

CONTROLE DO MOVIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES COM VERIFICAÇÃO DE ROBUSTEZ

R. F. Kozan*, M. A. A. Sanches**, M. N. Junqueira**, M. F. R. Urban**, A. A. Carvalho**, M. C. M. Teixeira**, E. Assunção**, E. R. M. D. Machado**, R. Cardim**, R. Gaino***, G. Z. Costal*.

* Universidade Federal de Itajubá, UNIFEI, Campus Itabira, Itabira, Brasil

** Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica, Universidade Estadual Paulista, UNESP, Campus de Ilha Solteira, Ilha Solteira, Brasil

*** Universidade Estadual de Londrina, UEL, Londrina, Brasil

e-mail: renankozan@hotmail.com

Resumo: A lesão medular é um grave acometimento que pode afetar o ser humano, geralmente se manifestando como paralisia dos membros. A FES (Estimulação Elétrica Funcional) tem sido utilizada para tentar restaurar ou manter a atividade muscular de pacientes paraplégicos. Mesmo com a FES sendo utilizada em malha fechada, deve-se levar em conta a fadiga muscular que pode alterar os parâmetros do modelo matemático no decorrer do tempo. Neste trabalho é proposta a implementação de um sistema de controle em malha fechada da posição da perna utilizando um controlador PID com verificação de robustez. Os resultados obtidos foram satisfatórios uma vez que o resultado experimental foi próximo às especificações projetadas e foi possível determinar matematicamente a robustez dos controladores implementados.

Palavras-chave: FES, PID, Robustez, Paraplégico

Abstract: *Spinal cord injury is a severe impairment that can affect humans, usually manifesting as paralysis of the limbs. The FES (Functional Electrical Stimulation) has been used to try to restore or maintain muscle activity in paraplegic patients. Even with the FES being used in closed loop, one should take into account the muscle fatigue that can change the parameters of the mathematical model over time. This paper proposes the implementation of a system of closed loop control of the position of the leg using a PID controller with robustness check. The results obtained were very satisfactory since the experimental results were close to the specifications designed and it was possible to determine mathematically the robustness of the implemented controllers.*

Keywords: *FES, PID, Robustness, Paraplegic.*

Introdução

A lesão medular é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano e com enorme repercussão física, psíquica e social [1]. Pode levar a alterações motoras, sensitivas, autonômicas e psicoafetivas que geralmente se manifestam como paralisia dos membros ou perda de diferentes sensibilidades.

A Estimulação Elétrica Funcional (FES) tem sido utilizada em várias décadas para tentar restaurar ou manter a atividade muscular de paraplégicos [2].

Atualmente, o uso da FES é comumente realizado em malha aberta, entretanto, para se obter o controle do movimento dos membros inferiores é necessário o uso em malha fechada, utilizando um controlador projetado a partir da identificação dos parâmetros de um modelo matemático adequado.

Contudo, o uso da FES, mesmo em malha fechada, é distinta da estimulação natural da fisiologia neuromuscular. Um fator que deve ser levado em consideração é a fadiga muscular [3], que torna o modelo muscular variante no tempo, uma vez que, quando um músculo contrai continuamente, sua força decai com o tempo [3]. Assim, o projeto do controlador requer técnicas elaboradas a fim de minimizar o efeito das incertezas do processo de identificação.

O projeto de controladores robustos é uma técnica consagrada, onde são consideradas as incertezas dos parâmetros dos modelos matemáticos e são capazes de controlar o sistema com incertezas dentro de uma região estabelecida.

Neste trabalho é proposta a implementação de um sistema de controle em malha fechada da posição da perna utilizando um controlador PID com verificação de robustez.

Materiais e métodos

Modelo Matemático do Músculo – O modelo foi escolhido a partir do estudo realizado por Law e Shields [4], os quais compararam três modelos matemáticos do músculo e concluíram que para baixas frequências, o modelo simplificado proposto por Bobet e Stein [5], que prediz a força total do músculo quando é submetido a estímulos elétricos, é adequado e se aproxima dos outros dois modelos estudados não-lineares. Neste modelo, uma equação diferencial de segunda ordem é usada para descrever a força muscular $f(t)$ decorrente do trem de pulsos de FES na entrada $r(t)$, onde:

$$\frac{d^2 f(t)}{dt^2} + 2\omega_n \xi \frac{df(t)}{dt} + \omega_n^2 f(t) = \beta \omega_n^2 r(t) \quad (1)$$

Sendo o coeficiente β o ganho estático do sistema, ξ o coeficiente de amortecimento e ω_n a frequência natural.

Efetuada-se a transformada de Laplace da equação (1), supondo condições iniciais nulas, obtém-se:

$$G(s) = \frac{\beta\omega_n^2}{s^2 + 2\omega_n\xi s + \omega_n^2} \quad (2)$$

Considerando-se $G = \beta\omega_n^2$, $a = 2\omega_n\xi$, $b = \omega_n^2$, a fim de facilitar o processo de identificação, obtém-se:

$$G(s) = \frac{G}{s^2 + as + b} \quad (3)$$

Assim, no processo de identificação deve-se identificar os parâmetros G, a e b.

Controle Robusto - A teoria de controle robusto visa garantia de estabilidade e o atendimento ótimo de critérios de desempenho. Ainda, as ações de controle devem realizar estas tarefas mesmo com incertezas no modelo da planta, na dinâmica e na operação dos sensores e atuadores.

Ao realizar a modelagem matemática de um determinado sistema, procura-se obter um modelo que represente o mais fielmente possível seu comportamento dinâmico, porém, devido a não linearidades ou incertezas de parâmetros, isto nem sempre é possível. Assim, obtêm-se uma aproximação do modelo real do sistema, permitindo com que o sistema seja abordado como um sistema incerto, no qual seus parâmetros podem assumir infinitos valores dentro de um conjunto com limites conhecidos [6].

Um dos fatores que contribuíram para a evolução da teoria de controle robusto foi o a utilização de desigualdades matriciais lineares (LMIs) e um importante trabalho desenvolvido no estudo da estabilidade realizado por Lyapunov [7], que analisa o comportamento de um sistema mecânico e se baseia em funções que medem a energia do sistema, na qual, a estabilidade está associada ao fato do sistema dissipar energia ou não.

Em sistema lineares invariantes no tempo (SLIT) a estabilidade assintótica pode ser investigada através de uma simples equação. Considere o sistema contínuo:

$$\dot{x}(t) = Ax(t) \quad (4)$$

O único estado de equilíbrio [6], para o sistema da equação (4) encontra-se na origem.

Considere $L > 0$ uma matriz hermitiana e $V(x)$ a função de Lyapunov quadrática dada por:

$$V(x) = x^T Lx \quad (5)$$

Derivando $V(x)$ da equação (5) em relação ao tempo ao longo de qualquer trajetória de $x(t)$, encontra-se:

$$\dot{V}(x) = x^T (A^T L + LA)x \quad (6)$$

Como $V(x) \geq 0$, para se garantir a estabilidade assintótica no sistema dado pela equação (4) basta que $\dot{V}(x) < 0$, donde pelas equações (6) e (5):

$$A^T L + LA < 0, L > 0 \quad (7)$$

A expressão da inequação (7) é denominada desigualdade de Lyapunov em L. Ao encontrar uma matriz $L > 0$ hermitiana que satisfaça a inequação, pode-se afirmar que o sistema dado pela equação (4) é assintoticamente estável. A condição necessária e

suficiente para se garantir a estabilidade assintótica pode ser dada por (7), sendo essa uma formulação LMI.

O mesmo conceito é válido para sistemas sujeitos a incertezas. A estabilidade consiste na existência de uma função de Lyapunov única, independente dos parâmetros incertos, que decresce ao longo de todas as trajetórias não nulas do sistema. Assim, será assegurado a estabilidade do sistema em malha fechada para todo o domínio de incertezas admissíveis.

Para o desenvolvimento deste trabalho, foi escolhido o modo de abordagem politópica para descrição das incertezas. Essa abordagem considera que a matriz A da equação (4), a qual possui incertezas, pode ser reescrita por $A(\delta)$ e descreve os possíveis valores que pode assumir através de uma combinação convexa dos valores extremos assumidos pela incerteza. Assim, tem-se que:

$$\delta \in \beta_\delta = \{\delta_i : |\delta_i| \leq \alpha_i, i = 1, \dots, q\} \quad (8)$$

Onde β_δ representa um politopo com 2^q vértices, onde q é o número de incertezas no problema e α_i os limites que δ pode assumir.

Esse modo foi escolhido uma vez que no sistema estudado neste trabalho, foi verificado que as incertezas da equação (3), G, a e b, variam dentro de um limite. Assim, o sistema em malha fechada, com o controlador PID, possui três incertezas, formando um politopo com oito vértices, ou seja, oito matrizes A, apresentando oito LMIs para a equação (7), desta forma, se for possível encontrar uma única matriz L para todas as LMIs, pode-se afirmar que o sistema é estável e que o controlador PID projetado apresenta robustez.

Projeto do Controlador PID Robusto - O controlador PID utilizado neste trabalho e implementado no Matlab/Simulink, apresenta a seguinte função de transferência:

$$C(s) = P + \frac{I}{s} + \frac{DNs}{s+N} \quad (9)$$

Sendo que os parâmetros P, I, D e N são obtidos pelo projeto do controlador PID.

A matriz A da função de Lyapunov é obtida pela transformação da função de transferência do sistema em malha fechada em uma equação em espaço de estados na forma canônica controlável.

No processo de identificação, são obtidos os valores máximos e mínimos de cada incerteza obtendo-se um politopo com oito vértices, formando então oito matrizes A_i . Com isso, temos as seguintes LMIs:

$$\begin{aligned} A_1^T L + LA_1 &< 0 \\ A_2^T L + LA_2 &< 0 \\ A_3^T L + LA_3 &< 0 \\ A_4^T L + LA_4 &< 0 \\ A_5^T L + LA_5 &< 0 \\ A_6^T L + LA_6 &< 0 \\ A_7^T L + LA_7 &< 0 \\ A_8^T L + LA_8 &< 0 \\ L &> 0 \\ L &= L^T \end{aligned} \quad (10)$$

Caso a LMI da equação (10) for factível e exista uma única matriz L que a satisfaça, pode-se afirmar que o sistema é quadraticamente estável, e o controlador PID projetado apresenta robustez.

Os experimentos conduzidos neste trabalho possuem autorização do Comitê de Ética em Pesquisa sob o número CAAE: 00977212.1.1001.5402.

Resultados

Determinação da Estabilidade Robusta do Sistema em Malha Fechada - Foram realizados dois testes de identificação e dois de controle com voluntário, conforme protocolo descrito e apresentado por Kozan [8].

Nos testes apresentados neste trabalho, a posição de repouso, quando o voluntário não era submetido à estímulos, foi definida como posição inicial, com variação angular nula, e todo movimento era verificado em relação à essa posição.

No teste de identificação, o voluntário foi submetido à uma variação instantânea de amplitude de corrente de estimulação, ou seja, o estímulo variava de uma corrente de estimulação nula à uma corrente de estimulação pré-determinada, em testes anteriores, a qual o voluntário executava um movimento com variação de posição maior do que 60° em relação ao repouso, porém menor do que a variação angular máxima que o voluntário poderia executar. Essa mesma corrente utilizada na identificação, também é utilizada durante os testes de implementação do controlador. Foram armazenados os dados de estimulação de entrada e variação angular, para a posterior identificação dos parâmetros do modelo matemático.

Para cada teste foi identificado os parâmetros do modelo matemático, obtendo-se dez valores de G , a e b para cada dia de teste. A partir dos valores médios dos parâmetros identificados foi projetado um controlador PID, com requisitos de tempo de subida de 2 segundos, tempo de estabelecimento de 3,2 segundos *overshoot* menor do que 2% e erro de regime permanente nulo.

Com todos os parâmetros obtidos, foi possível, por meio do Matlab, elaborar uma função, com as ferramentas Yalmip e Sedumi, para resolver as LMIs da equação (10) e determinar se o sistema com o controlador PID em malha fechada apresenta robustez.

Para o primeiro dia de testes, obteve-se uma única matriz $L > 0$ como solução da LMI:

$$L = \begin{bmatrix} 0.0013 & 0.0036 & 0.0042 & 0.0016 \\ 0.0036 & 0.7067 & 0.7509 & 0.4330 \\ 0.0042 & 0.7509 & 2.2600 & 1.1063 \\ 0.0016 & 0.4330 & 1.1063 & 1.4246 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Esse resultado indica que o sistema é estável e o controlador PID apresenta robustez dentro do polítopo estudado.

O mesmo procedimento foi realizado para o segundo dia de testes, realizado um mês após o primeiro dia.

Por motivo de comparação, utilizou-se o mesmo controlador projetado no primeiro dia de testes. O objetivo foi verificar se um controlador projetado para

um mesmo voluntário, porém em dias distintos, obtendo-se uma única matriz $L > 0$ como solução da LMI:

$$L = \begin{bmatrix} 0.0000 & 0.0003 & 0.0003 & 0.0002 \\ 0.0003 & 0.0359 & 0.0947 & 0.0513 \\ 0.0003 & 0.0947 & 1.4210 & 0.6251 \\ 0.0002 & 0.0513 & 0.6251 & 1.4522 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Da mesma forma, como no primeiro dia de testes, esse resultado indica que o sistema é estável e o controlador PID apresenta robustez dentro do polítopo estudado, mesmo com um grande intervalo de tempo entre os testes e utilizando o mesmo controlador PID.

Ao realizar a simulação do controlador PID projetado para os dados do primeiro dia de teste, com os valores médios dos parâmetros identificados no segundo dia de testes, obteve-se requisitos de tempo de subida de 4 segundos, tempo de estabelecimento de 7 segundos, sem overshoot e erro de regime permanente nulo.

Implementação do PID – Foi utilizada a mesma metodologia apresentada em Kozan [8].

A partir das plantas obtidas no processo de identificação, simulou-se para cada uma delas, no Matlab/Simulink, o sistema em malha fechada com um controlador PID discreto, o qual foi implementado em um DSP TMDSDOCK28335 da *Texas Instruments*, que se comunicava com uma interface computacional construída no LabVIEW, da *National Instruments*, por meio de uma placa de aquisição de sinais PCIe-6363 do mesmo fabricante.

Na interface computacional está disponível o campo para inserção da posição de referência, a qual o membro inferior do voluntário deve atingir, além de ser possível visualizar, por meio de gráficos, a variação da posição, velocidade e aceleração angulares, assim como a forma de onda de estimulação aplicada ao voluntário.

Portanto, com o voluntário na posição de repouso, é iniciado o sistema de controle e inserida a posição de referência que o membro inferior do voluntário submetido à FES deve atingir. Os dados da estimulação de entrada e variação angular são armazenados.

Foram realizados dois testes de controle com corrente de 65mA, frequência de 50Hz e largura de pulso de 250 μ s, a mesma utilizado no processo de identificação.

No primeiro teste, com os resultados estão apresentados na Figura 1, o executor coloca o ângulo de referência igual a 50° , partindo da posição inicial e plota o resultado da simulação para o primeiro e segundo dia de testes e o resultado experimental da implementação do controle. O resultado experimental evidencia a estabilidade do sistema, o erro de regime foi menor do que 1%, o tempo de estabelecimento foi de 2,5s e overshoot de aproximadamente 1%. Da mesma forma, no segundo teste, que os resultados estão apresentados na Figura 2, o executor coloca o ângulo de referência igual a 45° partindo da posição inicial e plota os resultados simulados e experimental. Observando o resultado experimental nota-se que houve a estabilidade do sistema, o erro de regime foi de aproximadamente 1%, o tempo estabelecimento foi de 2s e overshoot nulo.

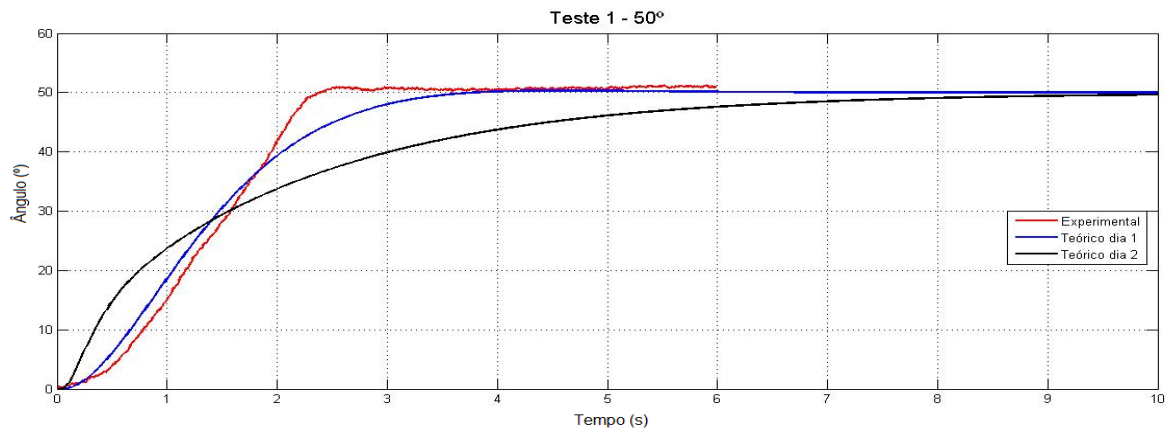


Figura 1 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 50°

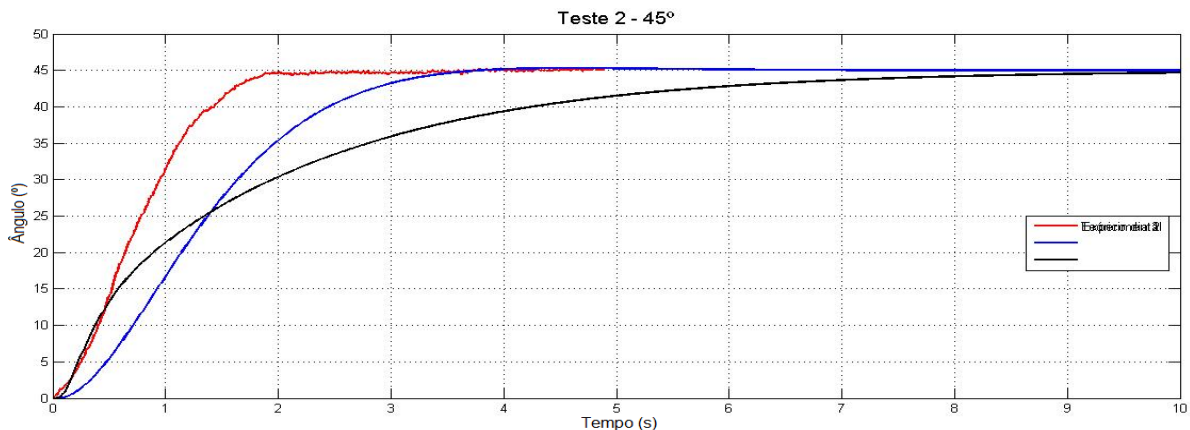


Figura 2 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 45°

Discussão e Conclusão

Foi desenvolvida uma metodologia para verificar se o controlador projetado e implementado em malha fechada com o sistema é robusto. Constatou-se que a metodologia utilizada foi adequada, determinando matematicamente a robustez dos controladores projetados. Verifica-se que em todos os casos a posição atingiu o valor de referência.

Os tempos de estabelecimento foram próximos ao projetado para o primeiro dia, e distante do projetado no segundo dia, o que já era de se esperar devido à grande diferença entre os parâmetros físicos dos dois dias. Entretanto, mesmo com essa diferença, o controlador apresenta robustez e o sistema foi estável.

As próximas etapas consistem em monitorar os estados do sistema e a partir disso executar o projeto de controladores robustos H_2 e H_∞ .

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES e CNPq pelo apoio financeiro.

Referências

[1] ISAUDE. Estimulação elétrica devolve movimentos a pacientes com lesão medular. Abril 2011. Internet.

Disponível em: <<http://www.isaude.net/pt-BR/noticia/16150/ciencia-etecnologia/estimulacao-eletrica-devolve-movimentos-a-pacientes-com-lesao-medular>>.

- [2] Wu HC, Young ST, Kuo TS. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications. *IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement*, v. 51, n. 1, p. 2-9, 2002.
- [3] Costa J, Lima CAM. Estimulação elétrica funcional aplicada a pacientes hemiplégicos: um panorama. In: *CBIS'2002 - VIII Congresso Brasileiro de Informática em Saúde*. [S.l.: s.n.], 2002.
- [4] Law LAF, Shields RK. Predicting human chronically paralyzed muscle force: a comparison of three mathematical models. *Journal of Applied Physiology*, Bethesda, v. 100, n. 3, p. 1027-1036, Novembro 2006.
- [5] Bobet J, Stein RB. A simple model reproduces behaviour of isometric muscle. *Proceedings of the 9th Biennial Conference of the Canadian Society of Biomechanics*, 1996.
- [6] Nogueira A. Controle Robusto H_∞ De Sistemas Discretos Sujeitos à Restrições no Controle e na Saída [dissertação]. PUC-PR, 2009.
- [7] Lyapunov AM. *Probleme General de la Stabilité du Movement*. [S.l.: s.n.], 1893.
- [8] Kozan RF. Controle da Perna de Pessoas Híidas Utilizando um Controlador PID [dissertação]. Ilha Solteira: Universidade Estadual Paulista, 2012.