

## Predição do Movimento de Membros Inferiores por Ciclogramas e Diagramas de Fase, Associados a Redes Neurais Artificiais

Caparelli, Thiago B., Naves, Eduardo L. M.

Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil  
e-mail: caparelli.thiago@gmail.com

**Resumo:** A análise de marcha é utilizada frequentemente nos modernos estudos de biomecânica. A predição dos movimentos de membros inferiores pode ser utilizada tanto para a programação de próteses e órteses, como para a reabilitação. Este trabalho visa a predição da marcha através do uso de diagramas cíclicos, mais especificamente ciclogramas (diagramas ângulo-ângulo) e diagramas de fase (diagramas músculo-músculo). O uso de diagramas cíclicos, combinados com inteligência artificial, pode oferecer várias áreas de aplicação na medicina, no entanto tal forma de aproximação não tem sido estudada ou aplicada. No presente trabalho, foi utilizada uma rede neural para prever a posição angular dos membros inferiores e a atividade muscular durante a marcha, tendo como entradas os ciclogramas e os diagramas de fase. Os resultados obtidos mostram que o modelo é eficiente para os ciclogramas e para os diagramas de fase, caso sejam considerados pequenos segmentos.

**Palavras-chave:** marcha, ciclogramas, diagramas de fase, redes neurais artificiais, predição.

**Abstract:** *Gait analysis is frequently used in modern studies of biomechanics. Lower member prediction can be used for prosthesis and orthosis programming, as well as rehabilitation. This work aims at predicting gait by use of cyclic diagrams, more specifically cyclograms (angle-angle diagrams) and phase diagrams (muscle-muscle diagrams). The use of cyclic diagrams combined with artificial neural networks can offer several application areas in medicine, but until now, this approach has not been studied or applied. In the present work, a neural network was used to predict the angular position and muscular activity during gait, having cyclograms and phase diagrams as inputs. Results show that the model is efficient for cyclogram prediction and for phase diagrams, when short segments are considered.*

**Keywords:** gait, cyclograms, phase diagrams, artificial neural networks, prediction.

### Introdução

A marcha é um processo de locomoção onde o corpo ereto e em movimento é sustentado primeiramente por uma perna, e em seguida pela outra perna, permanecendo pelo menos um pé em contato com o solo [1]. A avaliação de sua qualidade é historicamente difícil, quase sempre baseada somente no ponto de vista subjetivo do médico

ou fisioterapeuta, se se utiliza de métodos cuja eficácia não pode ser apropriadamente mensurada.

Nas pesquisas médicas e de fisioterapia, o método mais comum é a análise das fases da marcha [2][3]. A quantidade de referências bibliográficas apresentando estudos sobre sinais eletromiográficos também é extensa [4][5][6], principalmente por sua aplicação nos sistemas de controle de próteses.

Argumenta-se [7] que processos cíclicos, como a marcha, podem ser melhor representados por diagramas cíclicos. Estes gráficos são objetivos, confiáveis, e adequados a estudos estatísticos [8]. Como essa técnica é baseada em gráficos geométricos, seus valores são facilmente reconhecíveis.

Este estudo, portanto, visa a utilização de indicadores diferentes, não-baseados no domínio do tempo, para a predição da marcha. O trabalho utiliza-se de diagramas cíclicos ângulo-ângulo (também conhecidos como ciclogramas) e diagramas músculo-músculo (também chamados diagramas de fase). Estes tipos de diagramas, apesar de conhecidos há muito tempo, são pouco encontrados na literatura atual.

### Materiais e métodos

A coleta de dados para este trabalho foi realizada no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Federal de Uberlândia. O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da referida Universidade (CEP/UFU 414/10).

A amostra foi composta por quarenta voluntários de ambos os gêneros e saudáveis, ou seja, aqueles que mantêm sua independência, autodeterminação e autonomia, ainda que apresentem uma ou mais doenças crônicas [9] e praticantes regulares de exercícios físicos. Os critérios de elegibilidade adotados foram jovens e idosos saudáveis e independentes, sem limitações nas atividades de vida diária; ausência de lesões, traumas, fraturas ou cirurgias de membros inferiores capazes de alterar a marcha; índice de massa corporal – IMC < 30 kg/m<sup>2</sup>; voluntários sem hipotensão postural, alterações do sistema vestibular no momento do teste e com escore de força muscular maior que 3 na musculatura examinada; escore na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) maior ou igual a 41; voluntários sem desordens vasculares, doenças reumatológicas ou neurológicas com sequelas motoras, e que aceitassem participar, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido para participação na pesquisa.

Os voluntários foram inicialmente submetidos a uma anamnese para avaliação física, seguida da aplicação da EEB para determinar os fatores de risco associados à perda de independência e a quedas em idosos [10]. Por fim, foi examinada a força muscular do quadril e do joelho através de teste de força manual com o uso da escala de Oxford, com escores de 0 a 5 [11].

Em seguida, cada voluntário caminhou livremente na esteira por um período de adaptação, sem tempo pré-definido. Após esta etapa, determinou-se a velocidade de conforto.

Marcadores de coloração laranja com 1cm de diâmetro foram fixados com fita adesiva transparente no hemitórax direito, nas seguintes proeminências anatômicas: trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur, e maléolo lateral da tibia. Para as articulações do quadril e joelho, foi considerada a simetria entre os membros [12]. Eletrodos adesivos de Ag/AgCl foram afixados na pele dos voluntários, sobre os seguintes músculos de interesse: Bíceps Femoral, Reto Femoral, Gastrocnêmio e Tibial Anterior. Neste momento, realizou-se a coleta dos sinais EMG de contração voluntária máxima, para normalização dos dados.

Posteriormente, os voluntários caminharam sobre a esteira na velocidade de conforto previamente definida, com inclinação de 5°, por 3 minutos, seguido de pausa por igual período. Este procedimento foi repetido para a esteira sem inclinação. Tais inclinações foram adotadas para representar a marcha em terreno plano, bem como inclinações passíveis de serem encontradas durante a vida cotidiana, de acordo com NBR 9050/2004 da Associação Brasileira de Normas Técnicas.

O sistema utilizado para a coleta consiste de uma interface de aquisição CoachLab II+ (4 canais, frequência de aquisição 2kHz/canal), uma Webcam Microsoft Studio HD (1280x720 pixels a 30 frames/s), e o programa de aquisição e avaliação de dados Coach6. Dado que a tarefa motora objeto da análise é a marcha, e a análise por meio de ciclogramas é planar, predominantemente no plano sagital, optou-se por utilizar apenas uma câmera, uma vez que este arranjo experimental é suficiente para atender os requisitos do estudo, aliado às limitações do equipamento de coleta utilizado. A calibração da câmera é feita através de um marcador de 20cm, posicionado no plano de medição, e reconhecido automaticamente como referência pelo programa de captura. A sincronização é realizada diretamente pelo programa de aquisição de dados, garantindo que os dados de vídeo e de EMG estejam sempre em sincronia. Com o arranjo apresentado, a resolução obtida para o sistema de captura EMG e de cinemetria foram de 0,3 $\mu$ V e 0,5°, respectivamente.

O movimento foi coletado no plano sagital. A mensuração dos ângulos de flexão e extensão de quadril e joelho foram feitas automaticamente pelo sistema de *tracking* fornecido no programa de captura. O sistema de coordenadas utilizado tem como origem a articulação do joelho [13]. Os sinais eletromiográficos foram registrados pela interface de aquisição, e posteriormente retificados, sendo normalizados pelo valor máximo

encontrado na CMV para cada músculo, e filtrados utilizando-se um filtro de média móvel.

Para a análise, os voluntários foram divididos em dois grupos: jovens e idosos. Para cada voluntário foram selecionadas 8 passadas sem inclinação e 8 passadas com inclinação de 5°. A normalidade da média dos parâmetros derivados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Nos casos de ausência de normalidade, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis. O nível de significância adotado foi de 0,05 em todos os testes estatísticos.

A partir dos dados coletados, foram criados os ciclogramas quadril-joelho, e diagramas de fase do EMG do reto femoral-bíceps femoral, e tibial anterior-gastrocnêmio. Estes foram utilizados como padrões para o aprendizado de redes neurais artificiais (RNAs), subsequentemente utilizadas para prever a situação futura dos membros inferiores.

Para a predição, foi utilizada uma rede neural do tipo *Feed-Forward* com treinamento *Backpropagation Levenberg-Marquardt*. Em um primeiro momento, a rede foi alimentada com pequenos segmentos dos diagramas (4 amostras para os ciclogramas, 8 amostras para os diagramas de fase), juntamente com as informações de altura, peso e idade do voluntário, para se prever os estados futuros (1 amostra para os ciclogramas, 2 amostras para os diagramas de fase). A configuração da RNA foi, portanto, de 7 entradas e 1 saída para os ciclogramas, e 11 entradas e 2 saídas para os diagramas de fase. No segundo momento, a rede foi alimentada com um segmento correspondente aos primeiros 25% dos diagramas, juntamente com as informações de altura, peso e idade do voluntário, para se prever os 75% restantes do diagrama. Os vetores foram interpolados para conterem sempre o mesmo número de amostras (60 amostras para os ciclogramas, 100 amostras para os diagramas de fase). A redução no número de amostras dos diagramas de fase fez-se necessária, devido ao tempo de processamento proibitivamente longo ao tentar executar a tarefa com os vetores completos (aproximadamente 3000 amostras). A configuração da RNA foi, portanto, de 18 entradas e 45 saídas para os ciclogramas, e de 28 entradas e 75 saídas para os diagramas de fase. Em todos os experimentos, foram utilizados 60% do conjunto de dados para treino, 20% para validação e 20% para testes de performance. Ao final, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson, como forma de validação dos dados preditos.

## Resultados

Ao realizar a análise cinemática, verificou-se que a velocidade de conforto média do grupo jovem é significativamente maior que a do grupo idoso (em aproximadamente 40%). Tal fato influencia diretamente a área do ciclograma [13], que se apresentou maior para o grupo jovem.

A atividade muscular foi mais intensa no grupo jovem, mas após a normalização pela CVM (Contração Voluntária Máxima), os diagramas de fase do grupo idoso apresentaram-se maiores que o do grupo jovem. Isto se

deve ao fato de que a atividade do grupo idoso está mais próxima à CVM do que a atividade do grupo jovem.

A predição da RNA para a primeira forma de alimentação (pequenos segmentos) foi bastante precisa (correlação média de 0,988), tanto para os ciclogramas quanto para os diagramas de fase. As figuras 1, 2 e 3 ilustram a capacidade de predição para este método.

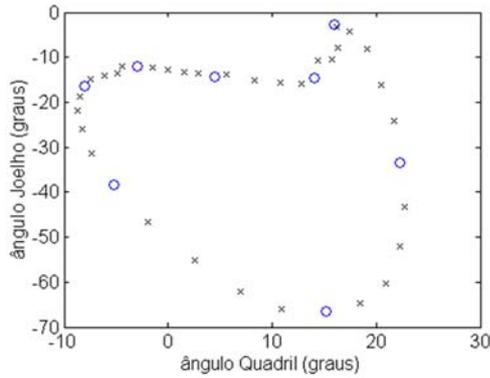


Figura 1: Ciclograma Quadril-Joelho: 'x' indicam valores conhecidos, 'o' indicam valores preditos

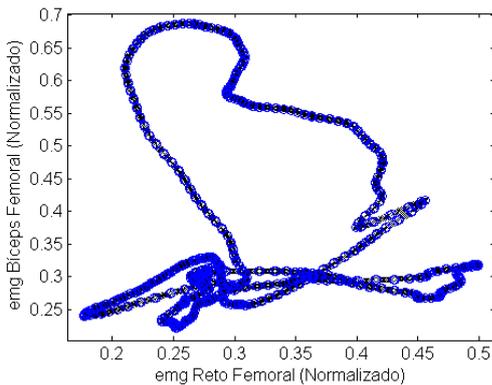


Figura 2: Diagrama de fase Reto Femoral-Bíceps Femoral: 'x' indicam valores conhecidos, 'o' indicam valores preditos

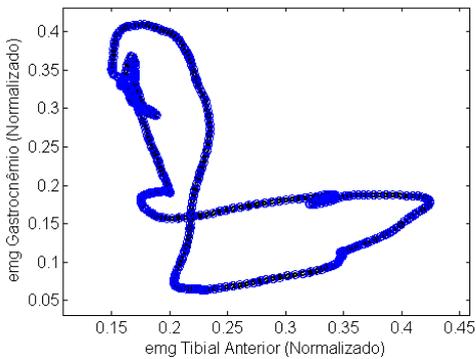


Figura 3: Diagrama de fase Tibial Anterior-Gastrocnêmio: 'x' indicam valores conhecidos, 'o' indicam valores preditos

Para a segunda forma de alimentação (segmentos com 25% do diagrama) a predição dos elementos do ciclograma se mostrou adequada (correlação média de 0,954), como pode ser observado na figura 4.

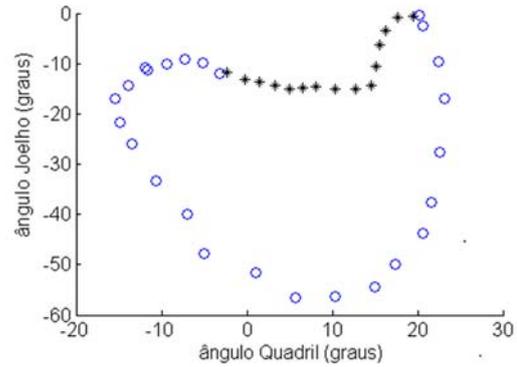


Figura 4: Ciclograma Quadril-Joelho: '\*' indicam valores conhecidos, 'o' indicam valores preditos.

A predição dos diagramas de fase a partir da segunda forma de alimentação da RNA não se mostrou aceitável, apresentando curvas que não correspondem à forma esperada, como pode ser observado nas figuras 5 e 6.

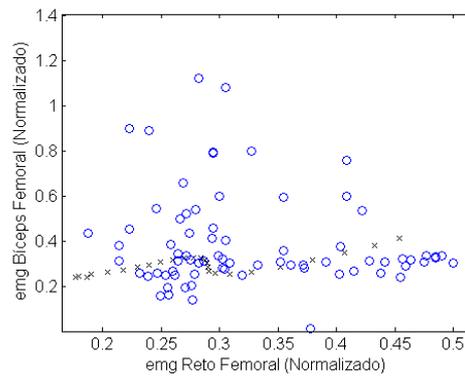


Figura 5: Diagrama de fase Reto Femoral-Bíceps Femoral: 'x' indicam valores conhecidos, 'o' indicam valores preditos

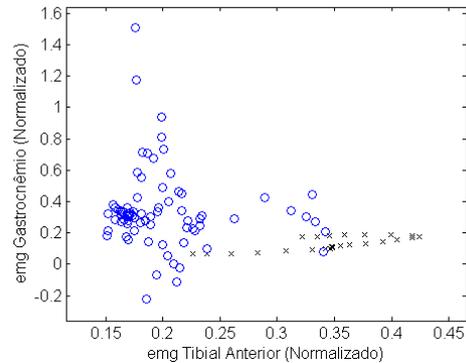


Figura 6: Diagrama de fase Tibial Anterior-Gastrocnêmio: 'x' indicam valores conhecidos, 'o' indicam valores preditos.

## Discussão

Neste trabalho foi descrito um método de predição para o movimento dos membros inferiores, bem como da atividade muscular necessária para esse movimento. O método, baseado em diagramas cíclicos, foi capaz de, a partir de informações prévias sobre o estado dos membros inferiores, obter condições futuras esperadas para a marcha. Tais predições podem ser utilizadas para a avaliação da marcha humana, auxiliando o processo de reabilitação de pacientes com disfunções motoras.

Tal método pode ser utilizado na prática clínica para o estudo das características e dos problemas motores do corpo humano [14], bem como utilizado em sistemas de controle de próteses de membros inferiores [15], ou órteses utilizadas em terapia [16]. No passado, era difícil utilizar algoritmos complexos baseados em inteligência artificial nos sistemas de controle de próteses. Hoje, devido ao aumento significativo no poder de processamento, é possível utilizar os métodos descritos em novos sistemas de controle prostéticos [17].

É possível também utilizar o método proposto no controle de órteses robóticas, para uso em terapia de locomoção. Neste tipo de terapia, os movimentos dos membros inferiores da marcha saudável são simulados por dispositivos robóticos, dando suporte à reabilitação de pacientes com perda parcial da capacidade de marcha.

Os estados previstos pela RNA podem ser comparados com a posição real do membro, fornecendo informações que podem compor o escore em um sistema de *Biofeedback*, bem como auxiliar sistemas de eletroestimulação. Além disso, os padrões previstos podem ser personalizados, já que levam em consideração informações pessoais como peso e idade do voluntário.

O método proposto, baseado em redes neurais artificiais, também pode ser modificado para uso em outras áreas da inteligência artificial, como aprendizado por reforço [18].

Por fim, deve-se lembrar que este trabalho não procura descrever todas as potenciais aplicações dos diagramas cíclicos em conjunto com inteligência artificial, mas sim demonstrar que o método, provado através de simulação computacional, pode ser largamente utilizável em aplicações clínicas.

## Referências

- [1] Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human Walking. Williams and Wilkins; 1981.
- [2] Perry J, et al. Análise de marcha: marcha normal. São Paulo: Manole; 2005. p. 8-43.
- [3] Kerrigan DC, et al. Gait Analysis in Rehabilitation Medicine: Principles and Practice. Philadelphia: Williams & Wilkins; 1998. p. 167-187.
- [4] DeLuca CJ, Basmajian JV. Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
- [5] Hudgins B, et al. A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control. IEEE Transactions on Biomedical Engineering; 1993.
- [6] Prentice SD, Patla AE, Stacey DA. Artificial neural network model for the generation of muscle activation patterns for human locomotion, Journal of Electromyography and Kinesiology; 2001. Vol. 11, Issue 1 p. 19-30.
- [7] Grieve DW. Gait patterns and the speed of walking. Biomedical Engineering, 1968; Vol. 3, Issue 3, 119-122.
- [8] Goswami, A. Kinematic quantification of gait symmetry based on bilateral cyclograms. XIXth Congress of the International Society of Biomechanics, Dunedin, New Zealand: 2003.
- [9] Veras, R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. Revista de Saúde Pública; 2009. Vol. 43, p. 548-554.
- [10] Whitney S, et al. Concurrent validity of the Berg Balance Scale and the Dynamic Gait Index in people with vestibular dysfunction. Physiotherapy Research International; 2000. Vol. 8(4): 178-186.
- [11] Kendall FP, et al. Músculos, provas e funções; Postura e dor. Manole; 2007.
- [12] Sadeghi, et al. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait & Posture 12(1): 34-45.
- [13] Ellermeijer T, Heck A. Walk like a Physicist; An Example of Authentic Education. Proceedings of the GIREP 2002 Conference; 2003.
- [14] Kleissen, M., et al. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. Gait & Posture 8(2): 143-158.
- [15] Asghari O, Hu, H. Myoelectric control systems—A survey. Biomedical Signal Processing and Control; 2007. Vol. 2(4): 275-294.
- [16] Boian FR., et al. Robotics and Virtual Reality Applications in Mobility Rehabilitation. Rehabilitation Robotics, I-Tech Education and Publishing; Vienna: 2007, p. 27-42.
- [17] Bellmann M, et al. Comparative Biomechanical Analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation; 2010. Vol. 91(4): 644-652
- [18] Sutton R., Barton A. Reinforcement Learning – An Introduction. Cambridge, MIT Press; 1998