

IDENTIFICAÇÃO DO PADRÃO DE MARCHA DE IDOSOS ATRAVÉS DO SINAL DE ACELEROMETRIA BASEADO EM REDES NEURAIAS ARTIFICIAIS

Jerusa P. R. Lara¹; John Jairo Villarejo Mayor¹; Ana Carolina P. de Oliveira¹; André L.F. Rodacki¹

¹Centro de Estudo do Comportamento Motor, Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Paraná

1) Introdução

A marcha humana parece ser um movimento simples, quase subconsciente, porém quando há a necessidade de analisar essa sequência de eventos, visando uma observação clínica com mais detalhes, vemos que não se trata de uma análise simplória e a marcha se torna um movimento complexo por envolver coordenação dos membros do corpo, balanço do centro de massa do corpo, contração dos músculos, etc.

A análise da marcha tem uma importância no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho. Sabe-se que o processo de envelhecimento pode acarretar a redução da força muscular e diminuição da estabilidade articular na população idosa¹⁻³, levando a declínios na capacidade física e, conseqüentemente, no desempenho de habilidades motoras que são essenciais para a execução de tarefas diárias e impactando fortemente sobre a funcionalidade e mobilidade⁴

Essas alterações podem, a partir de intercorrências durante atividades do dia a dia, causar tropeços e por consequência quedas nessa população idosa. Aproximadamente 35% das pessoas com mais de 65 anos sofrem ao menos uma queda ao ano e dentre as razões para a ocorrência de queda, temos o tropeço que é responsável por aproximadamente 60% das quedas. Para que esse número seja reduzido, mais estudos vêm sendo desenvolvidos a fim de identificar padrões relacionados a esses declínios de capacidades físicas e a relação com a queda.

Monitorar os indicadores de queda como o tropeço, por exemplo, durante uma marcha se torna essencial para o entendimento das questões que cercam essas intercorrências. O estudo da marcha humana vem sendo clinicamente útil, à medida que fornece informações quantitativas sobre o estado de mobilidade, auxiliando na escolha de métodos de tratamento e quantificação de resultados⁵, porém esses estudos são quase sempre realizados em ambiente laboratorial minimizando o entendimento em situação real do dia a dia.

Recentemente, com os avanços de novas tecnologias o monitoramento contínuo de vários sinais biológicos têm sido possível e cada vez mais o uso de acelerômetros têm se mostrado uma ferramenta segura, confiável e de baixo custo para realizar e monitorar movimentos em contextos esportivos e atividades da vida diária⁶. Dentre as vantagens do uso de acelerômetros para análise da

marcha humana destacam-se suas pequenas dimensões não acarretando na interferência no movimento habitual e não se restringindo apenas ao ambiente laboratorial⁷ Estudos encontrados na literatura aplicaram esses instrumentos para monitorar as acelerações decorrentes de caminhada⁶, tropeços⁸ e de quedas^{9,10} de diferentes populações, porém ainda em ambiente controlado.

Greene et al., (2012)¹¹ realizaram um estudo que tinha como objetivo demonstrar a eficiência do uso da acelerometria na identificação de padrões específicos de marcha e quedas e Riva et al., (2013)¹² demonstraram associação entre o histórico de quedas em sujeitos idosos e modificações na cinemática da marcha, e concluíram que há maior complexidade cinemática de marcha em indivíduos com histórico de quedas.

Recentemente, para o tratamento e a análise de dados com as características acima descritas, métodos de classificação não-lineares (Redes Neurais Artificiais) têm sido aplicados e seus resultados comparados a classificadores estatísticos mais clássicos¹³. Schöllhorn (2004)¹⁴ publicou extensa revisão a respeito da utilização de redes neurais artificiais na análise biomecânica da marcha humana.

Diferentes metodologias são aplicadas para identificar os eventos que determinam o ciclo da marcha como instante de contato inicial, contato final, e próximo contato inicial da passada do mesmo membro e, posteriormente, a divisão do ciclo em fase de apoio e balanço, sendo o apoio definido para todo o período em que o pé está em contato com o solo. Muitas questões metodológicas, como o melhor posicionamento dos sensores, o tratamento do sinal e identificação do instante do tropeço antecedente a queda, não foram ainda bem definidas.

Sendo assim, o objetivo do trabalho é apresentar um conjunto de processos de análises para identificação dos instantes e fases da marcha de idosos a partir de um sistema de detecção baseado em uma Rede Neural Artificial (RNA) usando a acelerometria.

2) Metodologia

Foram analisados 380 ciclos completos de marcha. Inicialmente, 200 ciclos de um sujeito jovem saudável de 37 anos de idade, do sexo feminino, 75,0Kg e 1,70m, e 180 ciclos de marcha de um sujeito idoso saudável de 75 anos de idade, do sexo masculino, 65,5Kg e 1,65m. Dentre os ciclos, foram analisados ciclos começando com a perna direita e ciclos com a perna esquerda.

Dois acelerômetros triaxiais DELSYSTM, com frequência de aquisição de 148Hz e características específicas (Tabela 1), foram fixados nos maléolos laterais direito e esquerdo dos sujeitos analisados. As coordenadas tridimensionais (X, Y e Z) dos acelerômetros foram filtrados

com um filtro, passa baixa, Butterworth de 2° ordem com frequência de corte de 6Hz de acordo com uma análise espectral. O acelerômetro foi sincronizado com uma passarela instrumentada (Proto Kinect Zeno Walkway® com frequência de aquisição de 120 Hz), composto por três camadas: base de proteção, camada de detecção, composta por sensores de pressão de alta resolução, e uma base protetora.

Tabela 1: Características do acelerômetro triaxial da DELSYS®

Resolução dos dados	001g/bit
Tempo de duração bateria	8h
Sensibilidade	100mV/g
Ganho	10mV
Dimensões e massa do sensor	27x37x15 mm e 15 g
Amplitude do sinal	± 6g e erro de ± 0,2 g.

O estudo foi dividido em duas etapas: a) identificação das fases de marcha utilizando uma RNA e b) comparação da marcha de sujeitos jovem e idoso usando o sinal de aceleração.

a) Identificação dos instantes e fases de marcha utilizando uma RNA:

- Uma arquitetura de RNA do tipo Perceptron Multi-Camadas (*Multilayer Perceptron - MLP*), com uma camada intermediária de dez neurônios e algoritmo de treinamento supervisionado de retro-propagação do erro, foi implementada para a detecção das fases da marcha. Foram inseridos à rede seis parâmetros de entrada (coordenadas X, Y e Z dos pés direito e esquerdo (D e E), e uma variável de saída foi obtida indicando a fase do ciclo da marcha à qual os dados pertencem. A primeira metade dos ciclos da marcha foi utilizada para treinamento e segunda metade utilizada para teste, de forma sequencial não sendo utilizados métodos de validação cruzada. Durante o treinamento, 35% (da primeira metade) dos ciclos de marcha foram utilizados para treinamento e 15% para validação, para evitar sobreaprendizagem. Finalmente, os resultados apresentados correspondem ao 50% dos ciclos de marcha usados durante a fase de teste da RNA.
- A RNA validada foi aplicada ao conjunto de dados de cada sujeito e foi testada a exatidão na detecção das fases da marcha.

b) Comparação da marcha de sujeitos jovem e idoso:

- O tempo de duração de cada fase (apoio e balanço) do ciclo de marcha do sujeito idoso foi comparado ao sujeito jovem. Foi aplicado um teste de Wilcoxon para avaliar se havia diferença significativa entre as médias de duas amostras, com nível de significância de $p < 0.05$

3) Resultados e Discussão

A exatidão da detecção das fases de marcha usando a RNA foi de 98,3% para fase de balanço, 98,6% para a fase de apoio e 98,4% para exatidão global do sistema.

O tempo médio de apoio do jovem durante o ciclo de marcha foi de $0,67 \pm 0,06s$ e do idoso foi de $0,64 \pm 0,02s$ enquanto o tempo médio para a fase de balanço foi de $0,41 \pm 0,01s$ para o jovem e $0,40 \pm 0,01s$ o idoso. Os tempos de apoio e balanço entre jovem e idoso não apresentaram diferença significativa no presente estudo, porém sabe-se que a fase de apoio de idosos, em relação a jovens, é superior. Em estudo realizado¹⁵ com oito idosos com média de idade de 68,2 anos, a fase de duplo apoio aumentou sua duração em relação à marcha de um adulto. O não aumento de tempo na fase de apoio pode ter decorrido do idoso selecionado ser ativo fisicamente, não comprometendo alterações nos tempos das fases de marcha.

O sinal de aceleração nos três eixos de movimento, durante dois ciclos de marcha, do jovem e idoso estão exemplificados na Figura 2. Quando comparadas as amplitudes de movimento, nota-se um aumento (não significativo) nos valores de aceleração no eixo de progressão do movimento do idoso em relação à marcha do jovem, sugerindo que para essa tarefa específica em laboratório o sujeito idoso realizou a marcha em velocidade maior que a média da população idosa () e solicitada para a tarefa. Nota-se uma amplitude de movimento latero-lateral dos idosos superior ao jovem indicando uma maior largura de passo durante a marcha.

Através do sinal de aceleração, é possível detectar alterações nos parâmetros espaço-temporais da marcha de idosos, já muito bem estabelecidas na literatura, como a redução da velocidade de marcha e do comprimento da passada, aumento da variabilidade da passada, do tempo de apoio duplo e da largura do passo¹⁶.

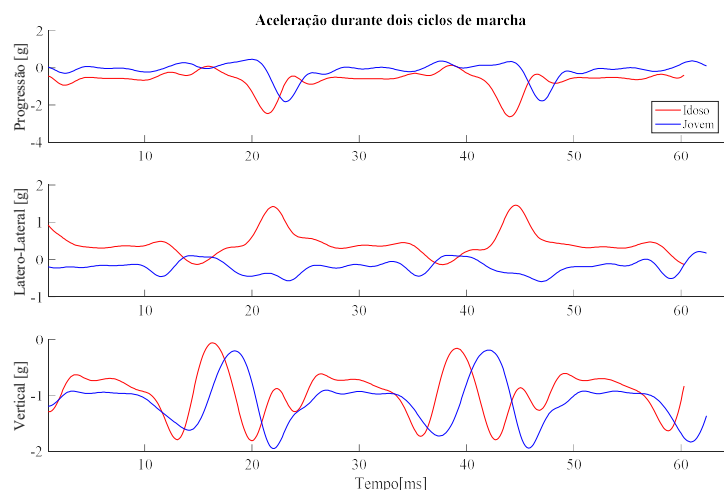


Figura 2: Aceleração na progressão, latero-lateral e vertical durante dois ciclos de marcha de jovem e idoso.

4) Conclusões

A presente proposta metodológica para identificação de fases da marcha usando acelerometria a partir de redes neurais artificiais mostrou-se satisfatória uma vez que o percentual de acerto da RN foi de 98,4%.

O conjunto de processos utilizados é promissor para análises de dados coletados em ambiente real, permitindo entender as alterações da marcha que muitas vezes levam a quedas dessa população.

- Referências Bibliográficas.

- [1] AAGAARD, P. et al. Mechanical muscle function, morphology, and fiber type in lifelong trained elderly. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 39, n. 11, p. 1989–1996, 2007.
- [2] KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 79, n. 3, p. 317–322, 1998.
- [3] LAURETANI, F. et al. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *Journal of applied physiology*, v. 95, n. 5, p. 1851–60, 2003.
- [4] HOMERO, T.L., MANHÃES, A. C. Association between functional alterations of senescence and senility and disorders of gait and balance. v. 67, n. 7, p. 719–729, 2012.
- [5] SIMON, S. R. Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 12, p. 1869–1880, 2004.
- [6] CLELAND, I., KIKHIA, B., NUGENT, C., BOYTSOV, A., HALLBERG, J., SYNNES, K., MCCLEAN, S., & FINLAY, D. (2013). Optimal placement of accelerometers for the detection of everyday activities. *Sensors (Basel)*, 13(7), 9183-9200.
- [7] KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, v. 28, n. 1, p. 1–15, 2008.

[8] PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture*, v. 21, n. 4, p. 388–394, 2005.

[9] GRABINER, M. D.; DONOVAN, S.; BAREITHER, M. LOU; et al. Trunk kinematics and fall risk of older adults: Translating biomechanical results to the clinic. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 2, p. 197–204, 2008.

[10] LEE, J. A. et al. Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles. *Journal of Medical Systems*, v. 34, n. 5, p. 959–966, 2010.

[11] GREENE, B. R. et al. Evaluation of falls risk in community-dwelling older adults using body-worn sensors. *Gerontology*, v. 58, n. 5, p. 472–480, 2012.

[12] RIVA, F. et al. Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection. *Gait and Posture*, v. 38, n. 2, p. 170–174, 2013.

[13] ANDRADE, A. G. P. Comparação entre dois métodos de classificação na análise do padrão dinâmico da marcha. 2005. 84p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

[14] SCHÖLLHORN, W. Applications of artificial neural nets in clinical biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 19, 2004.p. 876-898.

[15] AMADIO, A.C. & SERRÃO, J.C. Estudos de parâmetros relacionados à força de reação do solo durante a locomoção com idosos normais. In: IV Congresso Brasileiro de Biomecânica - Anais, São Paulo, SP, 1992.

[16] BRIDENBAUGH, S.A.; KRESSIG, R.W. Laboratory review: the role of gait analysis in seniors' mobility and fall prevention. *Gerontology. Out.* 2010.