

CONTROLE DE UM EXOESQUELETO PARA REABILITAÇÃO DE JOELHO BASEADO EM INTENÇÃO DE MOVIMENTO

ANA CECILIA VILLA-PARRA^{1,2}, THOMAZ RODRIGUES BOTELHO^{1,3}, DENIS DELISLE-RODRIGUEZ^{1,4}, ALICE MONTEIRO GOMES¹, TEODIANO BASTOS¹, ANSELMO FRIZERA-NETO¹

¹*Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Brasil*

²*GIIB, Carrera de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador*

³*IFES, Instituto Federal do Espírito Santo, Brasil*

⁴*Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Cuba*

Emails: acvillap@ieee.org, thomazrb@ifes.edu.br, delisle05@gmail.com,
alicemgomes95@gmail.com, teodiano@ele.ufes.br, frizera@ieee.org

Abstract— This work presents a control strategy based on user motion intention for flexion-extension task using an exoskeleton. The control was evaluated on a biomechanical model, which includes the user and the exoskeleton structure. Experimental validation of the model was executed with ALLOR (Advanced Lower Limb Orthosis for Rehabilitation) exoskeleton of UFES/Brasil was performed. The results show that the controller can track a trajectory with a small error, based on the user motion intention, which represents an applicable strategy for rehabilitation with customized trajectories to assist rehabilitation tasks.

Keywords— knee exoskeleton, velocity control, trajectory generation, active control.

Resumo— Este trabalho apresenta uma estratégia de controle baseada na intenção de movimento do usuário em tarefas de flexão e extensão do joelho executadas com o auxílio de um exoesqueleto. O controle foi testado num modelo biomecânico que inclui ao usuário e a estrutura do exoesqueleto. O modelo foi validado com medições experimentais em testes com o exoesqueleto ALLOR (Advanced Lower Limb Orthosis for Rehabilitation) da UFES. Os resultados mostram que o controlador é capaz de seguir uma trajetória desejada com um erro pequeno respeitando a intenção do usuário o que representa uma estratégia aplicável para reabilitação com trajetórias personalizadas para auxiliar em tarefas de reabilitação.

Palavras-chave— exoesqueleto de joelho, controle de velocidade, geração de trajetória, controle ativo.

1 Introdução

Nos últimos anos, o número de pessoas que apresentam patologias nos membros inferiores que originam deficiências motoras vem aumentando. Os acidentes vasculares encefálicos e lesões na medula espinal estão entre as doenças neurológicas que causam mais incapacidade no mundo e que têm uma alta projeção de aumento de casos (Mukherjee and Patil, 2011). Entre os maiores problemas pode-se citar a incapacidade para mobilização, espasticidade, rigidez articular (ou encurtamento muscular), dor e paralisia das extremidades inferiores. Outra causa é a osteoartrose (desgaste no joelho) que leva a uma incapacidade funcional progressiva em pessoas que sofreram algum traumatismo articular pela idade, malformação ou por sobrecarga. De acordo com estudos de Coimbra et al. (2012), em 2016 no Brasil serão 12,5 milhões de casos de osteoartrose que precisariam tratamento e cirurgia. Pode-se citar também a lesão do ligamento cruzado anterior do joelho, que pode causar uma atrofia muscular e representa uma das patologias mais comuns em pessoas que executam esportes movimentos de repetição ou esportes de desaceleração (Mithoefer et al., 2012). Essas deficiências podem ser tratadas com terapias de reabilitação, com o objetivo de recuperar em alguns casos as funções dos

membros inferiores, para prevenir a trofia muscular, manter a função proprioceptiva e melhoria da amplitude de movimentos e de força muscular. Para o caso do joelho, os procedimentos manuais para o fortalecimento muscular exigem esforços para a execução de movimentos repetitivos (Mithoefer et al., 2012). O paciente têm que evoluir desenvolvendo tarefas começando com cargas leves até conseguir realizar esforços maiores para um trabalho muscular intenso.

Tecnologias robóticas, quando comparadas à reabilitação convencional, permitem novas estratégias de tratamento e protocolos para obtenção de sessões de treino repetitivo e sistemático (Pennycott et al., 2012). Os usuários podem executar seus movimentos de forma independente e consequentemente são motivados a executá-los de forma ativa (Prange et al., 2006). Em adição, é possível medir ângulos de mobilidade e esforço para avaliar a evolução do paciente durante o processo de reabilitação. Além disso, o emprego de dispositivos robóticos permite a redução do esforço físico dos fisioterapeutas durante as tarefas de reabilitação (Hadjidj et al., 2013). Assim, é importante incorporar em terapias de reabilitação, tecnologias robóticas que são pouco empregadas nos ambientes clínicos em nosso país. Tais tecnologias apresentam diversas vantagens nas terapias que envolvem a reabilitação do joelho. As estra-

tégias com trajetórias programadas para repetir movimentos de flexão-extensão (F-E) são as mais empregadas em robôs para reabilitação motora do joelho. Entre estes robôs, pode-se citar o exoesqueleto PPALO com atuação pneumática, orientado para pacientes com poliomielites, baseado em um controlador de posição PI e filtros para reduzir as não-linearidades geradas pela natureza dos atuadores (Huang and Chen, 2013). O FEXO é um exoesqueleto que emprega estimulação elétrica nos músculos da perna para produzir um torque ativo no joelho e está baseado em um controlador de posição PID (Ren and Zhang, 2014). O exoesqueleto para reabilitação de joelho apresentado em Kim et al. (2012) está baseado no estudo cinemático da articulação, considerando a patela e os ligamentos cruzados característicos do joelho. Na maioria dos casos, os resultados são promissores para sua aplicação no ambiente terapêutico.

Atualmente, os sistemas de controle são orientados para gerar ações que permitam movimentos mais naturais, seguros e baseados na intenção de movimento do usuário (Anam and Al-Jumaily, 2012), (Tucker et al., 2015). Entretanto, poucos robôs orientados à reabilitação de joelho apresentam controladores que considerem a intenção do usuário para tarefas de início-parada do movimento.

O objetivo deste trabalho é propor um controlador de velocidade baseado em uma função de ajuste para desenvolver movimentos programados de F-E, em função de intenção de movimento do usuário. O trabalho é organizado da seguinte maneira: a Seção 2 apresenta o modelo biomecânico da perna, além do exoesqueleto na posição sentado, e o controlador proposto; a Seção 3 apresenta os resultados da simulação e resultados experimentais, com medições de ângulo e torque; a Seção 4 aponta a conclusão do trabalho.

2 Materiais e Métodos

2.1 Modelo usuário-exoesqueleto ALLOR

O ALLOR (Advanced wearable-Leg for Movement Assistance), apresentado na Figura 1a, é um exoesqueleto de dois graus de liberdade, que possui uma articulação passiva no quadril e uma articulação ativa no joelho. Esta última conta com um motor CC (modelo EC FLAT Brushless 408057) com um Harmonic Drive (modelo CSD-20-160-2A-GR), que garantem o torque necessário para que a articulação possa auxiliar o movimento da perna esquerda em terapias de reabilitação, tanto com o usuário sentado quanto em marcha. O robô possui um potenciômetro de precisão responsável pela medição do ângulo entre a perna e a coxa, e também um sensor de força, composto de uma ponte formada por quatro strain gauges, para medir o torque de interação entre o exoesqueleto e

o usuário no plano sagital. As funções de controle são programadas em um computador embarcado industrial PC-104, e é utilizado um driver AZBH12A8 para acionar o motor.

Para desenvolver o modelo, foi considerado o sistema usuário-exoesqueleto na posição sentado, que pode ser representado pelas Equações 1 e 2.

$$\tau_d = (J_c + m_t d^2) \ddot{\theta} + C \dot{\theta} + m_t g d \sin \theta, \quad (1)$$

$$\tau_t = \tau_d + \tau_c, \quad (2)$$

onde θ representa o ângulo entre a horizontal e o eixo ao longo da perna, J_c é a inércia do conjunto dos corpos perna-pé-exoesqueleto (PPE). C é uma constante que representa o vetor de Coriolis para sistemas que não tem contato com forças externas; d representa a distância entre a articulação do joelho e o centro de massa do conjunto PPE; g representa a gravidade; τ_d é o torque gerado na articulação; τ_c é o torque gerado pelo atrito da parte mecânica e τ_t é o torque total necessário para o movimento de flexão-extensão (F-E) do conjunto PPE. m_t é a massa total do sistema e pode ser representado pela Equação 3

$$m_t = m_{perna} + m_{pe} + m_{exo}, \quad (3)$$

onde m_{perna} e m_{pe} são as massas dos segmentos perna e pé respectivamente, e m_{exo} é a massa do exoesqueleto.

Na área de robótica de reabilitação, um modelo biomecânico é muito importante, pois permite testar estratégias de controle sem colocar em risco os usuários do robô. Isso decorre do fato de que os modelos biomecânicos permitem representar os sistemas biológicos nos quais serão simuladas as forças e trajetórias sobre as articulações. Existem ferramentas de simulação que simplificam a implementação matemática destes modelos. Neste trabalho, foi projetado um modelo da extremidade inferior que considera o acoplamento da estrutura do ALLOR, com a finalidade de avaliar o sistema de controle antes que o mesmo fosse testado no sistema real. O modelo da Figura 1b foi desenvolvido no Simulink do Matlab, com o Toolbox SimMechanics Second Generation. O modelo representa a extremidade inferior na posição sentado, com as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Para simular a extremidade inferior, o modelo considera três segmentos elipsoides por cada extremidade, com as características de densidade e inércia próprias do corpo humano.

No modelo, os segmentos do tronco, coxas, pernas e pés foram programados com base em dados antropométricos. Os segmentos são considerados rígidos e os dados de longitude e massa foram calculados com fórmulas antropométricas de Winter (2009) e Chaffin et al. (2006), os quais estão apresentados na Tabela 1.

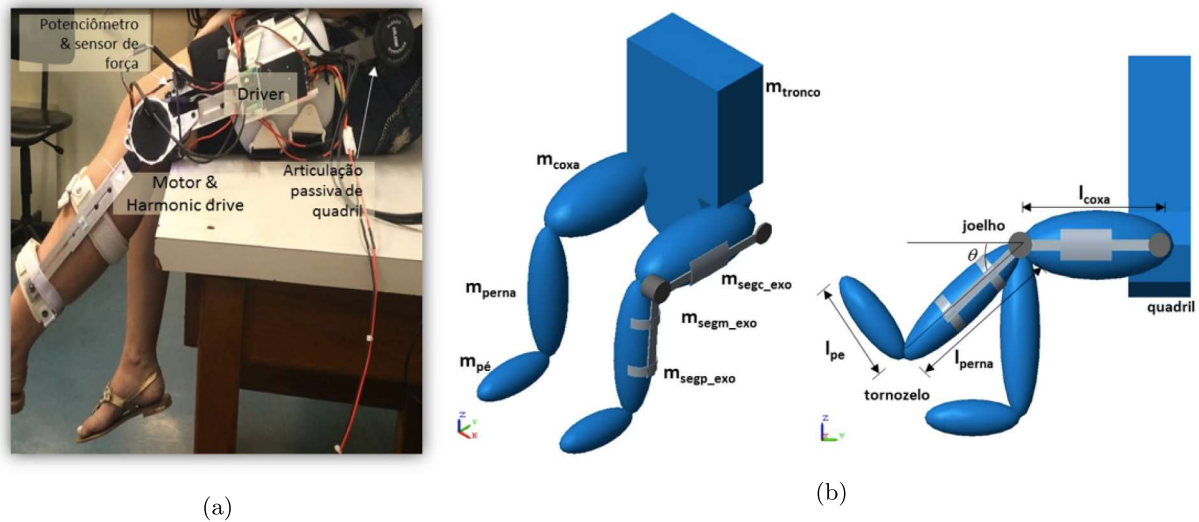


Figura 1: (a) Exoesqueleto ALLOR; (b) Modelo da extremidade inferior no simulink-simmechanics que inclui a estrutura do robô ALLOR.

De acordo com as características do ALLOR, no modelo, o joelho é uma articulação rotacional com um grau de liberdade (F-E) e, de acordo com as curvas de movimento desta articulação, não são considerados movimentos no plano transversal e coronal. A faixa do ângulo do joelho é de 0° (extensão total) até 100° (flexão). No modelo, o quadril e tornozelo são articulações fixas e se mantêm em 90° de flexão e 0° (posição neutra), respectivamente. Os segmentos que representam o exoesqueleto foram programados considerando a densidade do alumínio 2698 kg/m^3 e as dimensões reais do ALLOR. No modelo, é possível medir durante a simulação o ângulo [graus] e torque [N.m] entre os segmentos.

Tabela 1: Parâmetros do modelo, onde c representa o comprimento [m] e m a massa [kg] do usuário.

Parâmetro	Coxa	Perna	Pé
Comprimento [m]	$2,245 \times c$	$0,246 \times c$	$0,152 \times c$
Massa [kg]	$0,100 \times m$	$0,046 \times m$	$0,014 \times m$

O coeficiente de correlação de concordância foi usado para estimar a confiabilidade dos dados do modelo em relação aos dados reais obtidos com o ALLOR. O movimento do exoesqueleto foi realizado ao longo de uma trajetória de frequência ($0,04 \text{ Hz}$), e amplitude total de 45° , e foram adquiridos cinco ciclos de F-E para um sujeito masculino (98 kg ; $1,78 \text{ m}$).

2.2 Estratégia de controle

Baseado nos objetivos da terapia de reabilitação com o exoesqueleto, decidiu-se implementar uma solução de controle simples para o seguimento de uma trajetória desejada pelo terapeuta, com extensão máxima e mínima, utilizando um ajuste

de velocidade de acordo com a intenção de movimento do usuário.

O esquema, ilustrado na Figura 2, apresenta três malhas de controle: uma interna (de controle de velocidade com o driver do motor), e duas externas, (de geração da trajetória de referência e ajuste da velocidade), segundo a intenção de movimento do usuário.

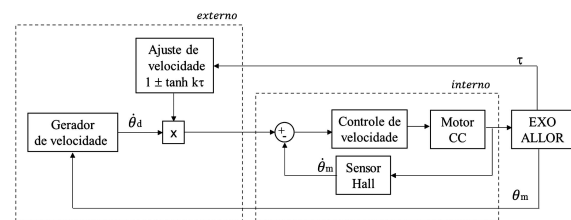


Figura 2: Diagrama de blocos do controlador.

Neste trabalho foi proposto um algoritmo para gerar a trajetória do controlador expressada em termos de velocidade em função da posição. A trajetória de F-E pode ser programada segundo os critérios de intervalo de movimento e duração, de acordo com o indicado pelo fisioterapeuta. O fluxograma do gerador de velocidade de referência é apresentado na Figura 3.

O terapeuta pode programar as variáveis min e max, as quais θ_{min} e θ_{max} são os limites do movimento de F-E. DOWNTIME e UPTIME são os tempos nos quais a perna realiza uma pausa nos limites da F-E, respectivamente. A variável TASK-TIME representa o tempo de duração da tarefa de F-E.

Quando o usuário emprega o ALLOR para tarefas de F-E, ele precisa ter controle sobre o robô, e o controlador tem que permitir que, baseado na intenção de movimento, o exoesqueleto possa parar a qualquer momento. Este fato foi resolvido

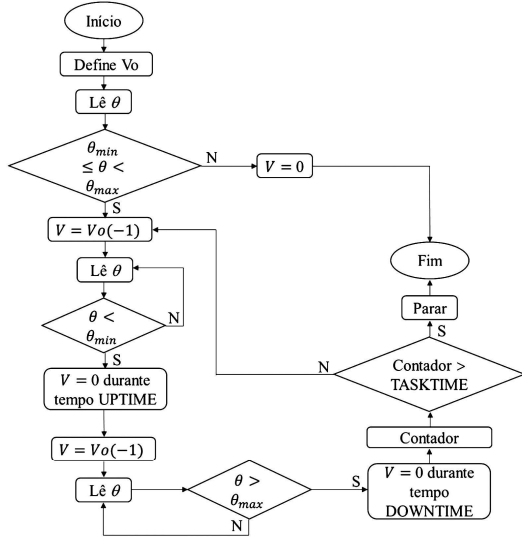


Figura 3: Fluxograma do gerador de velocidade de referência.

com a função de ajuste A aplicada ao controlador de velocidade, a qual é representada pela Equação 4.

$$A = 1 \pm \tanh k\tau, \quad (4)$$

onde k é uma constante que representa o nível de resistência gerado pelo usuário para parar ou acelerar o movimento, e τ representa o torque de interação entre o usuário e o ALLOR. A função tangencial hiperbólica juntamente com o *offset* de 1, permitiu um ganho unitário na ausência de intenção de movimento, não alterando a trajetória programada. Tal função também permite que o ganho se aproxime de zero, parando o movimento na presença de uma intenção de parada do usuário. Esta função também possibilita o aumento do ganho e, conseqüentemente, a velocidade da trajetória, na presença de uma intenção do usuário a favor do movimento.

3 Resultados e discussão

A Figura 4 mostra o torque de saída do modelo e do sensor de força do exoesqueleto. O valor é consistente com o valor real medido com o ALLOR e os valores da literatura (Del-Ama, 2013).

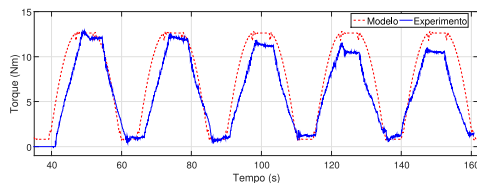


Figura 4: Torque simulado e real com o ALLOR.

Através do coeficiente de correlação de concordância, os valores de torque apresentam tanto

uma alta acurácia ($C_b > 0,93$) e precisão ($r > 0,93$), como também uma boa reprodutibilidade ($pc > 0,87$). Os resultados também mostram um grau aceitável de concordância entre os dados provenientes do modelo e o do experimento realizado com o ALLOR. A partir das estimativas obtidas, conclui-se que há uma confiabilidade aceitável em considerar o modelo para testar o controlador. O efeito da força residual na perna durante o movimento mostra uma redução da amplitude do torque real no tempo (Figura 4). Isso mostra que este parâmetro poderia ser usado para avaliar a evolução do usuário, pois o mesmo tende a apresentar maior controle sobre a articulação e maior força muscular com o passar do tempo.

A Figura 5 mostra a trajetória da perna com um valor de $k = 0,1$ na função da Equação 4. Esta condição representa o caso quando o usuário do ALLOR não gera resistência ao movimento.

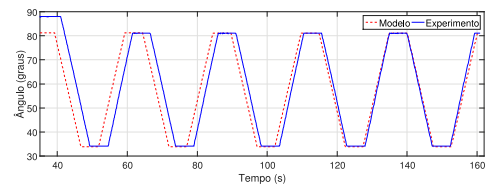
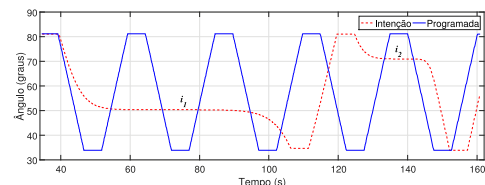
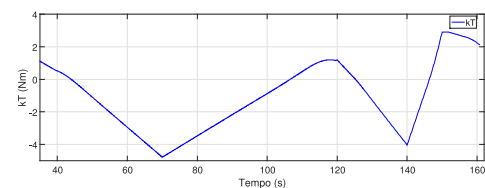


Figura 5: Trajetória simulada e real sem resistência do usuário durante o movimento.

A Figura 6a apresenta o efeito da variação de k na simulação sobre a trajetória programada. É possível observar como a variação do torque reflete no efeito da intenção de movimento do usuário sobre movimento.



(a)



(b)

Figura 6: (a) Trajetória programada e trajetória resultante da aplicação de níveis de resistência do usuário ao movimento; (b) Variação de k para refletir níveis de resistência do usuário ao movimento.

Na Figura 6a, a trajetória “programada”, que deveria ser seguida pelo controlador, é modificada pelo usuário de acordo com uma intenção motora.

A trajetória, que relaciona a intenção, que na Figura 6 é descrita como “intenção”, mostra a perna parada em 50° e 71° (i_1 e i_2 , Figura 6a) nos pontos onde $k\tau \neq 1$ (40s e 102s, na Figura 6b). O valor de $k\tau$ pode variar no tempo, e a trajetória começa no momento que o usuário deseja continuar o movimento a partir do último ângulo onde parou. Isto permite que o usuário possa ter um controle sobre o movimento, e não se sentir diretamente ligado com uma trajetória programada e repetitiva.

4 Conclusões e trabalhos futuros

A função tangente hiperbólica utilizada no controlador permite seguir uma trajetória em função da intenção de movimento do usuário, o que representa uma vantagem sobre outros controladores que têm trajetórias programadas, sem levar em conta a intenção do usuário.

Como trabalho futuro, a informação da intenção de movimento, baseada em sinais cerebrais e musculares, será integrada ao controlador para regular o índice de ajuste k .

Agradecimentos

Esta pesquisa é financiada pelo CNPq (308529/2013-8), CAPES (3457/2014) e FAPES (67566480, 72982608). Os autores agradecem o apoio da SENESCYT (Equador).

Referências

Anam, K. and Al-Jumaily, A. A. (2012). Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art, *Procedia Engineering* **41**: 988–994.

Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J. and Martin, B. J. (2006). *Occupational Biomechanics*, 4th edn, John Wiley & Sons.

Coimbra, I., Rezende, M. U. and Plaper, P. (2012). *Osteoartrite - Artrose - cenário atual & tendências no Brasil*, Limay, São Paulo.

Del-Ama, A. J. (2013). *Hybrid walking therapy with fatigue management for spinal cord injured individuals*, Tese de doutorado, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, Espanha.

Hadjidj, A., Souil, M., Bouabdallah, A., Challa, Y. and Owen, H. (2013). Wireless sensor networks for rehabilitation applications: {Challenges} and opportunities, *Journal of Network and Computer Applications* **36**(1): 1–15.

Huang, C. E. and Chen, J. S. (2013). On the implementation and control of a pneumatic

power active lower-limb orthosis, *Mechatronics* **23**(5): 505–517.

Kim, K., Kang, M., Choi, Y., Jang, H., Han, J. and Han, C. (2012). Development of the exoskeleton knee rehabilitation robot using the linear actuator, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* **13**(10): 1889–1895.

Mithoefer, K., Hambly, K., Logerstedt, D., Ricci, M., Silvers, H. and Villa, S. D. (2012). Current Concepts for Rehabilitation and Return to Sport After Knee Articular Cartilage Repair in the Athlete, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* **42**(3): 254–273.

Mukherjee, D. and Patil, C. G. (2011). Epidemiology and the Global Burden of Stroke, *World Neurosurgery* **76**(6, Supplement): S85 – S90.

Pennycott, A., Wyss, D., Vallery, H., Klamroth-Marganska, V. and Riener, R. (2012). Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **9**(1): 1–13.

Prange, G. B., Jannink, M. J. A., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Hermens, H. J. and Ijzerman, M. J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke, *Journal of rehabilitation research and development* **43**(2): 171–184.

Ren, Y. and Zhang, D. (2014). FEXO knee: A rehabilitation device for knee joint combining functional electrical stimulation with a compliant exoskeleton, *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics* pp. 683–688.

Tucker, M. R., Bleuler, H., Lambercy, O., Pagel, A., Gassert, R., Olivier, J., Heike, V., Riener, R., Bouri, M. and Jose, d. R. M. (2015). Control Strategies for Active Lower Extremity Prosthetics and Orthotics : A Review, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (January 2015).

Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, fourth edn, John Wiley & Sons.