

Proposta de Reabilitação Motora baseada em Simulação de um Controlador RST com Estimulação Elétrica Funcional para Flexão de Quadril e Joelho.*

*Bruno L. Faustino *Aparecida F. de Andrade *Renata R. Lima
*Eugênio P. Júnior *Fabrício G. Nogueira *Bismark C. Torrico
**Victor Hugo C. de Albuquerque

* *Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Ceará, CE, (e-mails: brunoluizf1@alu.ufc.br; aparecidafalcao@alu.ufc.br; renatarodrigues96@alu.ufc.br; eugeniopeixotojr@alu.ufc.br; fnogueira@dee.ufc.br; bismark@dee.ufc.br).*

** *Departamento de Engenharia de Teleinformática, Universidade Federal do Ceará, CE (e-mail: victor.albuquerque@ieee.org)*

Abstract: In this article, strategies to control knee flexion and hip flexion are presented based on the excitation of the muscles responsible for such movements, in view of the widespread use of functional electrical stimulation (FES) for treatment of neurological diseases, accidents, among others. Currently, the application of the stimulus does not guarantee a desired response in relation to the intended excitation, since the technique applied to the muscle is characteristic of a system that is non-linear in nature. For this, step applications and pseudo-random binary signals (PRBS) were used to identify Autoregressive Model with Exogenous inputs (ARX) models. The integration between OpenSim[©] and MATLAB[©] software was also explored for the visualization of a three-dimensional model of a human leg under the chosen conditions. The answers were obtained through the application of RST controllers, designed by allocation of auxiliary poles, acting separately, where each controller acts independently, and with both acting simultaneously. Finally, in order to identify a region of stability of the controllers, movement for hip flexion above 38° was explored, where unstable regions were reached.

Resumo: Neste artigo, são avaliadas estratégias de controle de flexão de joelho e flexão de quadril a partir da excitação dos músculos responsáveis por tais movimentos, tendo em vista a utilização difundida de estimulação elétrica funcional, do inglês *Functional Electrical Stimulation (FES)*. Atualmente, a aplicação do estímulo não garante uma resposta desejada com relação à excitação pretendida, visto que a técnica aplicada ao músculo caracteriza um sistema de natureza não-linear. Para isso, utilizaram-se aplicações degrau e sinais binários pseudo-aleatórios, do inglês *Pseudo-Random Binary Signals (PRBS)*, para identificação e modelagem autoregressiva com entradas exógenas, do inglês *Autoregressive Model with Exogenous ARX*, dos sistemas. A integração entre os softwares OpenSim[©] e MATLAB[©] foi explorada para a visualização do modelo tridimensional de uma perna humana sob as condições escolhidas. As respostas foram obtidas através da aplicação de controladores RST, projetados por alocação de polos auxiliares, atuando separadamente, onde cada controlador atuou sobre uma flexão independentemente, e com ambos atuando de forma simultânea. Por fim, a fim de denotar uma região de estabilidade dos controladores, explorou-se movimento para flexão de quadril acima de 38°, onde atingiu-se regiões instáveis.

Keywords: FES, OpenSim, RST, muscles, knee, hip, flexion.

Palavras-chaves: FES, OpenSim, RST, músculos, joelho, quadril, flexão.

1. INTRODUÇÃO

Sistemas de controle abrangentes, desde macrosistemas a microcélulas, estão presentes na natureza e em nosso cotidiano, principalmente no corpo humano de acordo com Nise (2013). Do ponto de vista do controle digital, as técnicas de identificação e modelagem perpassam desafios inerentes ao campo, como o colhimento de amostras e o critério de escolha do tempo de amostragem para o projeto de controladores.

Explorar as possibilidades de aplicações desse campo torna-se possível através do conhecimento de estudos de estimulação elétrica funcional, do inglês *Functional Electrical Stimulation (FES)*. A técnica consiste em aplicar impulsos elétricos por meio de eletrodos sobre músculos a fim de se obter flexões e promover a reabilitação de funções comprometidas em pessoas lesionadas na coluna espinhal, de acordo com Liao et al. (2014); Vette et al. (2015), o tratamento de tremores, Prochazka A (1992), e doenças neurológicas, como transtorno obsessivo compulsivo, síndrome de Tourette e doença de Parkinson, segundo Fodstad and Hariz (2007).

A aplicação de técnicas de controle em *FES* demonstra sua difusão em estudos pertinentes em membros superiores, Bo and Moura (2015), e membros inferiores, como em Vette et al. (2007). A necessidade dessas aplicações levam em consideração que apenas a excitação por si só nos músculos apresenta característica não linear, segundo Crago et al. (1980), o que representa um sistema de malha aberta.

No entanto, o campo ainda apresenta espaço para exploração de possibilidades, o que é um dos objetivos principais desse artigo. Dentre as limitações do uso propagado de controladores em *FES*, podem-se citar os custos de aquisição dos materiais e as definições das técnicas a serem implementadas, de acordo com Bo and Moura (2015). Através de leituras, nota-se o uso prioritário do PID clássico - Alibeji et al. (2013); Vette et al. (2007); Kozan (2012).

A fim de expandir as técnicas utilizadas em *FES*, neste artigo explora-se o controle multivariável descentralizado através do projeto independente das malhas referentes à flexão de joelho e à flexão de quadril. Assim, a implementação de controladores RST, para cada planta torna possível o controle dos ângulos de flexão e a coativação de músculos trabalharem sobre o torque nas juntas, promovendo melhor estabilização do movimento, de acordo com Zhou et al. (1996).

A aquisição de dados é realizada por meio da plataforma de código aberto *OpenSim*[©] e de um modelo tridimensional de perna humana, o qual possibilita a estimulação sobre os músculos e a observação das reações.

Este artigo é dividido da seguinte forma: na seção 2 tem-se a fundamentação teórica necessária para as técnicas aplicadas. Na seção 3 apresentam-se a identificação e a modelagem, bem como o projeto dos controladores. Na seção 4 tem-se os principais resultados obtidos através do

* Reconhecimento ao CNPq, por meio do Edital nº 25/2020 - Projeto 445435/2020-8, pelo auxílio Financeiro no desenvolvimento da pesquisa.

controle dos ângulos de flexão. Por fim, na seção 5 há considerações finais sobre o trabalho.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Numa visão geral sobre controle digital, as técnicas implementadas seguem a ordem lógica: identificação da planta através da aplicação de sinais degrau e sequências binárias pseudo-aleatórias, uso de métodos numéricos para obtenção do modelo ARX e projeto de controladores RST.

2.1 Tempo de Amostragem

Para a identificação do modelo, faz-se necessária a escolha adequada do tempo de amostragem, de acordo com a largura de banda em malha fechada, com respeito à equação

$$6f_B^{CL} \leq f_s \leq 25f_B^{CL}. \quad (1)$$

, em que f_s representa a frequência de amostragem e f_B^{CL} a largura de banda do sistema em malha fechada, segundo Landau and Zito (2006).

Além disso, escolheu-se modelar as plantas a partir de um sistema de segunda ordem dadas às formas das respostas oscilatórias obtidas em simulação.

$$\frac{0,25}{\omega_0} \leq T_s \leq \frac{1,5}{\omega_0} \quad (0,7 \leq \zeta \leq 1). \quad (2)$$

Para isso, é necessária a utilização do critério apresentado em 2 para a obtenção de uma resposta amortecida, segundo Landau and Zito (2006). Em que ζ é o fator de amortecimento relativo, T_s é o tempo de amostragem e ω_0 é a frequência natural do sistema.

2.2 Pseudo-Random Binary Sequence (PRBS)

A aplicação de uma sequência binária pseudo-aleatória, do inglês *Pseudo-Random Binary Sequence (PRBS)*, consiste na observação do comportamento do sistema mediante uma entrada variável, sendo uma alternativa à modelagem por parâmetros físicos.

Para a escolha do sinal PRBS, atenta-se aos seguintes parâmetros:

$$T_b N \geq t_r. \quad (3)$$

$$\frac{1}{(2^N - 1)T_b} \leq f_{prbs} \leq \frac{0,44}{T_b}. \quad (4)$$

Onde T_b é o período de amostragem da sequência, t_r é o tempo de subida do sinal, N é o número de células da sequência e f_{prbs} é a frequência PRBS.

2.3 Modelo ARX

O modelo ARX escolhido determina que os valores de saída são dependentes linearmente de seus valores prévios, caracterizando um sistema determinístico. Para essa representação, sua equação, segundo Landau and Zito (2006), é dada por:

$$A(q^{-1})y(k) = q^{-d}B(q^{-1})u(k) + e(k). \quad (5)$$

Em que $A(q^{-1})$ e $B(q^{-1})$ são polinômios arbitrários, $u(k)$ representa o sinal de entrada, $e(k)$ o erro e q^{-d} o atraso do sistema - nulo em nosso caso.

2.4 Controlador RST

Para superar as dificuldades com as não linearidades da planta, foram utilizadas simplificações para que se pudesse projetar um controlador linear. O RST se tornou ideal para ser utilizado, uma vez que, mostrou-se como uma solução possível para lidar com as não linearidades do sistema, visto que RST permite um tratamento independente do sinal de referência e do sinal da variável controlada.

O controlador RST é composto por 3 componentes principais - por isso, seu nome. Elas são dispostas no diagrama de blocos de forma a compor a equação 6.

$$H_{CL} = \frac{q^{-d}T(q^{-1})B(q^{-1})}{A(q^{-1})S(q^{-1}) + q^{-d}B(q^{-1})R(q^{-1})}. \quad (6)$$

Onde a planta é representada por $B(q)/A(q)$ e representa-se $P(q^{-1})$ como uma relação entre polos dominantes e auxiliares nas equações 7 e 8:

$$P(q^{-1}) = A(q^{-1})S(q^{-1}) + q^{-d}B(q^{-1})R(q^{-1}). \quad (7)$$

$$P(q^{-1}) = P_D(q^{-1})P_A(q^{-1}). \quad (8)$$

Com isso, escolhendo-se os polos auxiliares próximos de zero no eixo real do mapa de polos e zeros do sistema, garantem-se critérios de robustez de estabilidade e velocidade.

3. METODOLOGIA

O modelo musculoesquelético escolhido foi o *leg6dof9musc* - disponível na instalação do software OpenSim[®]. O modelo possui 6 graus de liberdade e 9 músculos, dos quais foram explorados o bíceps femoral, composto por cabeça curta e cabeça longa, responsável pela flexão de joelho e o psosas, responsável pela flexão de quadril, vide Figura 1.

Para fins de identificação do modelo, aplicaram-se sinais do tipo degrau para excitações entre 0.3 e 0.7, onde notaram-se comportamentos oscilatórios a princípio, mas estáveis em regime permanente. Salientando-se, que, segundo o sistema de coordenadas exposto na Figura 1, os valores de flexão de joelho, no momento da excitação, assumiram valores negativos, enquanto que os valores de flexão de quadril assumiram valores positivos, como é possível observar nas Figuras 2 e 3, respectivamente.

Após análises de ambas as respostas, as frequências de oscilações encontradas foram iguais a 1,6Hz e 0,8Hz, respectivamente, às flexões de joelho e de quadril. Esses valores foram usados para o dimensionamento do PRBS, de acordo com 3 e 4. Escolheram-se especificações de modo que o mesmo sinal atendessem ambas flexões. A tabela 1 expressa os valores obtidos:

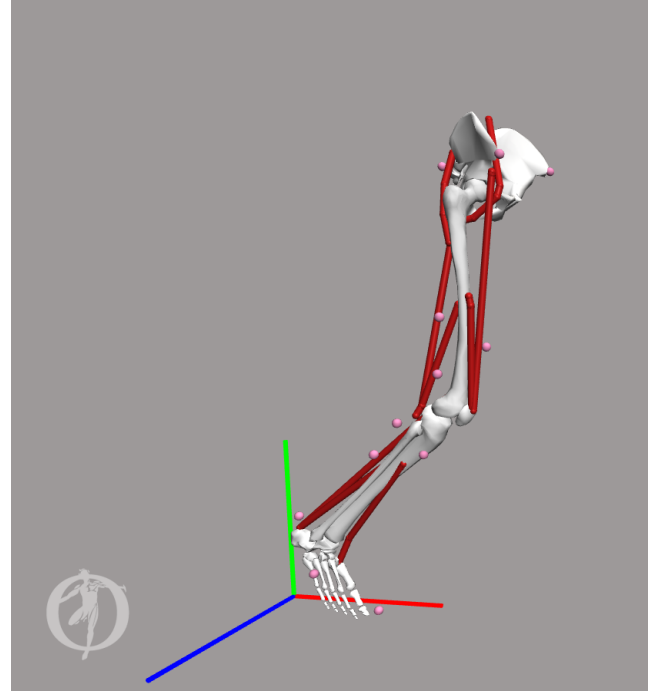


Figura 1. Modelo *leg6dof9musc* do software OpenSim[®].

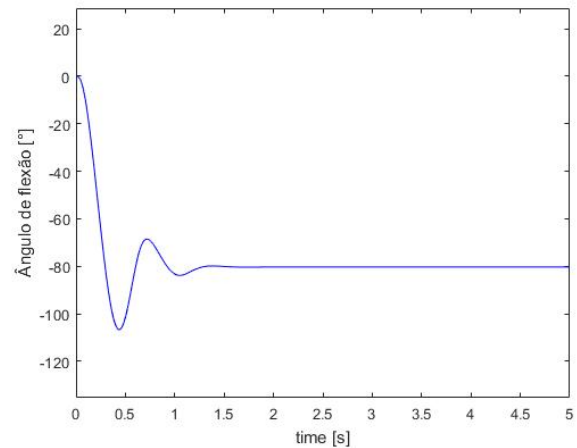


Figura 2. Resposta ao degrau 0.5 para flexão de joelho.

Após a aplicação do sinal PRBS, aplicou-se o Método dos Mínimos Quadrados Não Recursivo (MQNR), dada sua praticidade perante o problema. Os modelos ARX encontrados para flexões de joelho e de quadril, respectivamente, foram:

$$F_d(q^{-1}) = \frac{-0,006851q^{-1} - 0,02963q^{-2}}{1 - 1,843q^{-1} + 0,8915q^{-2}}, \quad (9)$$

$$F_d(q^{-1}) = \frac{0,0007291q^{-1} + 0,008516q^{-2}}{1 - 1,938q^{-1} + 0,9473q^{-2}}. \quad (10)$$

Tabela 1. Especificações - PRBS.

Número de células (N)	Amplitude	Tb	Tempo de geração (s)
7	0,3 a 0,7	0,2	30

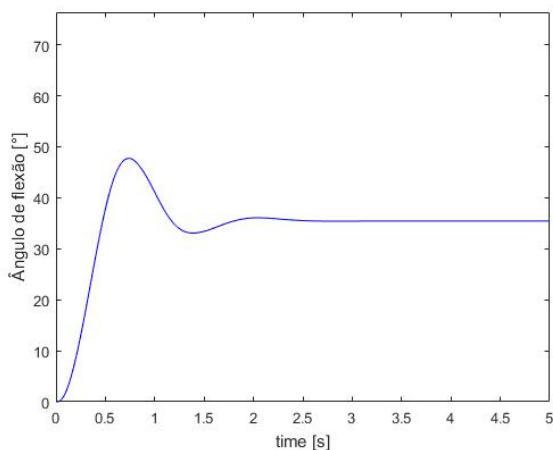


Figura 3. Resposta ao degrau 0.5 para flexão de quadril.

No processo de modelagem, desconsideram-se amostras com pouca correlação entre entrada e saída. A fim de validar a saída encontrada na aplicação do PRBS no sistema e no modelo, encontraram-se índices de identificação iguais a 90,84% e 94,99%, respectivamente, para flexões de joelho e de quadril.

Por meio de algoritmo de alocação de polos auxiliares, postos entre 0,5 e 0,1 a fim de atuarem de forma mais rápida os polos dominantes em malha fechada, projetaram-se controladores para critérios de tempo de subida igual a 1 segundo e sem *overshoot*. Assim, os valores encontrados para os controladores RST para ambas flexões foram:

$$\begin{aligned} R_{joelho}(q^{-1}) &= -28,3347 + 52,7025q^{-1} - 24,7229q^{-2}. \\ S_{joelho}(q^{-1}) &= 1 - 0,1824q^{-1} - 0,8175q^{-2}. \\ T_{joelho}(q^{-1}) &= -0,3552. \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} R_{quadril}(q^{-1}) &= 130,0897 - 248,3462q^{-1} - 27,492q^{-2}. \\ S_{quadril}(q^{-1}) &= 1 - 0,04581q^{-1} - 0,9541q^{-2}. \\ T_{quadril}(q^{-1}) &= 0,4181. \end{aligned} \quad (12)$$

4. RESULTADOS

Numa visão geral da proposta, adaptado de Sousa (2019), a Figura 4 representa a atuação simultânea de ambos controladores.

4.1 Flexão de joelho

Simulou-se por 15 segundos a flexão de joelho numa referência de -45° nos primeiros 5 segundos, -90° entre 5 e 10 segundos e, novamente em -45° a partir dos 10 segundos. A Figura 5 representam os sinais de excitação e a angulação controlada. Para visualizar o movimento em vídeo, acesse esse link: flexão de joelho.

4.2 Flexão de quadril

Para a flexão de quadril, os ângulos de referência escolhidos foram 10° e 45° . O sinal de excitação e de angulação estão

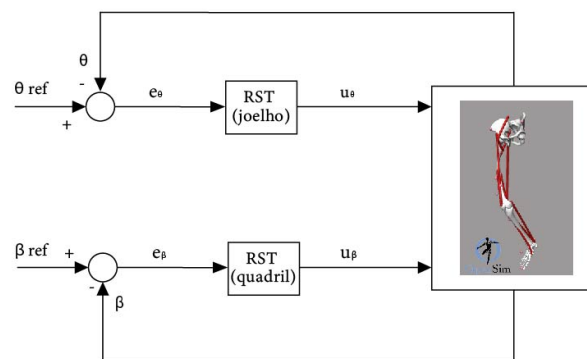


Figura 4. Diagrama de blocos geral.

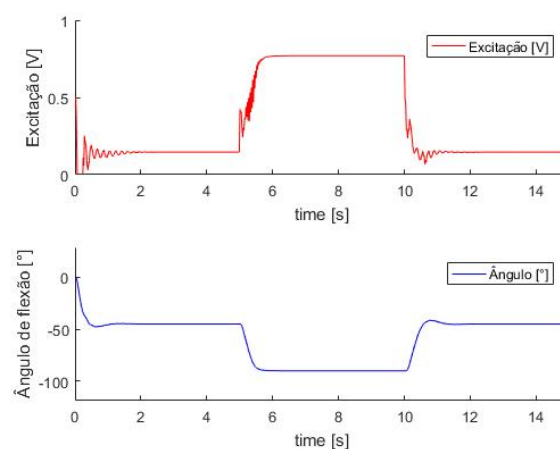


Figura 5. Excitação e controle de flexão de joelho.

demonstrados na Figura 6. Para visualizar o movimento em vídeo, acesse esse link: flexão de quadril.

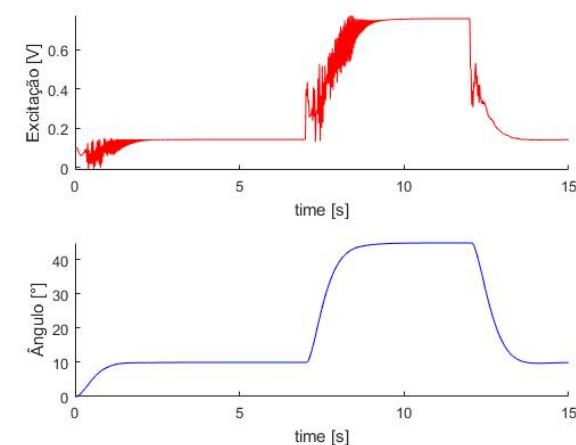


Figura 6. Excitação e controle de flexão de quadril.

Salienta-se que, para as primeiras simulações individuais de ambos os controladores, bloqueou-se a coordenada alternativa à controlada. Assim, para a simulação de flexão do quadril, travou-se a coordenada de flexão do joelho e vice-versa.

4.3 Controle simultâneo

Observadas as atuações individuais dos controladores, realizou-se a simulação simultânea: partiu-se da referência -90° para o joelho e, após 7 segundos, alterou-se a referência do quadril de 0° para 30° . Os sinais expressos nas figuras 7 e 8 foram observados.

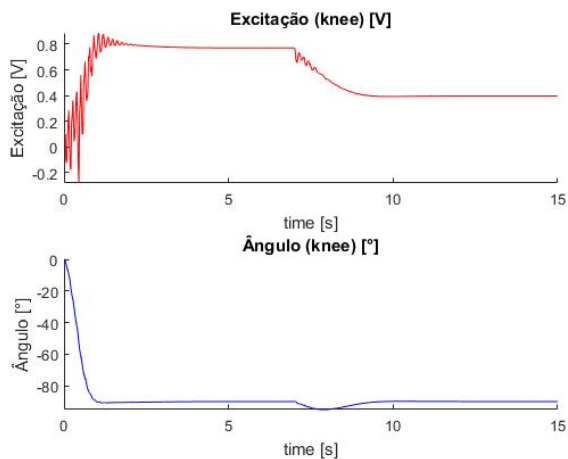


Figura 7. Excitação e controle de flexão de joelho com controladores simultâneos.

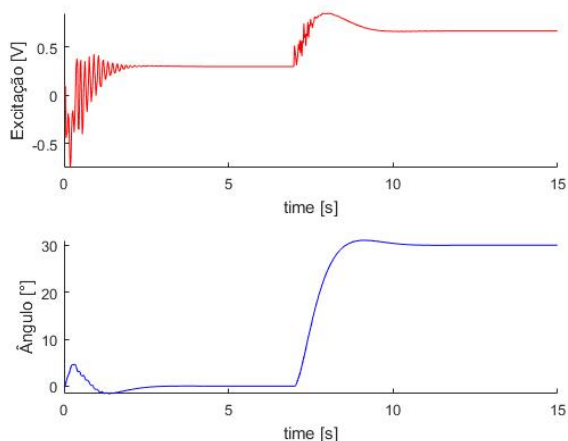


Figura 8. Excitação e controle de flexão de quadril com controladores simultâneos.

Em particular, atenta-se para o momento em que a referência do quadril é ajustada para 30° aos 7 segundos, onde a excitação necessária para manter o joelho a -90° é menor, pois tendo em vista que o quadril está flexionado em 30° , o torque do joelho diminui, gerando menos esforço do bíceps femoral.

4.4 Regiões de instabilidade

A partir da resposta ao degrau mostrada na Figura 3, nota-se que para ângulos acima de 38° de flexão de quadril, o modelo não deve cumprir com a linearização. Para denotar isso, realizou-se simulação com a referência do quadril acima desse valor a fim de se observar o comportamento do controlador. A hipótese pode ser confirmada a partir das Figuras 9 e 10.

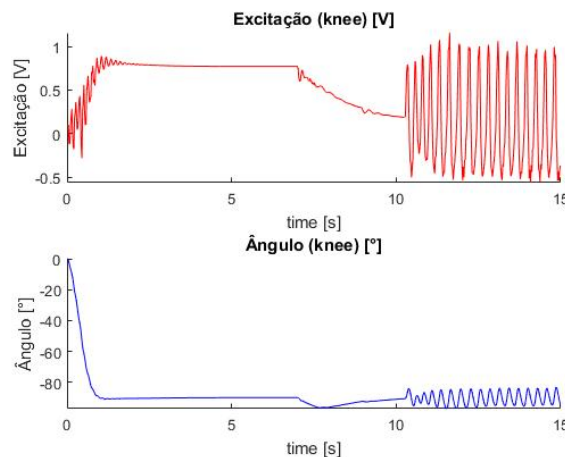


Figura 9. Excitação e controle de flexão de joelho em região de instabilidade.

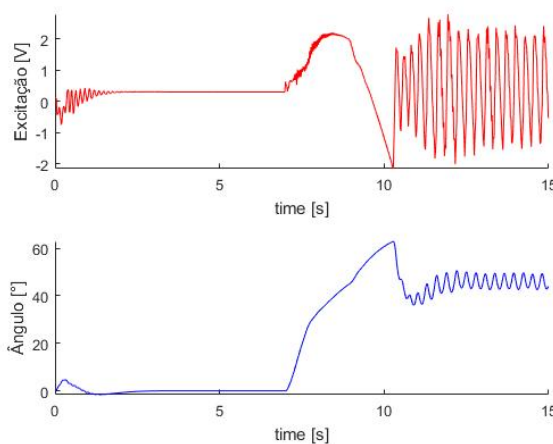


Figura 10. Excitação e controle de flexão de quadril em região de instabilidade.

5. CONCLUSÃO

O estudo do modelo *leg6dof9musc* proporcionou, mediante os resultados apresentados, a união interdisciplinar entre a Cinesiologia Estrutural, dada à natureza dos atuadores serem músculos do corpo humano, e o Controle Digital, expandido a aplicabilidade da teoria de controladores em *FES*, objetivo principal proposto pelo artigo.

Paralelo a isso, a aplicação do estudo ao uso do software *OpenSim*® contribuiu para o fortalecimento da comunidade científica e das possibilidades de seu uso, visto que o software possui utilização reconhecida e difundida.

Foi possível realizar-se o controle dos ângulos de flexão de joelho e de quadril com a utilização de controladores digitais. Os métodos de síntese abordados demonstraram eficácia na metodologia aplicada e os resultados foram expressivos.

Por fim, o estudo demonstra diversas possibilidades de expansão, dentre elas a aplicação de outros controladores a fim de comparação de resultados, principalmente com parâmetros lineares variantes, a fim de contornar as regiões de instabilidade encontradas.

6. AGRADECIMENTOS

Ao apoio do PPGEE/UFC, por meio do Grupo de Pesquisa em Automação, Controle e Robótica (GPAR), que permitiu a execução deste trabalho.

omedical Engineering, 43(2), 150–160. doi:10.1109/10.481984.

REFERÊNCIAS

- Alibejji, N., Kirsch, N., and Sharma, N. (2013). Control of functional electrical stimulation in the presence of electromechanical and communication delays. 299–302. doi:10.1109/NER.2013.6695931.
- Bo, A.P. and Moura, H.C. (2015). Elbow control using functional electrical stimulation: an experimental comparison of different control strategies. *IFAC-PapersOnLine*, 48(20), 343–347. 9th IFAC Symposium on Biological and Medical Systems BMS 2015.
- Crago, P.E., Peckham, P.H., and Thrope, G.B. (1980). Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-27(12), 679–684. doi:10.1109/TBME.1980.326592.
- de Sousa, A. (2019). Fes gait. URL <https://github.com/anacsousa1/opensim-fes-knee-control/blob/master/Tutorial.pdf>.
- Fodstad, H. and Hariz, M. (2007). Electricity in the treatment of nervous system disease. *Operative Neuromodulation*, 11–19.
- Kozan, R.F. (2012). *Controle da Posição da Perna de Pessoas Híbridas Utilizando um Controlador PID*. Mestrado em engenharia elétrica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira.
- Landau, I.D. and Zito, G. (2006). *Digital Control Systems*. Springer, [S. l.].
- Liao, Y.W., Scheerer, E.M., Perreault, E.J., Tresch, M.C., and Lynch, K.M. (2014). Multi-muscle fes control of the human arm for interaction tasks—stabilizing with muscle co-contraction and postural adjustment: A simulation study. In *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2134–2139. doi:10.1109/IROS.2014.6942849.
- Nise, N.S. (2013). *Engenharia de Sistemas de Controle*, volume 6. LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda, Rio de Janeiro, [S. l.].
- Prochazka A, Elek J, J.M. (1992). Attenuation of pathological tremors by functional electrical stimulation. i: Method. *Annals of biomedical engineering*, 20(2), 205–224.
- Vette, A.H., Masani, K., and Popovic, M.R. (2007). Implementation of a physiologically identified pd feedback controller for regulating the active ankle torque during quiet stance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(2), 235–243. doi:10.1109/TNSRE.2007.897016.
- Vette, A.H., Wu, N., Masani, K., and Popovic, M.R. (2015). Low-intensity functional electrical stimulation can increase multidirectional trunk stiffness in able-bodied individuals during sitting. *Medical Engineering Physics*, 37(8), 777–782.
- Zhou, B.H., Baratta, R., Solomonow, M., Olivier, L., Nguyen, G., and D’Ambrosia, R. (1996). Evaluation of isometric antagonist coactivation strategies of electrically stimulated muscles. *IEEE Transactions on Bi-*