

Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão

Luis Mochizuki
Alberto C. Amadio

Escola de Educação Física e Esporte
Universidade de São Paulo, Brasil

RESUMO

O controle postural é tão complexo quanto o controle de movimentos. Duas grandezas que podem ser obtidas por meio da biomecânica para o estudo da postura são o centro de massa do corpo (COM) e o centro de pressão (COP) resultante das forças aplicadas no apoio. O objetivo deste artigo é discutir as relações entre estas grandezas. O balanço postural é a oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta e é tradicionalmente representado por meio da trajetória do COM. O COP é uma medida de deslocamento e é classicamente associada aos estudos do controle postural por causa de sua relação com o COM, por ser a resposta neuromuscular ao balanço do COM. A diferença entre COM e COP se dá no domínio temporal e de frequências. Busca-se minimizar a diferença entre o COP e o COM para manter a postura ereta em equilíbrio. O COM pode ser estimado por meio de três diferentes procedimentos: cinemático, cinético e filtragem. Como principais variáveis de estudo, COP e COM apresentam particularidades nos processos de mensuração e no significado físico, sugerindo diferentes interpretações para o controle do equilíbrio.

Palavras-chave: centro de massa, centro de pressão, postura, biomecânica.

ABSTRACT

Biomechanics of standing posture: the relation between the center of mass and the center of pressure.

The postural control is as complex as the movement control. Two biomechanical variables used to study postural control are the center of mass (COM) and the center of the forces applied in the support, the center of pressure (COP). The aim of this paper is to discuss the relation between these variables. The balance swing is the natural oscillation of the body during standing and is traditionally represented by COM displacement. The COP is related to postural control because it is due to the neuromuscular response to COM displacement. There are time domain and frequency domain differences between COM and COP. To control balance during standing, it is necessary to minimize the difference between COP and COM. The COM can be estimated by three procedures: kinematics, kinetics, and filtering. Acting as important variables for postural studies, COP and COM have different measurement procedures and different physical meaning, thus suggesting also different importance for balance control.

Key Words: center of mass, center of pressure, posture, biomechanics.

INTRODUÇÃO

O controle postural é tão complexo quanto o controle de movimentos. A descrição desta complexidade implica no aprofundamento de uma única variável ou na atuação conjunta de diferentes sistemas de medição para medição de diferentes características do movimento, orientados por particulares variáveis do mesmo fenômeno - a complexa análise biomecânica do movimento (1). Assim, a análise dos resultados é baseada na complementaridade de informações e conceitos. Cada forma de análise contorna uma parte do tema e juntos se complementam.

Entre as abordagens sobre o movimento e postura humana, verificamos que interessantes descritores são propostos pela Biomecânica, a ciência que utiliza os conhecimentos da mecânica para o estudo do comportamento de seres vivos. O escopo desta área abrange diferentes níveis de conhecimento, desde a análise de estruturas celulares até os fenômenos que incorporam diferentes estruturas fisiológicas, como é o movimento humano. A Biomecânica do movimento humano apresenta as seguintes áreas em função de suas grandezas empíricas: cinemetria, dinamometria, antropometria, mecânica muscular e eletromiografia (1, 41). A sua integração permite a complexa análise do movimento. Utilizando esses métodos experimentais da Biomecânica, o movimento pode ser modelado, permitindo a melhor compreensão de mecanismos internos do movimento.

Duas grandezas que podem ser obtidas experimentalmente por meio da Biomecânica para o estudo da postura são o centro de massa do corpo e o centro de pressão que é resultado das forças aplicadas no apoio. Erroneamente, consideram-se estas duas grandezas como uma única grandeza e com o mesmo papel no controle da postura, em especial, no controle do equilíbrio da postura ereta. Desta forma, o objetivo deste artigo é discutir as relações, sob a luz da Biomecânica, entre estas duas grandezas no controle postural.

O BALANÇO POSTURAL

O estudo da trajetória do centro de massa do corpo humano é realizado para compreender os mecanismos de controle postural (41) em diferentes ações motoras. Esta variável é tradicionalmente associada ao movimento do centro de pressão (36, 43), que resulta da interação das forças de reação do solo com

o apoio do corpo humano com o chão, para estudar os movimentos associados ao controle do corpo em relação à base de apoio e equilíbrio (26).

Chamamos balanço postural a oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta. O balanço postural é tradicionalmente representado por meio da trajetória do COM (40). A estabilometria, também chamada estabilografia ou estatocinesiografia, é o registro da oscilação do corpo humano (33, 38). O registro da oscilação do corpo é um método utilizado no estudo da postura. O estudo da postura pode ser dividido em estático e dinâmico. A posturografia estática lida com a postura ereta parada não perturbada, quando o sujeito tenta ficar imóvel (3, 6, 15, 31, 39, 40, 42). Na posturografia dinâmica, uma perturbação é aplicada e a resposta do sujeito à perturbação é estudada (21). Comparações e aplicações da posturografia estática e dinâmica são discutidas (2, 11, 18, 33).

O COP é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do centro de massa. Esta grandeza é classicamente associada aos estudos do controle postural por causa de sua relação com o COM. No entanto, há confusão sobre o papel das grandezas COM e COP no controle postural (13, 40, 43). A oscilação do COM é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza COP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM. A Figura 1 ilustra a relação entre estas grandezas para diferentes instantes da postura ereta. O COP indica a posição do vetor resultante da FRS. Este vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao apoio. O deslocamento anterior do COM (velocidade v e aceleração a positivas) favorece o balanço posterior do corpo. Para evitar a queda, APFRS (componente antero-posterior da força de reação do solo) migra para direção posterior. Ao mesmo tempo, há o deslocamento anterior do COP, passando pela posição em que as forças horizontais aplicadas no corpo são iguais a zero (instante quando a posição do COP e do COM são iguais) até que o balanço anterior cesse. Contudo, APFRS causa além do fim do balanço anterior, o início do balanço posterior. Este balanço posterior, para ser contrabalançado implica no deslocamento posterior do COP e o

aumento de APFRS, analogamente ao balanço anterior. Esta situação é contínua, alternando-se balanços posteriores e anteriores do COP e COM. A diferença entre COM e COP se dá no domínio temporal e de frequências. No domínio temporal, estas diferenças surgem pelos elementos que compõem cada variável. No domínio de frequências, estas diferenças são evidenciadas por diferentes distribuições de frequência no espectro de frequências do sinal. A diferença entre COM e COP é por causa de efeitos dinâmicos e quanto menores as frequências de oscilação, menores são as características dinâmicas na posição de equilíbrio e mais semelhantes são COP e COM. Para frequências até 0,2 Hz, cerca de 10% da oscilação do COP não representa a oscilação do COM, mas acelerações de segmentos corporais, e para 0,5 Hz este número já é cerca de 50% (13). O conteúdo do espectro de frequências do COP para uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de zero a dois hertz (17) com a maior parte do conteúdo até 0,5 Hz.

O controle postural elege uma variável relacionada à posição do corpo humano e o monitoramento desta variável se dá por informações sensoriais. Entre as possíveis variáveis relacionadas à postura ereta humana, se destacam COM, a linha vertical que passa pelo COM denominada Linha de Gravidade (LG), a posição da cabeça e o alinhamento vertical do corpo humano (26, 40) ou do tronco (27).

Considerando apenas variáveis globais (excluindo a posição isolada da cabeça), verificamos que as forças externas aplicadas são as forças de reação do solo e a força de gravidade. A única interação com o meio externo que o corpo humano tem para restabelecer o equilíbrio surge com a base de suporte. O controle baseado nesta interação é pelo controle da posição do COP. Conseqüentemente, para controlar a posição do COM, da LG ou do alinhamento vertical, a variável usada é o COP. Busca-se minimizar o resíduo resultante da diferença do COP e estas variáveis globais. O controle deste resíduo é influenciado por outros fatores, como: a distância entre a LG e o limite da base de apoio (BOS) (4), massa do sistema, altura do COM, área da BOS (19, 20), velocidade de deslocamento do COM (V_{COM}) (32) e a força de atrito (F_{atrito}) entre a superfície de contato com a BOS.

Essencialmente, existem duas formas de se estudar a diferença entre COP e COM, que se diferenciam pela forma como o COM é mensurado. O COM pode ser estimado por meio da mensuração da cinemática do corpo todo, combinado com um modelo antropométrico adequado à escolha da forma de reconstrução das coordenadas espaciais da posição dos segmentos do corpo. A outra forma de se estimar o COM é a partir do COP. Estudos mostram que a trajetória do COM pode ser estimada por um modelo de pêndulo invertido e combinando informações cinemáticas e dinâmicas do movimento, ou integrando duas vezes a posição do COP. Esta última técnica é sugerida por alguns autores (43, 44) e baseia-se no fato de que o corpo está em equilíbrio na direção vertical e a soma dos momentos de força aplicados no COM é nula.

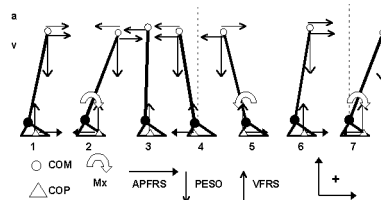


Figura 1 - Representação da relação entre COP e COM na postura ereta. As distâncias do COP e COM, o vetor peso [mg], o vetor força de reação do solo vertical [VFRS] e a força horizontal na direção AP [APFRS] aplicada no solo pelo sujeito e os vetores representativos para a velocidade (v) e aceleração (a) angulares em seis instantes diferentes (adaptado de 27).

A necessidade de propor um método de estimação da posição do COM a partir do COP é defendida por Zatsiorsky & King (43) porque é mais acurada que a mensuração do COM por meio da combinação da cinemática e antropometria. O contra-argumento de Winter (39) é que os erros experimentais do COM são sistemáticos e podem alterar a magnitude dos sinais, mas não interfere na forma da trajetória temporal do COM. Se por um lado, como a estimação do COM por meio da combinação da cinemática e antropometria apresenta problemas como a impossibilidade de obter uma acurada medida da posição dos segmentos na ordem de pelo menos 10^{-4} m e um

modelo antropométrico que considere as mudanças inerciais do corpo quando se move; temos por outro lado, a necessária simplificação do corpo em pêndulo invertido simples para a estimação do COM a partir do COP, desconsiderando os mecanismos de transferência bilateral de peso, indicado por Winter e colaboradores (41) como outra estratégia de equilíbrio.

OS PROCEDIMENTOS BIOMECÂNICOS PARA DETERMINAÇÃO DO CENTRO DE MASSA

Os componentes de localização do COM considerados em estudos de posturologia são os horizontais (nas direções AP e ML). Diferentes procedimentos têm sido propostos para o cálculo de COM e LG. Três diferentes procedimentos são encontrados na literatura: cinemático, cinético e filtragem (8). No procedimento cinemático, as posições e COM locais dos segmentos corporais são conhecidas e COM é determinado (10, 16, 23, 29, 34, 36, 42). O procedimento cinemático pode ser reduzido a monitorar o movimento de apenas uma marca no corpo, assumindo que o movimento da marca representa COM. Tipicamente, esta marca é posicionada sobre a coluna vertebral e próxima ao quadril (12, 29, 35). Os erros do método cinemático têm relação com a determinação dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (modelos antropométricos têm erros de medição associados) e o erro associado ao processo de reconstrução da posição de cada parte do corpo monitorado por meio da cinemetria. O procedimento cinético se baseia na mecânica clássica e o COM pode ser encontrado por dois diferentes modos. Em um modo, a força horizontal é dividida pela massa para obtenção da aceleração horizontal e, em seguida, integrada duas vezes para obter LG (7, 10, 22, 24, 35, 37, 43, 45). E no outro modo, COM pode ser medido (35, 43) porque a derivada temporal do momento angular de COM é igual ao torque total do sistema. O problema é calcular as constantes de integração posição e velocidade inicial do corpo. Se estas constantes não são determinadas, é considerado apenas o deslocamento líquido de COM que apresenta uma velocidade média nula (10). Outra variante metodológica é considerar que as posições horizontais do COP e COM coincidem quando a força horizontal resultante agindo sobre o corpo é zero. Shimba (35) sugere a dupla integração

do componente horizontal da força de reação do solo para a determinação da LG. Contudo, as constantes de integração (posição e velocidade iniciais) são desconhecidas e precisam ser estimadas. Quando a força horizontal é nula, as posições do COP nestes instantes podem ser facilmente conhecidas e podem ser adotadas como uma dessas constantes de integração (43). Zatsiorsky e King usam o primeiro valor da posição do COP (como a posição inicial do COM) para determinar o COM. Deste modo, COM é calculado para o intervalo entre dois instantes consecutivos de força nula. Por causa da natureza discreta da força horizontal mensurada em um sistema convencional de mensuração de força de reação do solo, é possível que a força horizontal mude de sinal sem apresentar um valor nulo. Assim, os instantes de força nula são determinados por aproximação, definindo-se um valor de limiar abaixo do qual a força horizontal em mudança de fase positiva para negativa ou vice-versa é considerada nula. Como são necessárias duas constantes, a outra constante (velocidade inicial do COM) é determinada por interação numérica para garantir que a posição final do COM coincida com a próxima posição do COP no instante de força nula. Porém, os métodos de integração numérica e limiar podem não ser acurados nem eficientes e são dependentes de parâmetros artificiais como o valor de limiar, frequência de amostragem e o tamanho do passo usado nos cálculos numéricos. Zatsiorsky & Duarte (44) desenvolvem uma variante do método de dupla integração entre os instantes de força nula, no qual as constantes de integração são determinadas analiticamente a partir do COP e dos instantes de força nula (que são determinados por interpolação). Este método pode ser aplicado para cada dois instantes consecutivos de força nula ou para a série temporal. Neste caso, somente as posições do COP quando a força é nula são usadas para achar as duas constantes de integração. A vantagem de integrar a força para cada dois instantes consecutivos de força nula é que erros da integração numérica não são propagados para o resto dos dados e é um método robusto para calcular COM a partir do COP. Caracteristicamente, na postura ereta parada de curta duração as oscilações do APCOP e MLCOP têm relações conhecidas. A oscilação média do APCOP expressa pelo seu valor médio de desvio

padrão é aproximadamente o dobro da oscilação média do MLCOP.

O procedimento de filtragem baseia-se na semelhança de COP e COM em baixas frequências de oscilação. Assim, um filtro passa-baixa é aplicado em COP (5). Este método é simples e rápido. Baseia-se no fato que COM apresenta frequências menores que COP, o qual oscila em torno de COM. Contudo, no processo de filtragem eliminam-se elementos sensíveis a mudanças que possam afetar COP e não COM. Além de determinar o COM a partir do COP, pode-se decompor COP e estudar seus componentes e sua função no controle postural, tanto para a direção médio-lateral quanto ântero-posterior. Esta idéia é proposta por Gurfinkel e colaboradores (14).

Gurfinkel e colaboradores sugerem que os sistemas conservativo e operativo indicam respectivamente o sistema de referência da postura e o sistema de correção postural. Baseado neste conceito, Zatsiorsky & Duarte (44) descrevem COP em dois componentes: um componente relacionado à dinâmica do COM, *Rambling*, e outro componente relacionado às forças inerciais do sistema, *Trembling*. Quando o componente horizontal da força de reação do solo é nulo, presumindo-se que as forças inerciais estão momentaneamente anuladas, COP e a projeção do COM na base de suporte tem mesmo valor. A série temporal do COP é interpolada e origina a trajetória do *Rambling*. *Rambling* revela o movimento de um ponto de referência (ponto atrator) com respeito ao equilíbrio do corpo mantido instantaneamente. A diferença entre COP e *Rambling* resulta em outra série temporal, que é denominada de *Trembling*. *Trembling* reflete a oscilação do corpo em torno da trajetória do ponto de referência. Valores instantâneos do *Trembling* estão em fase e negativamente correlacionados com o componente horizontal da força de reação do solo (43).

Os procedimentos para estimação do COM por meio da cinética ou da filtragem precisam de alta resolução do COP e das forças horizontais para reduzir os erros associados ao processamento matemático. Assim mesmo, tais procedimentos se destacam na determinação do COM. Lenzi e colaboradores (25) utilizaram a simulação para comparar procedimentos cinéticos e cinemáticos de estimação do COM. Uma importante verificação destes autores é a maior sen-

sibilidade do procedimento cinemático às medidas antropométricas, em comparação aos procedimentos cinéticos em diferentes tarefas motoras para o cálculo da posição e deslocamento do centro de massa.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo do controle da postura, em especial como ocorre a manutenção do equilíbrio na postura ereta, é um tema de pesquisa abordado na Biomecânica e na própria Educação Física. Como principais variáveis de estudo, COM e COP apresentam particularidades nos processos de mensuração e no significado físico, sugerindo diferentes funções no controle do equilíbrio.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio da FAPESP (processo 97/09147-0) para execução deste trabalho.

CORRESPONDÊNCIA

Luis Mochizuki

Laboratório de Biomecânica
Escola de Educação Física e Esporte, USP
Avenida Mello Moraes, 65
Cidade Universitária, São Paulo, SP
CEP 05508-900, Brasil
Fax/fone: 55 11 3091-3184
mochi@usp.br

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Amadio AC, Costa PHL, Sacco ICN, Serrão JC, Araújo RC, Mochizuki L, Duarte M (1999). Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicação dos métodos de medição. *Rev Bras Fisio* 3(2): 41 - 54.
- 2 Baloh RW, Fife TD, Zwerling L, Scotch T, Jacobson K, Bill T, Beykirch K (1994). Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *J Am Geriatrics Society* 42: 405-412.
- 3 Benseck CK, Dzendolet F (1968). Power spectral density analysis of the standing sway of males. *Perception & Psychophysics* 4:285-288.
- 4 Blaszczyk JW, Lowe DL, Hansen PD (1994). Ranges of postural stability and their changes in elderly. *Gait & Posture* 2: 11-17.
- 5 Caron O, Faure B, Breniere Y (1997). Estimating the center of gravity of the body on the basis of the center of pressure in standing posture. *J Biomech* 30(11/12): 1169-1171.
- 6 Collins JJ, Deluca CJ (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 95: 308-318.
- 7 Crowe A, Schiereck P, Boer R, Keessen W (1993). Characterization of gait of young adult females by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait & Posture* 1: 61-68.
- 8 Duarte M, Mochizuki L (2001). Análise estabilográfica da postura ereta humana. In: Teixeira, L.A. *Avanços em comportamento motor*. Rio Claro, São Paulo, Movimento: 88-121.
- 9 Duarte M, Zatsiorsky VM (1999). Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control* 3(1): 12-27.
- 10 Eng JJ, Winter DA (1993). Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities. *Gait & Posture* 1:141-144.
- 11 Furman JMR, Baloh RW, Barin K, Hain TC, Herdman S, Konrad HR, Parker SW (1993) Assessment: posturography. *Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology* 43: 1261-1264.
- 12 Gard SA, Childress DS (1999). The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Arch Phys Med Rehab* 80(1): 26-32.
- 13 Gurfinkel EV (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie* 14-C: 9-14.
- 14 Gurfinkel VS, Ivanenko YP, Levik YS, Babakova IA (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience* 68: 229-243.
- 15 Gurfinkel VS, Lipshits MI, Popov KE (1974). Is stretch-reflex base mechanism in system of orthograde pose regulation in man? *Biofizika* 19(4): 744-748.
- 16 Hasan SS, Robin DW, Szurkus DC, Ashmed DH, Peterson SW, Shiavi RG (1996). Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: amplitude and frequency data. *Gait & Posture* 4(1): 11-20.
- 17 Hayes HC (1982). Biomechanics of postural control. *Exercise Sport Sci Rev* 10: 363-392.
- 18 Horak FB (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture* 6: 76-84.
- 19 Horak FB, Nashner LM (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55(6): 1369-1381.
- 20 Ivanenko YP, Levik YS, Talis VL, Gurfinkel VS (1997). Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. *Neurosci Lett* 235(3): 109-112.
- 21 Johansson R, Magnusson M (1991). Human postural dynamics. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 18(6): 413-437.
- 22 Kingma I, Toussaint HM, Commissaris DACM, Hoozemans MJM, Ober MJ (1995). Optimizing the determination of the body center of mass. *J Biomech* 28(9): 1137-1142.
- 23 Koozekanani SH, Duerk J (1985). Determination of body segment parameters and their effect in the calculation of the position of center of pressure during postural sway. *IEEE Trans Biomed Eng* 32: 67-69.
- 24 Levin O, Mizrahi J (1996). An iterative procedure for estimation of center of pressure from bilateral reactive force measurements in standing sway. *Gait & Posture* 4: 89-99.
- 25 Lenzi D, Cappello A, Chiari L (2003). Influence of body parameters and modeling assumptions on the estimate of center of mass trajectory. *J Biomech* 36: 1335-1341.
- 26 Massion J, Amblard B, Assaiante C, Mouchino L, Vernazza S (1998). Body control and control of coordinated movements in microgravity. *Brain Res Rev*: 28: 83-98.
- 27 Massion J, Popov K, Fabre JC, Rage P, Gurfinkel V (1997). Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Exp Brain Res* 114(2): 384-389.
- 28 Mochizuki L. (2001). *Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle de equilíbrio*. Tese de doutorado, Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, EEFUEP.
- 29 Murray MP, Seireg A, Scholz RC (1997). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *J App Physiol* 23: 831-838.
- 30 Murray MP, Seireg AA, Sepic SB (1975). Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg* 57(4): 510-516.
- 31 Nashner LM (1981). Analysis of stance posture in humans. In: Towe AL, Luschei ES, eds. *Handbook of behavioral neurobiology, motor coordination*. New York: Plenum Cap.5: 521-561.
- 32 Pai YC, Patton, J (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 30(4): 347-354.
- 33 Perrin P, Lestienne F (1998). *Mecanismos do equilíbrio humano: exploração funcional, aplicação ao esporte e à reeducação*. São Paulo: Organização Andrei.
- 34 Riley PO, Mann RW, Hodge WA (1990). Modelling of the biomechanics of posture and balance. *J Biomech* 23(5): 503-506.
- 35 Shimba T (1984). An estimation of center of gravity from force platform data. *J Biomech* 17: 53-60.
- 36 Spaepen AJ, Peeraer L, Willems EJ (1979). Center of gravity and center of pressure in stabilometric studies. A comparison with film analysis. *Agressologie* 20: 117-118.
- 37 Spaepen AJ, Vranken M, Willems EJ (1977). Comparison of the movements of the center of gravity and of the center of pressure in stabilometric studies. *Agressologie* 18: 109-113.

- 38 Terekhov Y (1976). Stabilometry and some aspects of its applications: a review. *Biomedical Engineering* 6: 11-15.
- 39 Thomas DP, Whitney RJ (1956). Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 93: 524-539.
- 40 Winter DA (1995). *A B C of balance during standing and walking*. Warterloo: Graphic Services.
- 41 Winter DA (1979). *Biomechanics of human movement*. New York: John Wiley.
- 42 Winter DA, Patla AE, Frank JS (1990) Assessment of balance control in humans. *Medical Progress in Technology* 16(1/2): 31-51.
- 43 Zatsiorsky VM, King DL. (1998). An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. *J Biomech* 31(2):161-4.
- 44 Zatsiorsky, V.M, Duarte, M. (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control* 3(1): 28-35.
- 45 Zatsiorsky, V.M, Duarte, M. (2000). Rambling and trembling in quiet standing, *Motor Control* 2(4): 185-200.