



DINCON 2017

CONFERÊNCIA BRASILEIRA DE DINÂMICA, CONTROLE E APLICAÇÕES
30 de outubro a 01 de novembro de 2017 – São José do Rio Preto/SP

Síntese de Controlador por Estrutura Variável e Modos Deslizantes para o Controle de Posição Angular do Joelho do Paciente Paraplégico

Murillo Vilela Magan¹, Mairon Figueiredo Marques², Willian Ricardo Bispo Murbak Nunes³, Márcio Roberto Covacic⁴, Ruberlei Gaino⁵

Departamento de Engenharia Elétrica, UEL, Londrina, PR

Resumo. Este trabalho propõe o controle da posição da articulação do joelho do paciente paraplégico considerando o aumento do grau de liberdade das LMI's para a garantia da estabilidade do sistema. Com isso, tem-se a otimização do projeto de um controlador por estrutura variável e modos deslizantes, com o objetivo de aumentar a região de factibilidade do controlador. Foi utilizada a realimentação de estados com ação integral através de LMI's com D-estabilidade para a determinação da superfície de chaveamento, considerando parâmetros incertos. A planta MIMO do paciente paraplégico foi utilizada para a obtenção dos resultados simulados do sistema, considerando o controle de duas pernas. O processo visa o controle de posição angular pelo uso de uma eletroestimulação (FES). A estratégia de controle foi simulada em ambiente *Matlab/Simulink* e foi apresentada uma análise das respostas com a inserção de ruído na entrada da planta.

Palavras-chave. Controle por Estrutura Variável, LMI, Paciente Paraplégico, Controle Robusto.

1 Introdução

A engenharia de reabilitação atua no apoio aos deficientes físicos, na forma de desenvolvimento de métodos, técnicas e instrumentos, que visam melhorar a qualidade de vida de pacientes portadores de deficiência. Algumas técnicas vêm sendo utilizadas para restaurar ou manter a atividade muscular em pacientes paraplégicos que sofrem de lesões na medula espinhal e deficiências neurológicas, visando à reabilitação de pacientes. Dentre essas tecnologias, tem-se a estimulação elétrica funcional (FES – *Functional Electrical Stimulation*) que emprega corrente elétrica para ativar os músculos cujo controle pelo Sistema Nervoso Central foi prejudicado ou perdido, mas que ainda possuem nervos periféricos intactos. Em [1] e [2], são relatados alguns casos de pacientes que recuperaram a sensibilidade e o movimento dos membros paralisados após sessões de FES. Em [3], tem-se a utilização de FES em malha fechada, com eficácia comprovada, onde se pode controlar a estimulação elétrica de maneira mais eficiente, propiciando um melhor controle dos movimentos e evitando uma rápida fadiga dos músculos envolvidos no processo. Em [1], [2], [4] e [5], mostram-se trabalhos desenvolvidos para o controle em malha fechada para o rastreamento de trajetória desejada do complexo canela-pé da planta SISO (*Single-Input/Single-*

¹ murillo_magan@hotmail.com

² mairon_marques@hotmail.com

³ willian.bispo@hotmail.com

⁴ marciocovacic@uel.br

⁵ rgaino@uel.br

Output) do paciente paraplégico, visando o controle de movimentos de membros inferiores com o uso de FES. Em [1], [2] e [4], foram projetados controladores pela lógica fuzzy, do tipo Takagi-Sugeno, como também controladores PI e PID, além da identificação dos parâmetros da planta do paciente, como mostrado em [1].

Visando o estudo da estabilidade do sistema a partir de uma lei de controle com chaveamento, utilizado em [6] e [7], projeta-se o Controle por Estrutura Variável e Modos Deslizantes (CEV-MD). Essa lei de controle faz com que a trajetória do sistema convirja rapidamente para uma determinada superfície do espaço de estados e se mantenha nesta superfície por todo o tempo subsequente, ficando insensível à variação de certos parâmetros e distúrbios, quando a trajetória estiver sobre essa chamada superfície de chaveamento. É possível então projetar a superfície de chaveamento para o CEV-MD de ordem completa, de maneira que os autovalores desejados do sistema sejam alocados robustamente em uma região no semiplano esquerdo do plano complexo relacionada com a resposta transitória desejada, utilizada em [6] e [8]. Nesses trabalhos, os controladores foram projetados via Inequações Lineares Matriciais (LMI – *Linear Matrix Inequalities*), onde foram inseridas restrições matemáticas para o desempenho do sistema, como estabilidade, incertezas politópicas, regiões D-estável, rejeição a distúrbios, restrição na entrada, entre outras, interseccionando essas restrições para projetar um controlador factível para a aplicação. Com o lema Real Positivo (RP), descrito em [9], é possível analisar a passividade de uma planta e projetar um controlador que mantenha o sistema passivo, que não gera energia. Com esse conjunto, tem-se um projeto de controle que garanta o movimento desejado dos membros inferiores do paciente mesmo na presença de distúrbios e incertezas na planta.

Neste trabalho é apresentada uma adaptação de [9], com o aumento do grau de liberdade, para o projeto de um controlador por estrutura variável e modos deslizantes, utilizando a realimentação de estados com ação integral para a eliminação do erro em regime. A segunda seção descreve a planta MIMO (*Multiple-Input/Multiple-Output*) utilizada, expandida de [2]. Na terceira seção é apresentada a lei de controle da estrutura variável e modos deslizantes de ordem completa e sua estrutura de chaveamento. A quarta seção apresenta o projeto da superfície de chaveamento a partir de LMI's. Na quinta seção tem-se o projeto do controlador. Finalmente, os resultados simulados e as conclusões gerais estão apresentados nas seções seguintes.

2 Modelo do Paciente Paraplégico

O modelo matemático do membro inferior usado neste trabalho foi derivado de [3], que relaciona a largura do pulso de tensão que controla a corrente elétrica aplicada no músculo quadríceps com o torque gerado em torno da articulação do joelho, como mostrado na Figura 1.

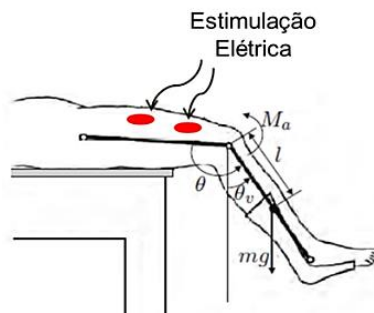


Figura 1: Eletroestimulação aplicada ao músculo quadríceps, adaptado de [2].

Em [2], foi elaborada a dinâmica do paciente paraplégico em espaço de estados, com a finalidade de utilizar técnicas de controle para posicionar o ângulo do joelho do paciente em um

determinado valor desejado, considerando o caso SISO. Nesta proposta, é considerado o caso MIMO dos dois segmentos rígidos do membro inferior, sendo o complexo canela-pé e a coxa. Não foram considerados os movimentos da junção do tornozelo, reduzindo o número de graus de liberdade e evitando a modificação das características passivas do joelho devido aos movimentos do tornozelo, conforme [3]. Dessa forma, é necessária a aplicação de duas larguras de pulsos independentes (P_{n1} e P_{n2}) para gerar um torque em torno das articulações das pernas (M_{a1} e M_{a2}) e obter os deslocamentos angulares (θ_1 e θ_2) desejados para o sistema, simulando uma marcha, embora o paciente esteja sentado. A partir de [2], tem-se a representação expandida para um sistema MIMO, mostrada em (1) e (2):

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\omega}_1 \\ \dot{M}_{a1} \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\omega}_2 \\ \dot{M}_{a2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \tilde{f}_1 & -B_1/J_1 & 1/J_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1/\tau_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \tilde{f}_2 & -B_2/J_2 & 1/J_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1/\tau_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \omega_1 \\ M_{a1} \\ \theta_2 \\ \omega_2 \\ M_{a2} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ G_1/\tau_1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & G_2/\tau_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_{n1} \\ P_{n2} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot [\theta_1 \quad \omega_1 \quad M_{a1} \quad \theta_2 \quad \omega_2 \quad M_{a2}]^T. \quad (2)$$

Os parâmetros utilizados para cada perna foram obtidos experimentalmente em [1], com comitê de ética 36111214.9.0000.5231 na plataforma Brasil, com a metodologia de [3], sendo eles mostrados na Tabela 1. Os termos $\tilde{f}_1$ e $\tilde{f}_2$ são considerados não-linearidades do modelo, mostrados em [2], onde: o índice k refere-se à perna analisada ($k = 1$ para a perna 1 e $k = 2$ para a perna 2); m é a massa do complexo canela-pé; g é a aceleração da gravidade; E é o coeficiente do termo exponencial; e L é a distância entre o joelho e o centro de massa do complexo canela-pé.

Tabela 1: Parâmetros Identificados da Planta do Paciente, adaptados para simulação, de [1].

Símbolo	Descrição	Valor	Unid.
B_1 e B_2	Coef. Atrito Viscoso 1 e 2	0,2756 e 1,0316	N.m.s/rad
J_1 e J_2	Momento Inércia 1 e 2	0,2881 e 0,2881	Kg.m ²
τ_1 e τ_2	Constante de Tempo 1 e 2	0,1179 e 0,3305	s
G_1 e G_2	Ganho 1 e 2	22856 e 17776	N.m/s

O parâmetro $\tilde{f}_k$ é dado por:

$$\tilde{f}_k = \frac{1}{J \cdot \theta_k} \cdot \left[-m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta_k + \theta_{v0,k}) - \lambda \cdot e^{-E(\theta_k + \theta_{v0,k} + \frac{\pi}{2})} \cdot (\theta_k + \theta_{v0,k} + \frac{\pi}{2} - \omega) + M_{a0,k} \right], \quad (3)$$

$$M_{a0,k} = m \cdot g \cdot l \cdot \text{sen}(\theta_{v0,k}) + \lambda \cdot e^{-E(\theta_{v0,k} + \frac{\pi}{2})} \cdot (\theta_{v0,k} + \frac{\pi}{2} - \omega). \quad (4)$$

A equação (3) é então linearizada por expansão em série de Taylor, em torno do ponto de operação, cuja dedução é mostrada em [2].

3 Controle por Estrutura Variável e Modos Deslizantes

Conforme é definido em [7] e [10], tem-se o sistema MIMO, controlável, descrito pelas equações:

$$\dot{x} = A \cdot x + B \cdot [u + f(x, t)], \quad (5)$$

$$y = C \cdot x + D \cdot u, \quad (6)$$

de maneira que $x(t) \in \mathbb{R}^n$, $u(t) \in \mathbb{R}^p$, $y(t) \in \mathbb{R}^m$, $A \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $B \in \mathbb{R}^{n \times p}$, $C \in \mathbb{R}^{m \times n}$ e $D \in \mathbb{R}^{p \times m}$. O vetor $f(x, t)$ é uma perturbação não-linear com um limitante superior $f_0(x, t)$ conhecido, de modo que $\|f(x, t)\| < f_0(x, t)$. Por [6], tem-se que o CEV é o controle de sistemas dinâmicos

com realimentação de estados descontínua, cuja teoria se baseia na mudança da estrutura do controlador, em resposta às mudanças dos estados do sistema, para que se obtenha a resposta desejada. Utilizando a lei de controle por realimentação de estados com ação integral, detalhada em [11], é possível realizar a alocação de polos do sistema, para uma dada resposta transitória desejada e também eliminar o erro em regime permanente, através da lei de controle (7).

$$u_e(t) = -K \cdot x(t) - K_e \cdot \int e \cdot dt, \quad (7)$$

onde e é a diferença entre os sinais desejados e sinais reais das saídas. Para tornar o sistema insensível à variação de certos parâmetros e distúrbios, é adicionada à lei de controle (7) uma realimentação não-linear com chaveamento de alta velocidade, dada em (8). Como tratado em [6], [7] e [10], tem-se a função descontínua do chaveamento:

$$u_v(t) = -M(x, t) \cdot \text{sign}(s), \quad (8)$$

na qual, em um modo deslizante,

$$s(t) = F \cdot x(t), \quad (9)$$

sendo $F \in \mathbb{R}^{m \times n}$. A função descontínua dada em (8) pode ser aproximada para uma função contínua dada pela função sigmoide, apresentada em [12],

$$\text{sign}(s(t)) \approx \frac{s(t)}{|s(t)| + \epsilon}, \quad (10)$$

na qual $\epsilon > 0$ é um escalar positivo e suficientemente pequeno, fazendo com que seja minimizado o efeito da trepidação (*chattering*) presente no chaveamento, que leva à degradação do sinal de controle, a partir da introdução de uma camada limite em torno da superfície de chaveamento. O objetivo da lei de controle (8), com a implementação de (9) e (10), é fazer com que os estados do sistema, de uma condição inicial arbitrária, sejam movidos para a intersecção das superfícies de chaveamento, em que uma vez nessa região, a ação de controle é necessária apenas para manter os estados sobre a intersecção dessas superfícies. Como descrito em [6] e [7], quando os estados do sistema cruza repetidamente a superfície de chaveamento, tem-se a existência dos modos deslizantes. A condição para a existência de modos deslizantes é:

$$M(x, t) > |u_e| + f_0(x, t). \quad (11)$$

4 Projeto da Superfície de Chaveamento

Para sistemas representados de (1) a (4) por (5) e (6), foi projetada a superfície de chaveamento do controlador CEV-MD utilizando conceitos de sistemas RP e D-Estabilidade, disponíveis em [6-9]. As próximas subseções foram inseridas para o projeto da superfície de chaveamento e das matrizes F e K das leis de controle (7) e (8).

4.1 Sistema Real Positivo

Pelo lema RP, descrito em [9], a LMI mostrada abaixo só é factível se o sistema linear em malha aberta dado em (5) e (6) for passivo, e não tenha uma fonte interna de energia, sendo $P = P^T \in \mathbb{R}^{n \times n}$.

$$P > 0, \quad \begin{bmatrix} A^T P + P A & P B - C^T \\ B^T P - C & -D^T - D \end{bmatrix} \leq 0 \quad (12)$$

Em (12), foi considerada a matriz de transmissão direta D , que para este trabalho não é implementada nas equações da planta, conforme (5) e (6), sendo usada para aumentar o grau de liberdade do sistema, visando aumentar a região de factibilidade. Com o intuito de projetar as matrizes F e K , para tornar o sistema RP e otimizar o resultado do controlador com a realimentação de estados e a estrutura variável, são executados os seguintes passos: substitui-se, em (12), A por $A - BK$; multiplica-se (12), à esquerda e à direita por $[P^{-1} \ 0; \ 0 \ I]$ e considera-se

$P^{-1} = X$; e por fim, define-se $KX = L$ e $FX = G$, resultando em,

$$X > 0, \begin{bmatrix} AX + XA^T - BL - L^T B^T & B - G^T \\ B^T - G & -D - D^T \end{bmatrix} \leq 0, \quad (13)$$

em que, se as LMI's forem factíveis, as matrizes K e F que tornam o sistema RP são $K = LX^{-1}$ e $F = GX^{-1}$.

4.2 Região D-Estável

Para a formulação do problema de alocação robusta de autovalores em termos de LMIs, generaliza-se o Teorema de Lyapunov, disponível em [7-9], considerando a região D-Estável formada pela intersecção de restrições para uma taxa de decaimento γ , e um setor cônico com vértice na origem e ângulo interno de 2θ , representadas na Figura 2.

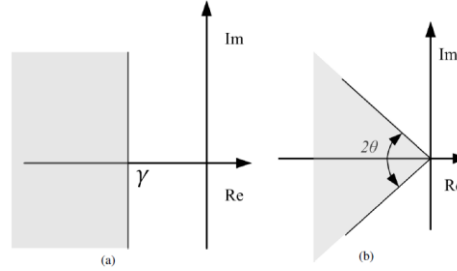


Figura 2: Restrições para: a) semiplano esquerdo de γ e b) de inclinação 2θ , adaptadas de [8].

Dessa forma, as restrições acima podem ser descritas para o sistema em malha fechada, resultando em:

$$X > 0, \begin{bmatrix} \sin\theta(AX + XA^T - BL - L^T B^T) & \cos\theta(AX - XA^T - BL - L^T B^T) \\ \cos\theta(-AX + XA^T + BL - L^T B^T) & \sin\theta(AX + XA^T - BL - L^T B^T) \end{bmatrix} < \begin{bmatrix} -2\gamma X \sin\theta & 0 \\ 0 & -2\gamma X \sin\theta \end{bmatrix}. \quad (14)$$

4.3 Incertezas Politépicas

Com o objetivo de considerar a presença de incertezas politópicas em (5), representa-se essa equação como uma combinação convexa dos vértices de politopos, sendo:

$$\dot{x} = A(\alpha).x + B.u(t), \quad (15)$$

onde $\alpha = [\alpha_1 \ \alpha_2 \ \dots \ \alpha_{r-1} \ \alpha_r]^T$, $\alpha_i \geq 0$ e $i = 1, 2, \dots, r-1, r$, variáveis desconhecidas, respeitando $\alpha_1 + \alpha_2 + \dots + \alpha_{r-1} + \alpha_r = 1$. Com isso, representa-se $A(\alpha) = \sum_{i=1}^r \alpha_i A_i$, sendo A_i , $i = 1, \dots, r$ conhecidas e constantes, conforme tratado em [6], [7] e [8]. Assim, caracteriza-se um controle robusto para sistemas incertos, com as restrições de (13) e (14),

$$X > 0, \begin{bmatrix} \sin\theta(A_i X + XA_i^T - BL - L^T B^T) & \cos\theta(A_i X - XA_i^T - BL - L^T B^T) \\ \cos\theta(-A_i X + XA_i^T + BL - L^T B^T) & \sin\theta(A_i X + XA_i^T - BL - L^T B^T) \end{bmatrix} < -2\gamma X, \quad (16)$$

$$\begin{bmatrix} A_i X + XA_i^T - BL - L^T B^T & B - G^T \\ B^T - G & -D - D^T \end{bmatrix} \leq 0. \quad (17)$$

5 Projeto do Controlador

Para a planta especificada em (1) e (2), foram utilizados os valores de $\tilde{f}_1$ e $\tilde{f}_2$, sendo eles -29,428 e -29,68, respectivamente, linearizados para operação em 30° , a partir de (3) e (4). Analisando a incerteza politópica, foi considerado para uma aplicação que o ângulo de articulação do joelho varia de -60° a 60° , para as duas pernas, resultando em: $-18,65 < \tilde{f}_1 < -31,75$ e $-19,08 < \tilde{f}_2 < -31,84$, cujos limitantes foram obtidos a partir da linearização de (3) e (4). Tem-se então um politopo de quatro vértices a serem considerados, onde A_i são as matrizes desenvolvidas pela combinação entre os limites de $\tilde{f}_1$ e $\tilde{f}_2$, sendo $\tilde{f}_{1var-i}$ e $\tilde{f}_{2var-i}$ os limites mínimo e máximo de $\tilde{f}_1$ e $\tilde{f}_2$, onde i é o número de vértices do politopo. Com isso,

$$A_i = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \tilde{f}_{1var_i} & -0,956 & 3,471 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -8,477 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \tilde{f}_{2var_i} & -3,58 & 3,471 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -3,025 \end{bmatrix}. \quad (18)$$

Para que o sistema atenda às especificações de taxa de decaimento (γ) maior que 1 (tempo de estabilização menor que 4 s) e um ângulo de setor cônico (θ) de até $53,76^\circ$ (*overshooting* menor que 10%), além de eliminar o erro em regime permanente do sistema, foi implementada a junção das leis de controle (7) e (8), sendo considerada também a representação do modelo politópico dado por (18) substituída em (1) e (2). Foram determinadas as matrizes aumentadas de (1) e (2), como descrito em [11], para a obtenção de K , K_e e F , com o objetivo de projetar o controlador integral que elimine o erro em regime e também a superfície de chaveamento. Com o uso do toolbox LMILAB, do *Matlab*, foi possível encontrar uma solução factível das LMI's (16) e (17) para os requisitos do sistema, resultando em:

$$K = 10^{-2} \cdot \begin{bmatrix} 2,167 & 0,71 & 0,19 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 4,357 & 1,227 & 0,461 \end{bmatrix}, \quad K_e = \begin{bmatrix} 0,0476 & 0 \\ 0 & 0,1016 \end{bmatrix}, \quad (19)$$

$$F = 10^8 \cdot \begin{bmatrix} 4,7 & 1,52 & 0,41 & 0 & 0 & 0 & -10,28 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0,84 & 0,235 & 0,09 & 0 & -1,96 \end{bmatrix}. \quad (20)$$

O CEV-MD foi implementado inserindo-se um ruído senoidal $f(x, t) = 2,5 \cdot 10^{-5}(\text{sen}3,14t)$ na entrada da planta, para demonstração da insensibilidade ao distúrbio com a lei de controle (8). O valor de $M(x, t)$ foi limitado a amplitude de $5 \cdot 10^{-4}$.

6 Resultados

Utilizando r_1 e r_2 como referência de posição angular das duas pernas do paciente, sendo 0,523 rad para critério de simulação, foi possível controlar o sistema de acordo com as especificações, levando em conta que a posição simulada das pernas são y_1 e y_2 , para a perna 1 e 2, respectivamente. A Figura 3 mostra as respostas de posição angular das duas pernas para a planta nominal (1) e (2) considerando os valores extremos de $\tilde{f}_1$ e $\tilde{f}_2$ em (18), com as restrições estabelecidas para seu desempenho, e também a atuação da lei de controle (8), visando à estabilidade mesmo com o ruído inserido.

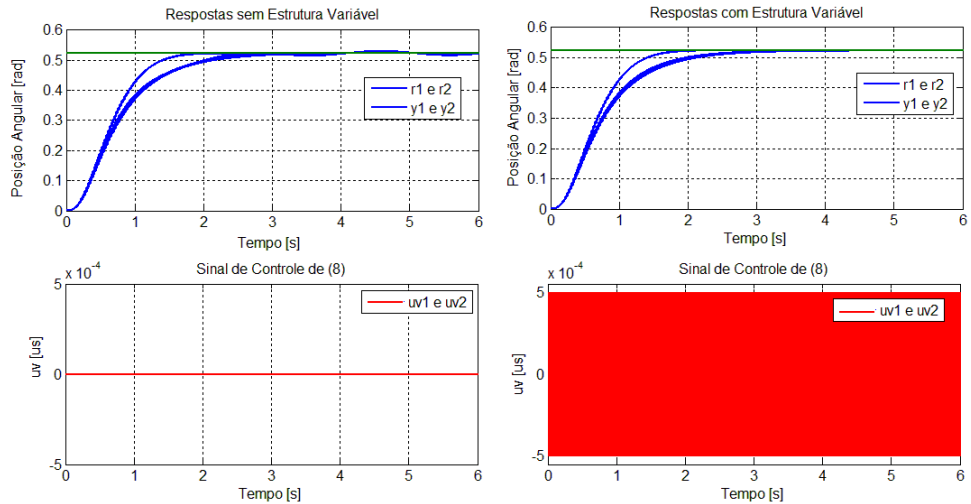


Figura 3: Resposta transitória das duas pernas do paciente e atuação da lei de controle (8).

Percebe-se que inserindo apenas a lei de controle (7), as respostas apresentam uma característica ruidosa próxima à referência. Já com a junção das leis de controle (7) e (8), a

resposta não apresentou ultrapassagem percentual, possuindo um comportamento suave, atendendo também a especificação de tempo de assentamento. É observado também nas respostas que foi garantida a estabilidade mesmo com a presença do ruído inserido na entrada da planta, demonstrando a atuação do chaveamento no sistema. Para uma análise quantitativa, utilizou-se o índice de desempenho ISE (*Integral of Square of the Error*), descrito em [13], onde os valores encontrados foram de 18,3 para y_1 e y_2 , avaliando um bom desempenho na eliminação do erro.

7 Conclusão

O projeto do controlador, considerando o aumento do grau de liberdade para otimização e maior região de factibilidade, após vários testes, permitiu a análise de um resultado que atendesse aos requisitos de estabilidade e resposta transitória do sistema. A planta do paciente paraplégico foi simulada para o controlador projetado, com a presença de ruído na entrada da planta, para a estabilização do sistema com erro em regime permanente nulo. O ruído inserido, de baixa frequência, não foi percebido nas saídas devido ao chaveamento do controlador, mantendo-se nos limitantes especificados. Essas características resultam, para uma implementação prática, na estabilidade do sistema mesmo na presença de ruídos externos.

Referências

- [1] A. Biazetto, Controladores de Movimento da Articulação do Joelho de Paraplégico com PI, PID e Fuzzy Takagi-Sugeno, Dissertação de Mestrado, UEL, (2015).
- [2] R. Gaino, Controle de Movimentos de Pacientes Paraplégicos Utilizando Modelos Fuzzy T-S, Tese de Doutorado, UNESP – Ilha Solteira, (2009).
- [3] M. Ferrarin and A. Pedotti, The Relationship between Electrical Stimulus and Joint Torque: a Dynamic Model, *IEEE Transactions Rehabilitation Eng.*, vol. 8, 342-352, (2000).
- [4] R. Gaino, M. R. Covacic, M. C. M. Teixeira, R. Cardim, E. Assunção, A. Carvalho and M. Sanches, Electrical Stimulation Tracking Control for Paraplegic Patients using T-S Fuzzy Models, *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 314, 1-23, (2017).
- [5] R. Downey, T. Cheng, M. Bellman and W. Dixon, Closed-Loop Asynchronous Neuromuscular Electrical Stimulation Prolongs Functional Movements in the Lower Body, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Eng.*, vol. 23, 1117-1127, (2015).
- [6] M. R. Covacic, Síntese de Sistemas ERP baseada em LMIs e Controle com Estrutura Variável, Tese de Doutorado, UNESP, (2006).
- [7] H. Fazzolari, P. de Oliveira, A. Lordelo, E. da Silva, J. Garcia, M. Teixeira e E. Assunção, Projeto de Controle com Estrutura Variável e Modos Deslizantes de Ordem Completa por D-Estabilidade, *Congresso Brasileiro de Automática*, 2222-2229, (2014).
- [8] M. Costa, Controladores Robustos D-LQI e D-Alocação de Pólos Otimizados via LMI aplicados a um Conversor Boost Alto Ganho com Célula de Comutação Três Estados, Dissertação de Mestrado, UFCE, (2012).
- [9] S. Boyd, L. Ghaoui, E. Feron and V. Balakrishnan, *Linear Matrix Inequalities in Systems and Control Theory*, Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, (1994).
- [10] J. Ackermann and V. Utkin, Sliding Mode Control Design Based on Ackermann's Formula, *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 43, 234-237, (1998).
- [11] L. Celentano, Robust Tracking Method for Uncertain MIMO Systems of Realistic Trajectory, *Journal of the Franklin Institute*, vol. 350, 437-451, (2013).
- [12] Y. Shtessel, C. Edwards, L. Fridman and A. Levant, *Sliding Mode Control and Observation*, Springer Science, vol. 1, (2013).
- [13] R. Matusu and R. Prokop, Experimental Verification of Design Methods for Convencional PI/PID Controlers, *WSEAS Transactions on Systems and Control*, vol.5, 269-280, (2010).