e Winter (1,08) para 4° de referência.

Tal deslocamento do COP, para ambos os ângulos de referência mostram-se incompatíveis aos observados, o que já se mostrava esperado por estes valores de rigidez estar abaixo da rigidez crítica, e a inexistência de uma componente proporcional à velocidade de deslocamento angular (equivalendo a viscosidade).

A Tabela 1 mostra os valores de ISE (Erro Quadrático Integrado– Integrated Square Error - penalizando mais fortemente grandes erros) para o COP em dois ângulos de referência. Os altos valores são explicados pelo fato da existência de grandes erros para estes valores de rigidez.

Tabela 1 - Valores de ISE para diversos valores de Rigidez Crítica

	% da Rigidez Crítica							
	0,56	0,64	0,68	0,72	0,91	1,00	1,088	1,14
0°	6286,1	6863,7	5347,3	9060,6	2993	2097,9	2392	2572
3°	7951,1	4158,9	650,9	4499,2	5325,2	2749,0	906,3	829,0
4°	7250,3	3380,6	3435,2	3197,3	2167,7	2212,3	759,9	591,1

Para referência de 0°, considerando o valor de rigidez aceito por (Casadio, Morasso et al. 2004), as amplitudes de perturbação aceitas como a real ((Hunter and Kearney 1981; Conforto, Schmid et al. 2001)), por (Loram and Lakie 2002) e por (Peterka 2000) apresentaram como valores de COP (em metros), respectivamente: $-0,4056 \pm 0,7414$, $0,8556 \pm 0,4166$ e $0,0073 \pm 0,8459$. Estas amplitudes de deslocamento de se repetem quando considerados referências de 3° e 4°.

Tendo a referência em 0° e considerando a rigidez apresentada por (Casadio, Morasso et al. 2004), os deslocamentos de COP (em metros) permaneceram em $1,02 \pm 0,02$ para variações de viscosidade no intervalo de 50 a 1000 N.m.s/rad. Estes valores alteram para $1,03 \pm 0,04$ e $1,03 \pm 0,03$ para ângulos de referência de 3° e 4° respectivamente.

Para valor de rigidez que propicia a estabilidade a 0°, $K = 1100$ N.m, o menor valor pico-a-pico ocorre para viscosidade de 1000 N.m.s/rad. Com valores de viscosidade próximos de 100 N.m.s/rad, considerado fisiologicamente aceitável, este valor é de 56,3 mm. Modificando-se o ângulo de referência para 3° e 4°, este

valor é de 177,5 mm. e 229,0 mm. respectivamente, o que significa uma instabilidade.

A existência de balanço postural aceitável fisiologicamente para ângulos de referência de 3° e 4° ocorre para parâmetros de rigidez de 1575 N.m/rad e viscosidade 200 N.m.s/rad.

Conclusão

O modelo de perturbação que reproduz o observado empiricamente é o de 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, por um filtro passa-baixa de primeira ordem com constante de tempo de 0,5 s. A equação que rege a dinâmica do equilíbrio humano é intrinsecamente instável conforme método de estabilidade de Routh-Hurwitz. Isto significa a necessidade de um controlador que acrescente um pólo na função de transferência, fato que não é obedecido por um controlador puramente proporcional. Tal afirmação invalida a possibilidade de um controle puramente por rigidez muscular estabilizar a postura humana. As simulações indicam que o valor fisiológico da rigidez muscular é insuficiente para estabilizar. (Morasso and Schieppati 1999) ressaltam a importância da intervenção do SNC, considerando que o valor fisiológico da rigidez muscular é insuficiente para estabilizar.

Ao adicionar uma componente derivativa, equivalendo fisiologicamente à viscosidade muscular, a estabilidade pode ser obtida com valores irreais de ganho. Para parâmetros de rigidez e viscosidade proposta na comunidade científica a estabilização ocorre para amplitudes de perturbação que não correspondem as sofridas pelo corpo. Conclui-se que somente o controle muscular não é capaz de estabilizar a postura humana sendo necessária à interferência de outros sistemas de controle.

Portanto, pode-se concluir que:

- ✓ A relação de fase de COP e COM é determinada pelas equações que regem o comportamento físico-matemático do modelo; e
- ✓ Parâmetros Musculares (Rigidez e Viscosidade) que garantem a estabilidade do sistema não condizem com os parâmetros fisiológicos; e
- ✓ Amplitude da perturbação não condiz com a amplitude real; e
- ✓ Controle Muscular sozinho não é suficiente para propiciar a estabilidade da postura humana sendo necessária à interferência de outros sistemas de controle.
- ✓ Há a necessidade de modelos que permita compreender os sistemas sensoriais, o controle neural.

Referências

- 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.
- 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.
- Hunter, I. W. and R. E. Kearney (1981). "Respiratory components of human postural sway." *Neurosci Lett* **25**(2): 155-9.
- 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.
- Loram, I. D. and M. Lakie (2002). "Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements." *J Physiol* **540**(Pt 3): 1111-24.
- Milkowski, L., J. Myklebust, et al. (1993). "Interaction of Respiration and Postural Sway." *IEEE*.
- 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. J. (2000). "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis." *Biol Cybern* **82**(4): 335-43.
- 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.