

CONTROLE DO MOVIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL VIA CONTROLADOR POR MODOS DESLIZANTES FUZZY

FERNANDO H. D. GUARACY*, CAIO F. DE PAULA*, RENAN L. PEREIRA*, RENAN F. KOZAN*

*Universidade Federal de Itajubá
Campus Itabira
35903-087 Itabira, Minas Gerais, Brasil

Emails: fernandoh@unifei.edu.br, caiofernandes@unifei.edu.br,
renan.lima@unifei.edu.br, renankozan@unifei.edu.br

Abstract— This paper proposes the application of a fuzzy sliding mode controller to the problem of lower limbs movement control through closed-loop functional electrical stimulation. The control of lower limb movement is a particularly complex problem due to the fact that the plant is nonlinear and has time varying parameters. The simulations performed with the presented controller show that this approach enables the closed-loop to respond to different types of references in a wide operating range.

Keywords— Functional electrical stimulation, fuzzy control, sliding mode control.

Resumo— Nesse artigo é proposta a aplicação de um controlador por modos deslizantes *fuzzy* para o problema do controle de membros inferiores via estimulação elétrica funcional em malha fechada. Controlar o movimento de membros paralisados de pessoas através da estimulação elétrica funcional é um problema particularmente complexo devido ao fato da planta considerada ser variável no tempo e não linear. As simulações realizadas com o controlador apresentado mostram que o sistema de controle é capaz de responder a diferentes tipos de referências em uma larga faixa de operação.

Palavras-chave— Estimulação elétrica funcional, controle fuzzy, controle por modos deslizantes.

1 Introdução

A lesão da medula espinhal é um dos piores acidentes que podem afetar os seres humanos, causando enorme impacto físico, psicológico e social. Depois de uma lesão da medula espinhal, na qual o movimento dos membros inferiores são comprometidos, as condições de saúde do indivíduo afetado são severamente deterioradas, resultando em pessoas com menor expectativa de vida do que quando comparado àquelas sem a lesão (Bobet, 1998).

A estimulação elétrica funcional, ou FES (*Functional Electrical Stimulation*) é uma técnica usada para ativar eletricamente diferentes músculos em uma sequência coordenada. Durante várias décadas, tem sido usada para restaurar ou manter a atividade muscular em pacientes paraplégicos que sofrem de lesões na medula espinhal e deficiências neurológicas afins (Wu et al., 2002). Entre os trabalhos que exemplificam as vantagens da aplicação da FES, pode-se citar os trabalhos de Bélanger et al. (2000), no qual mostra-se que a perda de força do quadríceps e a osteopenia podem ser parcialmente revertidas, e de Wieler et al. (1999), no qual constata-se que ocorre melhora dos parâmetros da marcha (velocidade, ciclo de tempo e comprimento do passo) em pacientes com lesão medular e com dano cerebral que foram tratados com FES.

Normalmente, a FES é aplicada em malha aberta com parâmetros de sinais fixos (amplitude, frequência e largura de pulso). Assim, a ener-

gia aplicada no início do movimento para vencer a inércia da perna não é reduzida durante o movimento restante, o que pode causar sobre-estimulação desnecessária. Usando o controle em malha fechada, os parâmetros do sinal de estimulação elétrica podem ser ajustados (Crago et al., 1980), proporcionando um melhor controle do movimento e retardo da fadiga dos músculos envolvidos.

Controlar o movimento de membros paralisados de pessoas através da FES é um problema particularmente complexo devido ao fato da planta ser altamente variável no tempo e não linear (Ferrarin et al., 2001). Várias abordagens para resolver este problema de controle têm sido propostas e implementadas ao longo dos anos, como aquelas que utilizam controladores clássicos do tipo PID (Kozan, 2012; Kim et al., 2007) e LQR (Matjacic and Bajd, 1998), redes neurais artificiais (Chen and Chen, 2003), lógica *fuzzy* (Lu and Zhang, 2010), controle adaptativo (Kurosawa et al., 2005), controle *feedforward* (Abbas and Triolo, 1997) e por modos deslizantes (Jezernik et al., 2004; Nekoukar and Erfanian, 2012).

A principal desvantagem dos controladores por modos deslizantes é a ocorrência do fenômeno denominado *chattering*, correspondente a oscilações de alta frequência no sinal de controle do sistema. Entre os efeitos indesejados causados por este fenômeno estão a deterioração do desempenho do controlador e o aumento de desgaste em partes mecânicas móveis (Utkin, 1993).

Várias abordagens foram propostas visando

a atenuação do problema do *chattering*, entre as quais destacam-se aquelas que fazem uso de técnicas de inteligência computacional, tais como lógica *fuzzy*, redes neurais artificiais e computação evolutiva (Yu and Kaynak, 2009). Nesse contexto, esse trabalho propõe a aplicação de um controlador *fuzzy* desenvolvido a partir de princípios da teoria de sistemas de controle por modos deslizantes para o problema de controle do movimento de membros inferiores por FES visando a obtenção das características vantajosas associadas aos sistemas de controle por modos deslizantes com a atenuação do problema do *chattering*.

A Seção 2 apresenta uma breve revisão sobre controle por modos deslizantes e a estrutura do controlador *fuzzy* utilizado. A Seção 3 apresenta o modelo utilizado para o membro inferior e a Seção 4 apresenta o resultado de simulações computacionais referentes a aplicação do método apresentado. A Seção 5 apresenta as conclusões e considerações finais do trabalho.

2 Controlador por Modos Deslizantes

Fuzzy

O princípio básico de operação das técnicas de controle por modos deslizantes é utilizar chaveamentos nos ganhos das leis de controle de modo que os estados do sistema controlado sejam levados e mantidos em uma superfície do espaço de estados especificada pelo projetista. Uma lei de controle descontínua do tipo

$$u(x, t) = u^+(x, t) \text{ quando } \sigma(x) > 0 \\ u(x, t) = u^-(x, t) \text{ quando } \sigma(x) < 0 \quad (1)$$

é projetada de modo que qualquer estado x fora da superfície de chaveamento $\sigma(x) = 0$ seja levado a essa superfície em tempo finito. Uma vez sob a superfície especificada, é dito que o sistema se encontra em modo deslizante.

A lei de controle deve garantir a estabilidade do sistema e o alcance do estado à superfície de chaveamento desejada. Uma condição que garante esse alcance é dada por (Hung et al., 1993)

$$\sigma(x)\dot{\sigma}(x) < 0. \quad (2)$$

A função de chaveamento usualmente é escolhida como combinação linear das variáveis de estado e assume o formato

$$\sigma(x) = c_1x_1 + c_2x_2 + \dots + c_nx_n \quad (3)$$

em que $c_1, c_2, \dots, c_n$ são parâmetros constantes.

O modo deslizante em aplicações práticas ocorre em uma trajetória confinada a uma vizinhança próxima à superfície de chaveamento em contraste com a trajetória ideal que ocorre exatamente sobre a superfície. Essa diferença em relação ao comportamento ideal deve-se a imperfeições nos mecanismos de chaveamento ou pequenas constantes de tempo dos atuadores ou sensores

que não são considerados na modelagem do processo controlado e dão origem ao fenômeno *chattering*.

A Tabela 1 ilustra a estrutura de regras referente ao controlador *fuzzy* utilizado nesse trabalho (Hwang e Lin, 1992). O sistema é definido de modo a garantir que a condição (2) seja satisfeita, garantindo o alcance ao modo deslizante e reduzindo a ocorrência de *chattering* devido à substituição de um sinal chaveado, como definido em (1), por um sinal de controle com transições suaves conforme o mapeamento realizado pelas regras *fuzzy*.

Tabela 1: Regras do controlador *fuzzy*

Δu	$\Delta \sigma$				
σ	NG	NP	ZE	PP	PG
PG	ZE	PP	PG	PG	PG
PP	NP	ZE	PP	PG	PG
ZE	NG	NP	ZE	PP	PG
NP	NG	NG	NP	ZE	PP
NG	NG	NG	NG	NP	ZE

As entradas do sistema de controle são σ e $\Delta \sigma$ e a saída é a variação do sinal de controle Δu que é adicionada ao valor atual de comando do sistema, ou seja, $u(k) = u(k-1) + \Delta u(k)$. Os conjuntos *fuzzy* foram definidos em cinco grupos: PG – Positivo Grande, PP – Positivo Pequeno, ZE – Zero, NP – Negativo Pequeno, NG – Negativo Grande. A Figura 1 ilustra as funções associadas. Os universos de discurso estão normalizados em $[-1, 1]$. Os fatores de escala utilizados na normalização das variáveis de entrada e saída constituem os parâmetros de sintonia desse controlador.

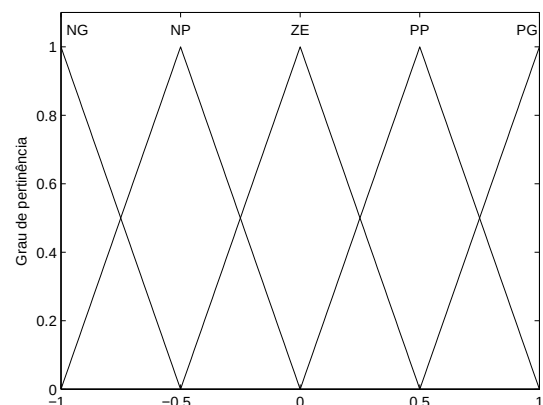


Figura 1: Funções de pertinência.

3 Modelo do Membro Inferior

Na modelagem proposta por Ferrarin and Pedotti (2000), considera-se o membro inferior como uma

cadeia cinemática aberta composta de dois segmentos rígidos: a coxa e o complexo perna-pé, conforme mostrado na Figura 2. A FES é aplicada ao músculo quadríceps por meio de eletrodos fixados na pele da coxa do paciente. O objetivo é provocar a contração do músculo, visando posicionar o ângulo do joelho em um valor especificado.

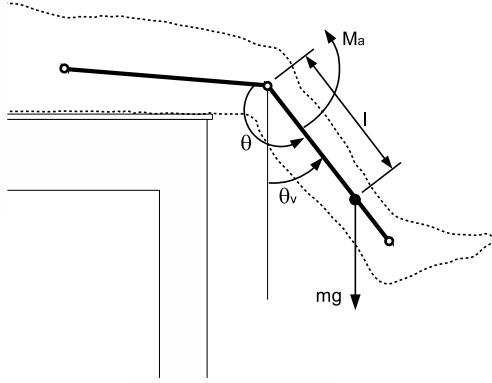


Figura 2: Representação esquemática do membro inferior.

O modelo é descrito pela equação diferencial não linear de segunda ordem

$$J\ddot{\theta}_v = -mgl\sin(\theta_v) + M_s - B\dot{\theta} + M_a, \quad (4)$$

em que θ é o ângulo do joelho, θ_v é o ângulo da canela, J é o momento de inércia do complexo canela-pé, m é a massa do complexo canela-pé, g é a aceleração gravitacional, l é a distância entre o joelho e o centro da massa do complexo canela-pé, B é o coeficiente de atrito viscoso, M_s é o torque devido à componente de rigidez e M_a é o torque ativo do joelho produzido pela estimulação elétrica.

A componente de rigidez M_s é dada por

$$M_s = -\lambda e^{-E\theta}(\theta - \omega) \quad (5)$$

em que λ e E são constantes e ω é ângulo de repouso do joelho.

O torque produzido pela estimulação elétrica a que o músculo estará sujeito M_a e a largura dos pulsos da estimulação elétrica P podem ser relacionados por um sistema de primeira ordem

$$\frac{M_a(s)}{P(s)} = \frac{G}{\tau s + 1} \quad (6)$$

em que G e τ são constantes a serem identificadas para cada indivíduo.

4 Resultados

Os valores das constantes do modelo utilizados nesse trabalho foram obtidos a partir do trabalho de Ferrarin and Pedotti (2000) e são apresentados

na Tabela 2. De acordo com o trabalho citado, esses valores foram obtidos a partir da identificação do modelo para um voluntário paraplégico com uma frequência de estimulação de 50 Hz.

Tabela 2: Valores dos parâmetros do modelo.

Parâmetro	Valor	Unidade
J	0,362	kgm^2
m	4,37	kg
g	9,8	m/s^2
l	23,8	cm
B	0,27	Nms/rad
λ	41,208	Nm/rad
E	2,024	$1/rad$
ω	2,918	rad
G	0,045	$Nm/\mu s$
τ	0,951	s

Foram realizadas simulações com dois tipos de referências para o ângulo θ_v . A primeira delas refere-se a entradas do tipo degrau com amplitudes de 10° , iniciando-se em 25° até 65° . Para essas condições, foi utilizada a função de chaveamento

$$\sigma_{degrau} = 2e + \dot{e}. \quad (7)$$

Os valores dos fatores de escala utilizados na normalização dos universos de discurso foram 0,5, 0,2 e 1×10^{-7} para as informações de σ , $\Delta\sigma$ e Δu , respectivamente.

A Figura 3 mostra o resultado da saída θ_v para a primeira simulação, estando a referência representada em linhas tracejadas. Note que o controlador apresenta um desempenho adequado mesmo tratando-se de um sistema altamente não linear funcionando em uma larga faixa de operação.

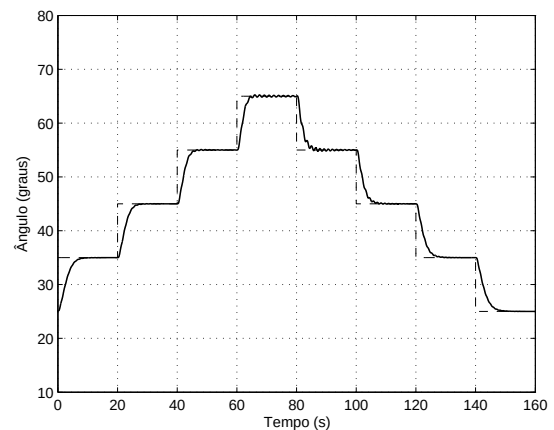


Figura 3: Resposta a referências do tipo degrau.

A Figura 4 mostra o sinal de controle, que corresponde à largura de pulso do sinal enviado para o sistema de FES, para as referências do tipo degrau. Observe que esse sinal não apresenta osci-

lações de alta frequência significativas, indicando que o efeito do *chattering* foi atenuado.

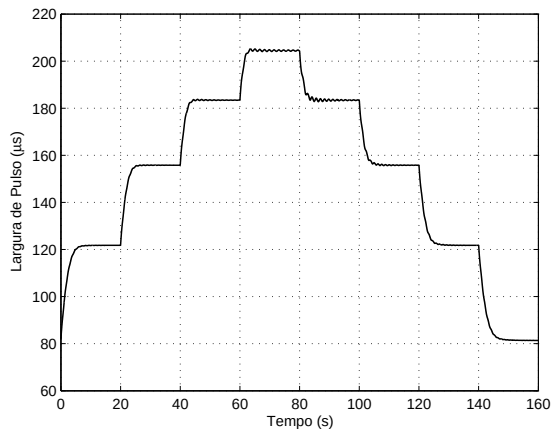


Figura 4: Sinal de controle para referências do tipo degrau.

Por fim, a Figura 5 mostra o valor da função de chaveamento correspondente. Note que esse valor aproxima-se de zero após um período transitório, indicando que a superfície de chaveamento escolhida está sendo atingida e, portanto, o sistema está entrando em modo deslizante.

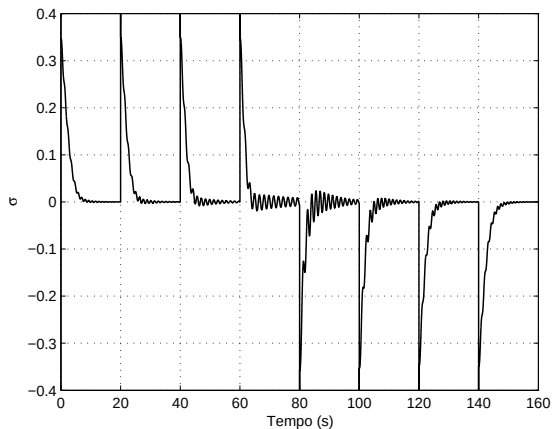


Figura 5: Função de chaveamento para referências do tipo degrau.

A fim de verificar a possibilidade do rastreamento de trajetórias com o controlador apresentado, a segunda referência utilizada foi do tipo senoidal com valor pico a pico de 40° e período de 5 segundos. Para esse fim, a função de chaveamento escolhida foi

$$\sigma_{seno} = e + \dot{e} \quad (8)$$

e os fatores de escala para σ , $\Delta\sigma$ e Δu foram, respectivamente, 0, 25, 4 e 8×10^{-7} .

A Figura 6 mostra o resultado da saída θ_v para a referência senoidal, estando a referência representada em linhas tracejadas. A Figura 7 mos-

tra o sinal de controle e a Figura 8 mostra o valor da função de chaveamento correspondentes.

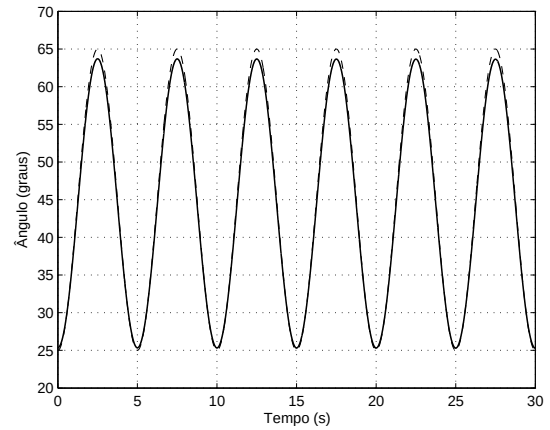


Figura 6: Resposta a referência do tipo senoidal.

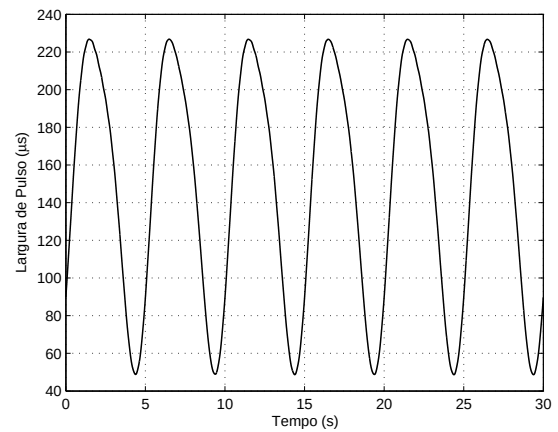


Figura 7: Sinal de controle para referência do tipo senoidal.

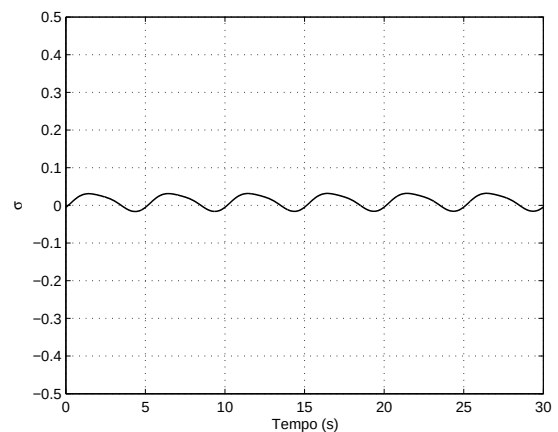


Figura 8: Função de chaveamento para referência do tipo senoidal.

Note que o controlador é capaz de manter o erro limitado a valores pequenos. Além disso, não

ocorrem oscilações de alta frequência no sinal de controle e o valor da função de chaveamento é mantido próximo a zero.

5 Conclusões

Nesse artigo foi proposta a aplicação de um controlador por modos deslizantes *fuzzy* para o problema do controle de membros inferiores via FES. As simulações realizadas com o controlador apresentado mostram que, apesar do problema considerado ser altamente não linear, a malha de controle é capaz de responder a diferentes tipos de referência em uma larga faixa de operação.

Além disso, a abordagem adotada mostra que o controlador tem as características associadas aos sistemas de controle por modos deslizantes, visto que o sistema se mant m relativamente próximo   superfície de chaveamento projetada, com a vantagem de serem atenuadas as oscilações de alta frequência associadas à ocorrência do fen meno *chattering*.

Em trabalhos futuros pretende-se testar o controlador apresentado em uma aplicação de FES real.

Referências

- Abbas, J. and Triolo, R. (1997). Experimental evaluation of an adaptive feedforward controller for use in functional neuromuscular stimulation systems, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **5**(1): 12–22.
- Bélanger, M., Stein, R. B., Wheeler, G. D., Gordon, T. and Leduc, B. (2000). Electrical stimulation: Can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals?, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **81**(8): 1090–1098.
- Bobet, J. (1998). Can muscle models improve FES-assisted walking after spinal cord injury?, *Journal of Electromyography and Kinesiology* **8**(2): 125–132.
- Chen, Y.-L. and Chen, W.-L. (2003). Alternative control in FES-assisted locomotion, *IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering*, pp. 250–251.
- 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* **27**(12): 679–684.
- Ferrarin, M., Palazzo, F., Riener, R. and Quintern, J. (2001). Model-based control of FES-induced single joint movements, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **9**(3): 245–257.
- Ferrarin, M. and Pedotti, A. (2000). The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **8**(3): 342–352.
- Hung, J., Gao, W. and Hung, J. (1993). Variable structure control: a survey, *IEEE Transactions on Industrial Electronics* **40**(1): 2–22.
- Jezernik, S., Wassink, R. and Keller, T. (2004). Sliding mode closed-loop control of fes controlling the shank movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **51**(2): 263–272.
- Kim, J., Mills, J., Vette, A. and Popovic, M. (2007). Optimal combination of minimum degrees of freedom to be actuated in the lower limbs to facilitate arm-free paraplegic standing, *ASME Journal of Biomechanical Engineering* **129**(6): 838–847.
- Kozan, F. R. (2012). *Controle da perna de pessoas h gidas utilizando controlador PID*, Master’s thesis, Universidade Estadual Paulista ”J lio de Mesquita Filho”.
- Kurosawa, K., Futami, R., Watanabe, T. and Hoshimiya, N. (2005). Joint angle control by FES using a feedback error learning controller, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* **13**(3): 359–371.
- Lu, C. and Zhang, J. (2010). Design and simulation of a fuzzy-PID composite parameters’ controller with MATLAB, *International Conference on Computer Design and Applications (ICCD)*, Vol. 4, pp. 308–311.
- Matjacic, Z. and Bajd, T. (1998). Arm-free paraplegic standing. ii. experimental results, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **6**(2): 139–150.
- Nekoukar, V. and Erfanian, A. (2012). A decentralized modular control framework for robust control of FES-activated walker-assisted paraplegic walking using terminal sliding mode and fuzzy logic control, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **59**(10): 2818–2827.
- Utkin, V. I. (1993). Sliding mode control design principles and applications to electric drives, *IEEE Transactions on Industrial Electronics* **40**(1): 23–36.
- Wieler, M., Stein, R. B., Ladouceur, M., Whittaker, M., Smith, A. W., Naaman, S., Barbeau, H., Bugaresti, J. and Aimone, E. (1999). Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **80**(5): 495–500.

- Wu, H.-C., Young, S.-T. and Kuo, T.-S. (2002).
A versatile multichannel direct-synthesized
electrical stimulator for FES applications,
*IEEE Transactions on Instrumentation and
Measurement* **51**(1): 2–9.
- Yu, X. and Kaynak, O. (2009). Sliding-mode
control with soft computing: a survey,
IEEE Transactions on Industrial Electronics
56(9): 3275–3285.