

Estimativa de Torque para Reabilitação Robótica de Membros Inferiores: Prova de Conceito

Jonathan C. Jaimes, Adriano A. G. Siqueira

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, SP, Brasil,
e-mail: jonathancj@usp.br, siqueira@sc.usp.br

Abstract – Estimation of human joint torque is an emerging practice that has not been enough addressed for lower limb robotic rehabilitation systems. In this paper, three disturbance observer approaches for torque estimation are evaluated on an experimental setup consisting of a robotic device for ankle rehabilitation attached to a physical mock-up that replicates the ankle movement in the sagittal plane. The results obtained encourage us to test this approaches with voluntary users.

Resumo – A estimativa do torque nas articulações do paciente é uma prática emergente que tem sido pouco abordada para sistemas de reabilitação robótica dos membros inferiores. Neste trabalho, três abordagens para estimativa de torque baseadas em observadores de distúrbio são avaliadas em uma configuração experimental que consiste em um dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo anexado a um *mock-up* físico que replica o movimento do tornozelo no plano sagital. Os resultados obtidos nos incentivam a avaliar as abordagens propostas com usuários voluntários.

1 Introdução

Os torques articulares são sinais biomecânicos intrinsecamente relacionados à avaliação funcional de pessoas com desordens neuromusculares. O conhecimento dos torques articulares é essencial para quantificar a contribuição do paciente durante a fisioterapia. Alguns dispositivos de assistência robótica, como dinamômetros isocinéticos, usam informação dos torques articulares para avaliar a força muscular, mas com a desvantagem de serem bastante dispendiosos. Métodos baseados em eletromiografia (EMG) tem sido bem estudados para avaliar os torques articulares. No entanto, o uso de sinais EMG tem limitações práticas, por exemplo, a fixação do eletrodo é demorada, requer calibração e o processamento de sinal pode ser complexo. Atualmente, no campo de pesquisa de robótica de reabilitação, existe um grande interesse em encontrar abordagens alternativas e simples para estimar o torque do paciente.

Uma solução possível é utilizar observadores de distúrbios (OD). Esta técnica permite estimar torques de distúrbio em sistemas dinâmicos, apenas com a medição do ângulo da articulação/junta e dos sinais do atuador. Observadores de distúrbio já foram usados em várias aplicações de controle robótico. Em [1] foi proposto um

observador de distúrbio baseado na quantidade de movimento generalizada (ou Momento Generalizado) para estimar torques de distúrbio nas articulações de um robô manipulador. Este observador identifica mudanças no momento generalizado para detectar colisões nas articulações do sistema robótico quando interage com um ambiente desconhecido.

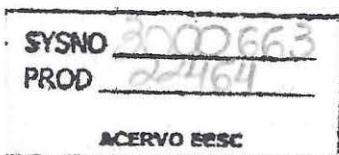
O Filtro de Kalman (FK) é outra técnica utilizada para estimativa de torque em aplicações robóticas. O FK fornece uma estimativa ótima mesmo na presença de ruído na medição. Para que o Filtro de Kalman seja usado como um observador de distúrbio, o modelo de processo é aumentado, assumindo um modelo para o distúrbio. Visando eliminar o erro de estado estacionário, o sistema aumentado pode ser agrupado com uma ação integral [2]. O Filtro de Kalman também foi combinado com o momento generalizado para estimar forças/torques externos desconhecidos em aplicações de interação humano-robô [3].

Embora abordagens de estimativas baseadas em OD para estimativa de torque articular em sistemas de reabilitação robótica de membros superiores foram encontradas [4], [5], existe uma falta de estudos para sistemas de reabilitação robótica de membros inferiores. Assim, neste trabalho, três abordagens de estimativa de torque de distúrbio são avaliadas em um dispositivo robótico para reabilitação do tornozelo, denominado Anklebot. As abordagens são o Observador de Distúrbio baseado no Momento Generalizado, o Filtro de Kalman com ação integral e o Filtro de Kalman combinado com o Momento Generalizado. A validação dessas abordagens é realizada por meio de um *mock-up* físico configurado para reproduzir o movimento da articulação do tornozelo humano. A avaliação de desempenho das abordagens é apresentada a fim de elucidar a abordagem mais adequada para implementação futura em usuários voluntários.

2 Metodologia

2.1 Anklebot

O dispositivo de reabilitação Anklebot [6] é um robô com baixa impedância mecânica intrínseca, projetado para auxiliar pessoas que sofreram danos cerebrais a restaurar a amplitude de movimento e a força do



tornozelo. Embora o Anklebot movimente a articulação do tornozelo nos três graus de liberdade, neste trabalho, somente são consideradas a dorsiflexão e a flexão plantar, realizadas no plano sagital.

2.2 Modelo Dinâmico

Considere que a equação dinâmica do sistema é dada por:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau_r + \tau_d \quad (1),$$

sendo $q \in \mathbb{R}^n$ o vetor de coordenadas generalizadas, n é o número de graus de liberdade do sistema robótico; $M(q) \in \mathbb{R}^{nxn}$ é a matriz de inércia; $C(q, \dot{q})\dot{q} \in \mathbb{R}^n$ o vetor dos torques centrífugos e de Coriolis e $G(q) \in \mathbb{R}^n$ o vetor dos torques gravitacionais. Os torques agindo nas juntas são o torque do robô, $\tau_r \in \mathbb{R}^n$, e os torques externos representados como sendo distúrbios, $\tau_d \in \mathbb{R}^n$.

A Equação (1) pode ser expressa no espaço de estados em tempo contínuo como:

$$\begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \dot{q} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -C(q, \dot{q})M(q)^{-1} & -G(q)M(q)^{-1} \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q} \\ q \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} M(q)^{-1} \\ 0 \end{bmatrix} \tau_r - \begin{bmatrix} M(q)^{-1} \\ 0 \end{bmatrix} \tau_d. \quad (2)$$

2.3 Estimativa de Torque de Distúrbio baseada no Momento Generalizado

Assumindo que $C(q, \dot{q})$ é simétrica, então a operação $\dot{M}(q) = 2C(q, \dot{q})$ também é simétrica, por tanto, $\dot{M}(q)$ pode ser expressa por:

$$\dot{M}(q) = C(q, \dot{q}) + C^T(q, \dot{q}). \quad (3)$$

O momento generalizado do robô pode ser definido como

$$p = M(q)\dot{q}, \quad (4)$$

Sendo sua derivada no tempo dada por:

$$\dot{p} = M(q)\ddot{q} + \dot{M}(q)\dot{q}. \quad (5)$$

Substituindo Eq. (1) e Eq. (3) em Eq. (5), a seguinte formulação do sistema pode ser obtida:

$$\dot{p} = \tau_r + C^T(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + \tau_d. \quad (6)$$

Para elaborar o observador de distúrbio, define-se o erro de predição como $e = p - \hat{p}$. Assim, a dinâmica do observador é dada por

$$\dot{\hat{p}} = \tau_r + C^T(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + K_I e, \quad (7)$$

sendo K_I uma matriz de ganho diagonal definida positiva. Se não houver incertezas na modelagem do sistema, $K_I e$ corresponde a τ_d . Definindo um termo residual como,

$r = K_I e$, e combinando-o às equações (6) e (7), obtém-se:

$$\dot{r} = K_I(\dot{p} - \dot{\hat{p}}) = K_I \tau_d - K_I r. \quad (8)$$

Aplicando a transformada de Laplace, fica evidente que r é o resultado de um filtro passa baixa de primeira ordem da forma:

$$r(s) = \frac{K_I}{s + K_I} \tau_d(s), \quad (9)$$

ou seja, r é uma versão suavizada de τ_d . A sintonização de K_I afeta a resposta temporal do observador, assim para a aplicação deste filtro, foi ajustado um valor heurístico de 0,84.

2.4 Estimativa de Torque de Distúrbio baseada no Filtro de Kalman com Ação Integral

Assumindo que o distúrbio tem um comportamento senoidal, o modelo matemático que gera esse sinal é dado por:

$$\tau_d = A_d \sin(\omega_0 t), \quad (10)$$

sendo ω_0 a frequência natural. Esta representação também pode ser organizada na forma de espaço de estados:

$$\begin{bmatrix} \dot{\tau}_d \\ \tau_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_0^2 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_d \\ \int \tau_d \end{bmatrix}. \quad (11)$$

Aumentando o sistema em espaço de estados (2) com (11) pode-se obter:

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\hat{\theta}} \\ \dot{\hat{t}}_d \\ \hat{t}_d \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} -CM^{-1} & -GM^{-1} & M^{-1} & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\omega_0^2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}}_{A_c} \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \theta \\ \hat{\theta} \\ \hat{t}_d \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} M^{-1} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}}_{B_c} \underbrace{\begin{bmatrix} \tau_r \\ \tau_d \\ u \\ \hat{t}_d \end{bmatrix}}_{x}, \quad (12)$$

com equação de saída:

$$y = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}}_C \underbrace{\begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \theta \\ \hat{\theta} \\ \hat{t}_d \end{bmatrix}}_{\hat{x}}. \quad (13)$$

Por simplicidade de notação, $M(q)$, $C(q, \dot{q})$ e $G(q)$ foram reduzidas a M , C e G , respectivamente.

Uma vez que o modelo de espaço de estados é definido, o algoritmo a seguir é implementado usando o seguinte conjunto de equações em duas etapas.

Equações de atualização do tempo (predição):



$$\hat{x}_i^- = A_c \hat{x}_{i-1} + B_c u \quad (14)$$

$$P_i^- = A_c P_{i-1} A_c^T + Q \quad (15)$$

Equações de atualização das medições (correção):

$$K_i = P_i^- H^T (H P_i^- H^T + R)^{-1} \quad (16)$$

$$\hat{x}_i = \hat{x}_i^- + K_i (z_i - H \hat{x}_i^-) \quad (17)$$

$$P_i = (I - K_i H) P_i^- \quad (18)$$

Os índices c e i referem-se a tempo contínuo e de iteração, respectivamente. O vetor de estado e a matriz de covariância são inicializados como $x = 0_N$ e $P = I_{N \times N}$ respectivamente, o índice N refere-se à dimensão do vetor de estado. Detalhes sobre a discretização e o ajuste de Q e R podem ser encontrados em [7].

2.5 Estimativa de Torque de Distúrbio baseada no Filtro de Kalman combinado com o Momento Generalizado

A ideia desta formulação é combinar a descrição do robô manipulador usando o Momento Generalizado com um modelo de primeira ordem para descrever o comportamento do distúrbio. Considere:

$$\dot{\tau}_d = A_d \tau_d + \omega_d, \quad (19)$$

onde A_d determina a dinâmica do distúrbio, ω_d são as incertezas do modelo representadas como variáveis aleatórias de média zero. Definindo o vetor de estado $x = [p^T \ \tau_d^T]^T$, e a abreviação, $\bar{\tau} = \tau_r + C^T \dot{q} - G$, então, as Equações (19) e (6) podem ser restruturadas na seguinte forma aumentada

$$\begin{bmatrix} \dot{p} \\ \dot{\tau}_d \\ \dot{x} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 0 & A_d \\ A_c & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p \\ \tau_d \\ x \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ B_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \ddot{\tau} \\ u \\ \ddot{x} \end{bmatrix}, \quad (17)$$

com equação de saída

$$p = \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ H & x \end{bmatrix}}_{\text{ }} \begin{bmatrix} p \\ \tau_d \end{bmatrix}. \quad (18)$$

Finalmente, a implementação do algoritmo do Filtro de Kalman segue a mesma estrutura do conjunto de equações em duas etapas descrito na seção anterior.

3 Aparato Experimental e Identificação do Modelo

As abordagens anteriormente mencionadas foram implementadas no Anklebot e testadas com um *mock-up* físico acoplado para replicar o movimento do tornozelo humano no plano sagital. O *mock-up* físico é composto por uma Órtese do Pé do Tornozelo (AFO) e uma mola acoplada na parte posterior. O dispositivo também é equipado com uma célula de carga (ver Fig. 1) que mede a força produzida pela extensão e compressão da mola

durante os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, respectivamente. O *mock-up* foi acoplado ao Anklebot de tal forma que forneça um torque externo conhecido.

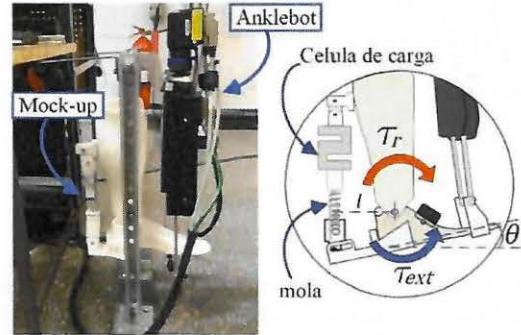


Figura 1. Configuração experimental.

O Anklebot foi comandado para seguir uma referência senoidal com amplitude e frequência iguais a 0,174 radianos (10 graus) e 0,25 Hz, respectivamente, com uma duração de 24 segundos. O Anklebot foi programado com um controle de impedância variável para testar a estimativa de desempenho com diferentes torques do robô, a rigidez do robô foi configurada inicialmente com 30 Nm/rad e alterada para 60 Nm/rad nos 12 segundos finais.

Como o Anklebot é um dispositivo de 1 DoF, o vetor de coordenadas, q é reduzido à posição angular θ do tornozelo. Também, os termos $M(q)$ e $C(q, \dot{q})$ são simplificados a parâmetros escalares. Baseado em um procedimento de identificação proposto em [8], os parâmetros equivalentes de inércia e amortecimento do sistema Anklebot/*mock-up* foram calculados como 0,0281 kg·m² e 0,761 N·m·s/rad, respectivamente. O torque gravitacional foi modelado como $G(q) = mgl \cos(\theta)$, sendo $m = 0,272$ kg, $g = 9,81$ N·m/s² e $l = 0,047$ m, a massa, a aceleração gravitacional e o comprimento do braço, respectivamente.

4 Resultados Experimentais

A Figura 3 mostra as respostas de tempo para os torques estimados e os medidos pela célula de carga. Os índices *ext* e *d* representam os torques externos (medidos) e de perturbação (estimados), respectivamente. As abreviaturas entre parênteses, *GM*, *FK-I* e *FK-GM* referem-se aos observadores baseados no Momento Generalizado, no Filtro de Kalman com ação integral e no Filtro de Kalman combinado com o Momento Generalizado, respectivamente. Pode-se observar que as três abordagens tiveram dificuldades em estimar o torque durante os primeiros 12 segundos. Por outro lado, uma vez que a rigidez do robô foi aumentada, a estimativa melhorou para todas as abordagens. Para todo o experimento, o torque estimado alcançado pelo Filtro de Kalman com ação integral foi o mais próximo do torque externo medido pela célula de carga.

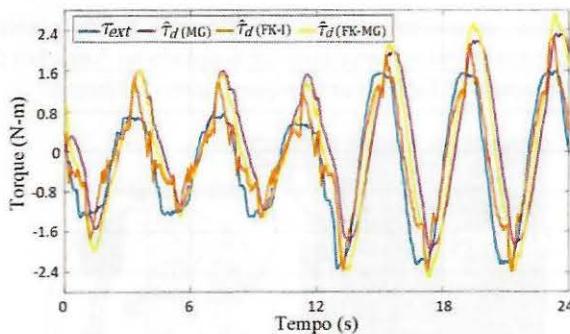


Figura 2. Resposta temporal das estimativas de torque

Para facilitar a comparação das abordagens entre os dois intervalos de tempo, na Tabela 1 é apresentado o erro quadrático médio normalizado (NRMSE, do inglês *Normalized Root Mean Square Error*) entre cada um dos torques de perturbação estimados e o torque medido pela célula de carga. O NRMSE foi calculado separadamente para os dois intervalos do experimento.

Tabela 1. Desempenho das estimativas de torque em NRMSE

| Abordagem | $t(s) = [0 - 12]$ | $t(s) = [12 - 24]$ |
|-----------|-------------------|--------------------|
| MG | 0.2025 | 0.2798 |
| FK-I | 0.1141 | 0.0876 |
| FK-MG | 0.1419 | 0.1869 |

De acordo com as medições de erro acima, o torque estimado pelo Filtro de Kalman com ação integral foi a abordagem mais acurada, apresentando o menor NRMSE para todos os experimentos.

5 Conclusões

Neste trabalho, três abordagens de estimativa para estimativa de torque de distúrbio foram implementadas em uma configuração experimental consistindo no robô Anklebot acoplado a um *mock-up*. Este *mock-up* foi montado para reproduzir os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar da articulação do tornozelo, proporcionando um torque externo ao robô, assim, o objetivo do experimento foi estimar este torque fornecido pelo *mock-up*.

Os valores de desempenho da Tabela 1 indicaram que as abordagens do filtro de Kalman apresentaram menor NRMSE do que para o Momento Generalizado. Isso pode ser justificado pela otimalidade do Filtro de Kalman. Perceba que, diferentemente das outras abordagens, o FK-I melhorou o NRMSE no segundo intervalo do experimento, pois o torque da célula de carga aproximou-se mais a uma trajetória senoidal no segundo intervalo de tempo.

Os resultados das três abordagens são aceitáveis considerando que este trabalho representa uma primeira contribuição na aplicação de técnicas estimativa do torque de distúrbio dentro do contexto da reabilitação robótica de membros inferiores. Incialmente este

trabalho foi orientado para terapias que envolvem exercícios com movimentos isocinéticos, por esse motivo só foram considerados testes com trajetórias senoidais. Os resultados obtidos nos incentivam a considerar futuros cenários de reabilitação robótica de maior complexidade, tais como dispositivos robóticos com mais de um grau de liberdade e trajetórias da marcha.

Agradecimentos

Este trabalho foi apoiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 00, Programa de Apoio à Pós-Graduação e à Pesquisa Científica e Tecnológica para Tecnologia Assistiva no Brasil (PGPTA), processo no. 3457/2014, e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo no. 2013/14756-0.

Referências

- [1] A. De Luca, A. Albu-Schäffer, S. Haddadin, and G. Hirzinger, “Collision detection and safe reaction with the DLR-III lightweight manipulator arm,” in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006.
- [2] A. Radke and Zhiqiang Gao, “A survey of state and disturbance observers for practitioners,” in *2006 American Control Conference*, 2006.
- [3] A. Wahrburg, E. Morara, G. Cesari, B. Matthias, and H. Ding, “Cartesian contact force estimation for robotic manipulators using Kalman filters and the generalized momentum,” in *IEEE International Conference on Automation Science and Engineering*, 2015.
- [4] B. Ugurlu, M. Nishimura, K. Hyodo, M. Kawanishi, and T. Narikiyo, “Proof of Concept for Robot-Aided Upper Limb Rehabilitation Using Disturbance Observers,” *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, 2015.
- [5] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer, A. De Luca, and G. Hirzinger, “Collision detection and reaction: A contribution to safe physical human-robot interaction,” in *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, 2008.
- [6] A. Roy, H. Krebs, D. Williams, C. Bever, and LW, “Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation,” *IEEE Trans Robot.*, 2009.
- [7] J. Campo Jaimes, “Ankle torque estimation for lower-limb robotic rehabilitation,” São Carlos School of Engineering, São Paulo University, 2018.
- [8] H. Lee, H. I. Krebs, and N. Hogan, “Multivariable dynamic ankle mechanical impedance with active muscles,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2014.