

# Controle do sistema músculo-esquelético humano baseado na teoria de controle adaptativo

## ENEBI 2009: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica

**Rejane Pergher**, Departamento de Matemática e Estatística, Centro de Ciências Exatas e Tecnologia, Universidade de Caxias do Sul, e-mail: rpergher@ucs.br

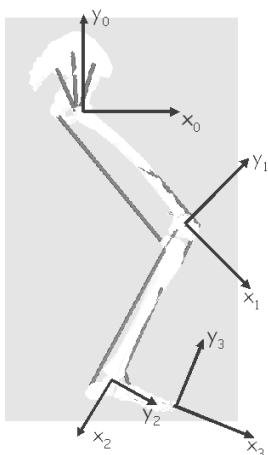
**Valdecir Bottega**, Departamento de Matemática e Estatística, Centro de Ciências Exatas e Tecnologia, Universidade de Caxias do Sul, e-mail: vbottega@ucs.br

### Introdução

Um modelo dinâmico simplificado do sistema músculo-esquelético inferior humano descreve as relações existentes entre os torques aplicados pelos músculos às articulações e o movimento da perna. Este modelo é obtido pela derivação das equações do movimento, baseado na formulação de Lagrange. Problemas de controle de trajetórias determinadas no espaço das juntas são tratados com base na análise do erro residual da dinâmica do sistema. As técnicas de controle adaptativo visam determinar os torques aplicados nas articulações que levam o sistema de um estado para outro, partindo apenas das equações de movimento do sistema, baseadas na propriedade física de linearidade do sistema com relação aos parâmetros na equação de Lagrange.

### Modelo Dinâmico

Para efeito de simplicidade, considera-se o sistema em duas dimensões formado por corpos rígidos com três articulações; quadril, joelho e tornozelo, livre de forças externas de contato onde o movimento é gerado pelos torques aplicados nas articulações, Gruber (1998).



**Figura 1: Sistema músculo-esquelético simplificado.**

Sejam  $m_1, m_2$  e  $m_3$  as massas dos elementos,  $l_1, l_2$  e  $l_3$  as medidas dos baricentros da coxa, perna e pé, respectivamente e  $a_1, a_2$  e  $a_3$  os comprimentos da coxa, perna e pé, respectivamente. Obtém-se a equação do movimento do modelo no espaço das juntas

$$B(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = u, \quad (1)$$

onde  $q = [q_1, q_2, q_3]^T$  representa os ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente.

### Controle

O modelo de controle adaptativo define uma lei de atualização dos parâmetros físicos reduzindo, assim, as incertezas paramétricas. Na equação de Lagrange, os parâmetros físicos, tal como massas e momento de inércia apresentam-se linearmente como coeficientes constantes  $\pi = (\pi_1, \dots, \pi_n)^T$ , na forma

$$B(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F\dot{q} + g(q) = Y(q, \dot{q}, \ddot{q})\pi = u, \quad (2)$$

onde  $Y_{n \times m}$  é a matriz regressor e o vetor  $\pi$  é considerado desconhecido.

A lei de adaptação dos parâmetros é dada por

$$u = Y(q, \dot{q}, \ddot{q}_r)\hat{\pi} + K_D\sigma \quad (3)$$

onde

$$\hat{\pi}(t) = \pi(0) - \int_0^t K_\pi^{-1} Y^T(q(\tau), \dot{q}(\tau), \ddot{q}_r(\tau)) \sigma(\tau) d\tau, \quad (4)$$

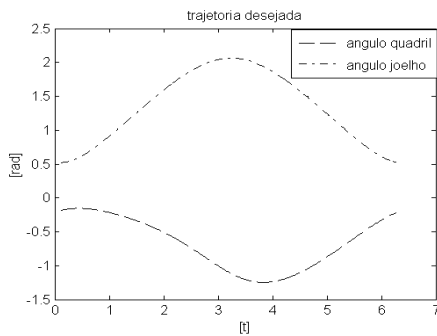
e  $\sigma(t) = \ddot{q} + \Lambda\tilde{q}$  é o sistema de saída, o qual pode ser visto como a medida da precisão de trajetória

### Resultados

Os parâmetros antropométricos e geométricos usados para o sistema músculo-esquelético, foram obtidos de Menegaldo (2003).

Para verificar o desempenho dos controladores, utilizou-se dois tipos de trajetória desejada para o modelo. Primeiramente, uma trajetória que represente uma condição inicial agachada do corpo humano para a condição ereta, afim de simular um controle de postura humana, Pandy (2001).

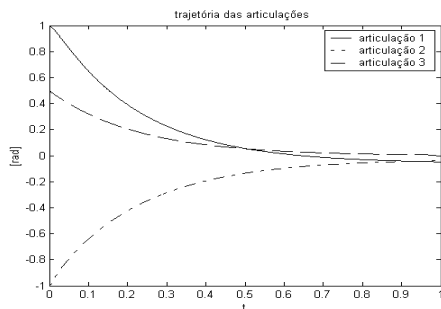
Foi utilizada para simular uma aproximação do movimento de pedalada livre, uma trajetória circular para a extremidade do pé com centro em  $x = 0.4 \text{ m}$  e  $y = 0.2 \text{ m}$  e raio de  $r = 0.2 \text{ m}$  a partir da qual, obtém-se a trajetória do ângulo das articulações, resolvendo um problema de cinemática inversa, mostrada na Fig. 2.



**Figura 2:** Trajetória desejada para o ângulo das articulações do sistema músculo-esquelético.

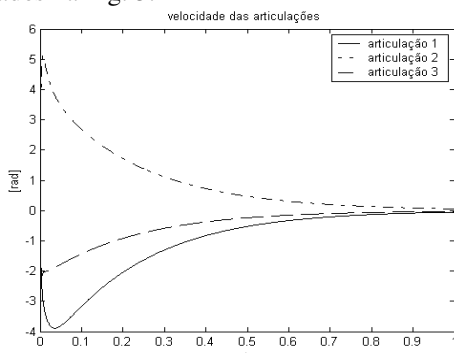
### Simulações

O movimento do sistema músculo-esquelético foi simulado utilizando o software *MatLab/Simulink* com uma implementação em tempo discreto, com período de tempo  $\Delta t = 1$  ms, com o método numérico para solução de equações diferenciais Runge Kutta de quarta ordem.

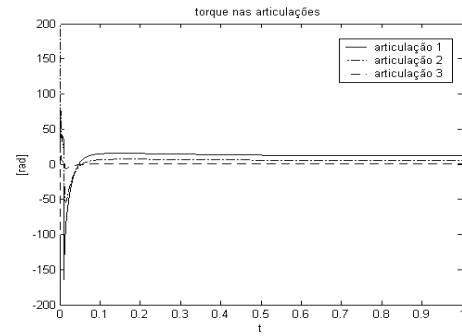


**Figura 3:** Trajetória percorrida pelo ângulo das articulações do sistema.

Na primeira simulação, o sistema parte de uma posição agachada onde as articulações 1, 2 e 3 representam o ângulo do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente. As condições iniciais representam ângulos de aproximadamente 57 graus para as articulações do quadril e do joelho e aproximadamente 40 graus para a articulação do tornozelo. Na Fig. 3, é mostrada a trajetória percorrida pelo ângulo das articulações. Observa-se a convergência a zero do ângulo das articulações, representando a posição ereta do modelo. Na Fig. 4, observa-se a convergência a zero da velocidade das trajetórias. Os torques aplicados nas juntas, limitados pela matriz de ganho de controle, são mostrados na Fig. 5.

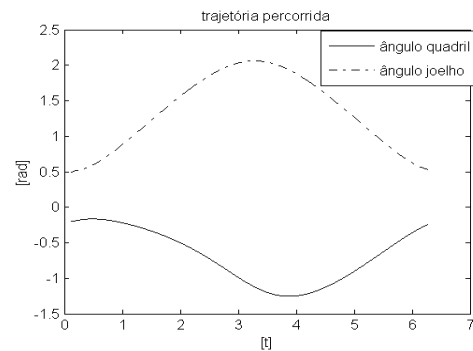


**Figura 4:** Velocidade da trajetória do ângulo das articulações do sistema músculo-esquelético.



**Figura 5:** Torques aplicados ao ângulo das articulações pelo controle adaptativo.

Na segunda simulação, utilizou-se a trajetória circular, por um período de 6 segundos. Na Fig. 6, pode-se verificar a trajetória percorrida pelo modelo simulado.



**Figura 6:** Trajetória percorrida pelo ângulo das articulações do sistema músculo-esquelético.

### Conclusões

Apesar de apresentar bons resultados, um modelo que tenha o torque como variável de controle está distante do sistema fisiológico. Em virtude disto, a este modelo descrito, deve-se, em trabalho futuro, considerar a ação de forças externas e acrescentar um modelo de sistema atuador músculo-tendíneo, que relacione ativação, velocidade e comprimento do atuador com a força na extremidade do tendão, além de adicionar ao sistema, o controle de equilíbrio. Também se faz necessário a comparação dos resultados com dados experimentais com os quais, a resposta do modelo pode ser verificada.

### Referências bibliográficas

Gruber, K.; Ruder, H.; Denoth, J.; Schneider, K., A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *Journal of Biomechanics*, n. 31, p. 439-444, 1998.

Menegaldo, L.L.; Fleury, A.T.; Weber, H.I. Biomechanical modeling and optimal control of human posture. *Journal of Biomechanics*, no. 36, p.1701-1712, 2003.

Pandy, M.G., Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 3, p. 245-273, 2001.