

MODELAGEM MATEMÁTICA DO SISTEMA DE MANUTENÇÃO DE EQUILÍBRIO EMPREGANDO TÉCNICAS DE IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS

Helmann. A*, Vieira. D. A** e Meneghel. M***

*Brasileiro, Curitiba, Brasil

**Brasileiro, Curitiba, Brasil

***Brasileiro, Curitiba, Brasil

e-mail: alexandrehelmann@hotmail.com

Resumo: O controle postural é essencial para o desempenho das atividades da vida diária, mas seu desempenho diminui com o envelhecimento ou doenças, aumentando o risco a queda. Os testes atuais de equilíbrio clínico são incapazes de quantificar esses mecanismos subjacente. A modelagem matemática aliada à simulação computacional apresenta uma forma de reproduzir o comportamento do sistema de manutenção de equilíbrio humano e propor soluções para prevenção de quedas. As técnicas de identificação de sistemas em combinação com perturbações externas podem fornecer uma maneira de detectar deficiências dos mecanismos subjacentes e estimar um modelo não paramétrico do sistema de manutenção de equilíbrio.

Palavras-chave: Modelagem matemática, sistema de manutenção de equilíbrio, técnicas de identificação de sistemas.

Abstract: Postural control is essential for the performance of activities of daily living, but its performance decreases with aging or diseases, increasing the risk of falls. Current clinical balance tests are unable to quantify these underlying mechanisms. The mathematical modeling allied to the computational simulation presents a way to reproduce the behavior of the human balance maintenance system and propose solutions to prevent falls. Systems identification techniques in combination with external perturbations can provide a way to detect deficiencies of the underlying mechanisms and to estimate a non-parametric model of the equilibrium maintenance system.

Keywords: *Mathematical modeling, equilibrium maintenance system, systems identification techniques.*

Introdução

O grande interesse no sistema de manutenção de equilíbrio humano resultou em muitas publicações em que o objetivo comum era identificar os mecanismos de controle do equilíbrio. O sistema de manutenção do equilíbrio envolve o sistema nervoso central, o sistema sensorial e sistema músculo-esquelético. O sistema músculo-esquelético é o responsável pelo controle postural, seja em situações (quase) estáticas seja em situação de movimentação dinâmica. Este sistema garante o controle postural através da integração de sinais oriundos do sistema sensorial para determinar a

resposta apropriada, que é enviada aos músculos e resulta em torques articulares corretivos para manter o corpo na posição desejada [1]. O controle postural é essencial para o desempenho das atividades da vida diária, mas seu desempenho diminui com o envelhecimento [2]. O envelhecimento degrada a capacidade do sistema de manutenção do equilíbrio, aumentando a possibilidade da incidência de quedas. [3].

Uma queda pode gerar consequências graves, como fraturas, hospitalização, perda da independência, maior susceptibilidade a uma futura queda com risco de mortalidade, medo de cair, limitação das atividades e aumento do risco de institucionalização [4]. As lesões relacionadas com quedas constituem dois terços de todas as lesões não intencionais que levam à morte em idosos. Em torno de 30 a 40% dos idosos que sofrem quedas, morrem cada ano [5]. Além disso, sabe-se que o risco de queda com o envelhecimento tem aumentado, variando de 35% para idoso com faixa etária entre 65 anos e 80 anos, 45% entre 80 a 90 anos e 50% com idade superior a 90 anos [6]. Outro dado relevante é que pessoas com mais de 65 anos hospitalizados como resultado de uma queda, metade não sobrevivem no próximo ano [7].

Atualmente as formas mais usuais de avaliação de risco de queda são através do alcance funcional [8], do teste de equilíbrio clínico [9], por posturografia [10] e através do Teste “Time Up and Go” [11]. Esses testes avaliam a capacidade de manter o equilíbrio permanente e a qualidade do equilíbrio, medindo o balanço do corpo. Entretanto esses testes não determinam a contribuição e a qualidade dos mecanismos de equilíbrio [12]. Portanto, é difícil propor intervenções direcionadas para diminuir a incidência de quedas. Em outras palavras, há uma necessidade do clínico de ser capaz de identificar pessoas com aumento da probabilidade no risco de queda, o fator desse aumento e de propor soluções direcionadas de minimizá-lo. Também é necessário desenvolver técnicas que conduzam a uma melhor compreensão geral da degradação da capacidade do sistema de manutenção do equilíbrio [13].

A modelagem matemática aliada à simulação computacional emerge como um novo olhar voltado ao equilíbrio humano, não mais apenas focado na doença, mas sim na funcionalidade, disponibilizando uma forma

de reproduzir o comportamento do sistema de manutenção do equilíbrio humano e consequentemente de propor soluções para prevenção de quedas [15]. As técnicas de identificação de sistemas em combinação com aplicação de perturbações externas ao indivíduo, especificamente projetadas, fornecem uma maneira de desembaraçar causa e efeito no controle do equilíbrio, de identificar a dinâmica do controlador neuromuscular e fornecer uma maneira de detectar deficiências dos mecanismos subjacentes [14]. Desta forma, as técnicas de identificação de sistemas podem ser usadas para estimar o modelo matemático do sistema de manutenção do equilíbrio [15] [16, 17] [12].

Materiais e métodos

Modelagem do controle do equilíbrio humano – O modelo de controle do equilíbrio humano pode ser descrito por vários mecanismos subjacentes. Ao considerar apenas o movimento anterior-posterior, a dinâmica do corpo pode ser considerada como um pêndulo de inversão simples [15]. As perturbações externas e internas juntamente com o efeito da gravidade podem desestabilizar a postura. Para manter o equilíbrio o sistema deve ser controlado por um sistema com realimentação, ou seja, um sistema de circuito fechado. Desta forma o controle do equilíbrio humano é considerado como um sistema de em malha fechada. No modelo (Fig. 1), a dinâmica do corpo é representada como um pêndulo invertido simples em uma plataforma móvel com uma massa equivalente à massa corporal e com um comprimento equivalente à distância da articulação do tornozelo ao centro de massa (COM).

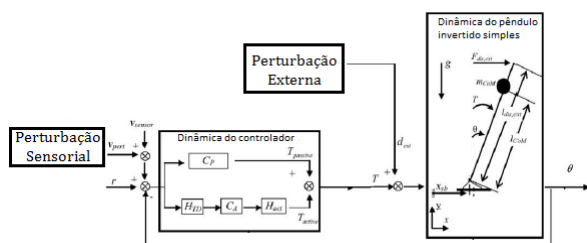


Figura 1: Modelo sistema de manutenção de equilíbrio

Identificação de sistemas – A área denominada identificação de sistemas é uma técnica poderosa para a construção de modelos matemáticos de sistemas complexos a partir de dados obtidos experimentalmente quando o sistema é submetido a determinadas excitações ou perturbações. A modelagem reside no uso apropriado das habilidades e conhecimentos de especialistas no campo de estudo, que determinam as melhores aproximações que podem ser feitas, sugerem como manipular o sistema, revelar os aspectos importantes, e assim por diante e permitem quantificar parâmetros de modelos matemáticos que descrevem o comportamento de sistemas físicos e fisiológicos [18].

Sinais de perturbação de equilíbrio – Existem várias tipos de perturbações externas. Para fins de identificação do sistema, a perturbação externa deve ser suficientemente rica (cobrir a faixa de frequência de

interesse para excitação do sistema) e apresentar uma relação uma relação entre o valor máximo e o valor RMS minimizado, relação denominada *crest fator* [19].

Dentre os sinais encontrados na literatura destacam-se o ruído branco filtrado [15] e o *multisine* [19] [20]. O sinal tipo *multisine* apresenta 3 vantagens, em relação a um ruído branco filtrado [21]. (1) Eliminação do efeito denominado *leakage* no espectro em frequência obtido quando se realiza a transformada de Fourier do sinal, (2) excitação do sistema apenas na faixa de interesse e (3) aumento da relação sinal ruído.

Aplicação das técnicas de identificação de sistemas para a modelagem do sistema de manutenção de equilíbrio – A identificação de sistemas fisiológicos através de dados provenientes de procedimentos experimentais apresentam dois grandes desafios: (1) o fato do controlador estar incorporado em um sistema em malha fechada e (2) a necessidade do conhecimento da perturbação interna [22]. Estes desafios podem levar à ambiguidade na interpretação dos resultados. Tais problemas podem ser evitados usando uma perturbação externa conhecida, possibilitando a identificação do sistema em malha fechada e a quantificação dos parâmetros.

As técnicas de identificação de sistemas em combinação com distúrbios externos especificamente projetados fornecem uma maneira de desembaraçar causa e efeito no controle do equilíbrio e identificar a dinâmica do controlador neuromuscular [14]. Como o sistema de controle de equilíbrio é dinâmico (isto é, sua resposta é descrita como uma função do tempo), as técnicas de identificação do sistema podem ser usadas para determinar as estruturas subjacentes do sistema, desenrolando relações de causa e efeito na coordenação multi-articular.

As técnicas de identificação de sistemas são utilizadas para obtenção de modelos não paramétricos do sistema de manutenção de equilíbrio Van der Kooij et al. 2005. Tais autores consideram que os experimentos serão realizados com a aplicação de perturbações externas. Tais perturbações podem ser a aplicação de uma força externa ao corpo humano, a aceleração da base de apoio sobre a qual o corpo humano está apoiado, ou mesmo perturbações sensoriais.

A dinâmica do controlador (C_{PA}), considerando as componentes ativa e passiva, pode ser determinada pela razão entre a densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação externa (d_{ext}) e o torque articular (T) pela densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação externa e o ângulo formado entre a linha interligando o centro de massa ao tornozelo e o eixo vertical (θ). A equação abaixo apresenta a equação a ser utilizada.

$$\frac{CSD(d_{ext}, T)}{CSD(d_{ext}, \theta)} = -C_{PA} \quad (1)$$

A dinâmica do pêndulo invertido (P_{ipend}), considerado com a planta, pode ser determinada pela razão entre a densidade espectral cruzada envolvendo a

perturbação sensorial (v_{pert}) e o ângulo formado entre a linha interligando o centro de massa ao tornozelo e o eixo vertical (θ) pela densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação sensorial e o torque articular (T). A equação abaixo apresenta a equação a ser utilizada.

$$\frac{CSD(v_{pert}, \theta)}{CSD(v_{pert}, T)} = P_{ipend} \quad (2)$$

O produto entre o atraso de transporte e a componente ativa do controlador ($H_{TD}C_{PA}$) pode determinada pela razão entre a densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação externa (d_{ext}) e o sinal de eletromiografia (EMG) responsável pela ativação da musculatura dorsi e planti flexora do tornozelo pela densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação externa (d_{ext}) e o ângulo formado entre a linha interligando o centro de massa ao tornozelo e o eixo vertical (θ). A equação abaixo apresenta a equação a ser utilizada.

$$\frac{CSD(d_{ext}, EMG)}{CSD(d_{ext}, \theta)} = -H_{TD}C_A \quad (3)$$

O produto entre a dinâmica da ativação muscular e a dinâmica do pêndulo invertido ($H_{act}P_{ipend}$) pode determinada pela razão entre a densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação externa (d_{ext}) e o ângulo formado entre a linha interligando o centro de massa ao tornozelo e o eixo vertical (θ) pela densidade espectral cruzada envolvendo a perturbação externa (d_{ext}) e o sinal de eletromiografia (EMG) responsável pela ativação da musculatura dorsi e planti flexora do tornozelo. A equação abaixo apresenta a equação a ser utilizada.

$$\frac{CSD(d_{ext}, EMG)}{CSD(d_{ext}, \theta)} = H_{act}P_{ipend} \quad (4)$$

Resultados

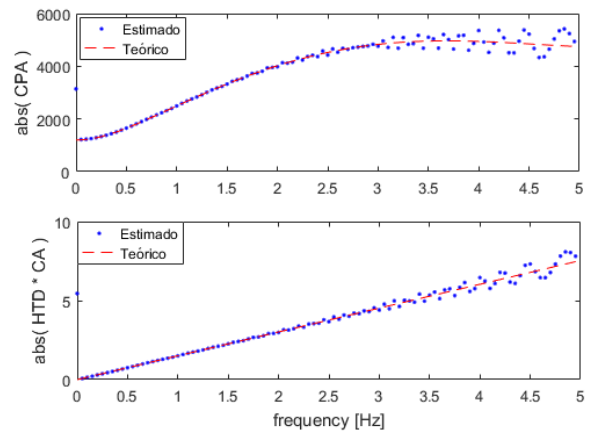
As simulações foram realizadas conforme o modelo (Fig.1) no Matlab Simulink. O modelo foi baseado no estudo de Van der Kooij (2005).

As primeiras simulações do modelo foram realizadas para gerar a dinâmica do controlador, da planta e a dinâmica do corpo rígido em série com a dinâmica de ativação muscular. Dois casos foram simulados: (1) perturbações externas através do deslocamento da base de apoio e (2) perturbações sensoriais. Nos dois casos os níveis de ruído e os estímulos de V_{pert} e d_{ext} foram gerados um sinal tipo *multisine* com 100 componentes de frequências, espaçada em uma faixa de frequência de 0.2 e 5 Hz e aplicado ao modelo (Fig. 1) com objetivo de colocar excitar o modelo nas faixas de frequência de interesse.

Os parâmetros do modelo foram ajustadas para $J = 66 \text{ kg m}^2$, a massa do COM ($m_{COM} = 76 \text{ kg}$), a altura do COM ($I_{COM} = 0.87 \text{ m}$) e $g = 9,8 \text{ m/s}^2$. O atraso de transporte foi ajustado para $\tau = 100 \text{ ms}$; O ganho do controlador passivo e ativo para $K_p = 1200$ e $K_A = 0 \text{ Nm}$, respectivamente, e os ganhos de retorno passivo e ativo de velocidade para $D_p = 0$ e $D_A = 240 \text{ Nm/s}$, respectivamente.

Com o método *Joint input-output approach* foi possível estimar a dinâmica do controlador (C_{PA}), a parte ativa do controlador ($H_{TD}C_A$), a dinâmica do corpo rígido (P_{ipend}) e a dinâmica do corpo rígido em série com a dinâmica de ativação muscular ($H_{act}P_{ipend}$), P_{ipend} .

A figura abaixo ilustra a estimativa (azul) e o modelo teórico (vermelho) da dinâmica do controlador (C_{PA}) e a dinâmica do corpo rígido em série com a dinâmica de ativação muscular ($H_{act}P_{ipend}$).



Discussão

Foi avaliado o método *Joint input-output approach* para estimar a dinâmica do controlador neuromuscular.

As técnicas de identificação de sistemas não paramétricos estimaram a dinâmica do controlador neuromuscular bem para dois sinais de perturbação (*multisine* e ruído branco filtrado). Diferentes sinais de perturbação podem ser utilizados na técnica identificação de sistema não paramétrico, desde que contenham múltiplas frequências na faixa de interesse.

A vantagem das técnicas de identificação do sistema não paramétrico em relação à paramétrica é que a dinâmica do sistema pode ser estimada sem conhecimento a priori do sistema, isto é, esses métodos não sofrem de estruturas de modelo imprecisas. Além disso, o ruído no sistema não é identificado e, portanto, as respostas em frequência não são influenciadas pelo ruído biológico rosa. Foram utilizados dois sinais diferentes de perturbação (*multisine* e ruído branco filtrado) e avaliaram sua eficácia.

Conclusão

O centro de massa (*COM*), o centro de pressão (*COP*), e a eletromiografia (*EMG*), e os sinais gravados relacionados são comumente usados para estudar o controle de equilíbrio humano perturbado ou não perturbado. Neste trabalho, o método *Joint input-output approach* permite determinar o modelo não paramétrico da dinâmica do controlador bem com a dinâmica da planta sem que seja necessário o conhecimento prévio de qualquer das duas dinâmicas.

Referências

- [1] Peterka, R.J., Simplifying the complexities of maintaining balance. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2003. 22(2): p. 63-68.
- [2] Tucker, M.G., et al., What Are the Relations Between Voluntary Postural Sway Measures and Falls-History Status in Community-Dwelling Older Adults? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2010. 91(5): p. 750-758.
- [3] Hyodo, M., et al., Anticipatory postural adjustments contribute to age-related changes in compensatory steps associated with unilateral perturbations. *Gait & Posture*, 2012. 36(3): p. 625-630.
- [4] Alexander, B.H., F.P. Rivara, and M.E. Wolf, The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *American journal of public health*, 1992. 82(7): p. 1020-1023.
- [5] Tinetti, M.E., M. Speechley, and S.F. Ginter, Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *New England Journal of Medicine*, 1988. 319(26): p. 1701-1707.
- [6] Jahana, K.O. and M. Diogo, Quedas em idosos: principais causas e consequências. *Saúde coletiva*, 2007.
- [7] Rubenstein, L.Z., Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 2006. 35(suppl_2): p. ii37-ii41.
- [8] Duncan, P.W., et al., Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. *Journal of Gerontology*, 1990. 45(6): p. M192-M197.
- [9] Berg, K., et al., Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 1989. 41(6): p. 304-311.
- [10] Cohen, H., et al., Changes in Sensory Organization Test Scores with Age. *Age and ageing*, 1996. 25(1): p. 39-44.
- [11] Herman, T., N. Giladi, and J.M. Hausdorff, Properties of the 'Timed Up and Go' Test: More than Meets the Eye. *Gerontology*, 2011. 57(3): p. 203-210.
- [12] Engelhart, D., et al., Impaired Standing Balance in Elderly: A New Engineering Method Helps to Unravel Causes and Effects. *Journal of the American Medical Directors Association*, 2014. 15(3): p. 227.e1-227.e6.
- [13] Visser, J.E., et al., The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology*, 2008. 119(11): p. 2424-2436.
- [14] Engelhart, D., et al., Comparison of closed-loop system identification techniques to quantify multi-joint human balance control. *Annual Reviews in Control*, 2016. 41: p. 58-70.
- [15] Van der Kooij, H., E. van Asseldonk, and F.C.T. van der Helm, Comparison of different methods to identify and quantify balance control. *Journal of Neuroscience Methods*, 2005. 145(1-2): p. 175-203.
- [16] Van Asseldonk, E.H.F., et al., Disentangling the contribution of the paretic and non-paretic ankle to balance control in stroke patients. *Experimental Neurology*, 2006. 201(2): p. 441-451.
- [17] Goodworth, A.D. and R.J. Peterka, Sensorimotor integration for multisegmental frontal plane balance control in humans. *Journal of Neurophysiology*, 2012. 107(1): p. 12-28.
- [18] Ljung, L., *System identification: theory for the user*. PTR Prentice Hall Information and System Sciences Series, 1987. 198.
- [19] Boonstra, T.A., A.C. Schouten, and H. Van der Kooij, Identification of the contribution of the ankle and hip joints to multi-segmental balance control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2013. 10(1): p. 1-18.
- [20] Fransson, P.-A., et al., Analysis of short-and long-term effects of adaptation in human postural control. *Biological cybernetics*, 2002. 86(5): p. 355-365.
- [21] Pintelon, R. and J. Schoukens, *System identification: a frequency domain approach*. 2012: John Wiley & Sons.
- [22] Gawthrop, P.J. and L. Wang, Towards model-based continuous-time identification of the human balance controller. *Impulse*, 2008. 3: p. 19.