

Rastreamento de Trajetória com Controle por Modos Deslizantes para Eletroestimulação Funcional^{*}

William de Souza Barbosa^{*} Tiago Roux Oliveira^{*}

^{*} Dept. of Electronics and Telecom. Engineering,
State University of Rio de Janeiro (PEL/UERJ), Brazil
(e-mails: willsbarbosa@gmail.com, tiagoroux@uerj.br)

Abstract: This paper presents the use of the sliding mode technique to control a Functional Electrical Stimulation (FES) system. Basically, the FES is based on the stimulation of motor nerves via skin electrodes in order to contract or stretch the muscles such that the amplitude and quality of the limbs movement can be maintained, reducing muscular atrophy as well. Consequently, the muscle strength can be improved and new neural pathways may be activated. Here, the goals of the proposed control system is to move the arm of the patient via electrical stimulation to achieve some desired trajectory related to the elbow angles of reference. Since we have a priori no deep knowledge of human neuro-motor model, the use of advanced and robust control schemes seems to be useful to stabilize this kind of systems which may be completely different for each individual, being time-varying, nonlinear, uncertain and subject to disturbances. The main objective is to experimentally verify the effectiveness of the proposed time-scaling base sliding mode controller when compared to classical strategies in order to achieve better control performance. We believe that the developed control system may help the treatment of the patients involved in the researches carried out by Biomedical Engineering Laboratory at COPPE/UFRJ, Brazil.

Keywords: nonlinear systems, functional electrical stimulation, sliding mode control, output-feedback, model reference.

1. INTRODUÇÃO

Desde a antiguidade, a eletroterapia vem sendo utilizada para o tratamento de paralisias, contrações e outros males nervosos [Dolhem, 2008]. Com o passar do tempo e com os avanços na eletrônica e informática, os equipamentos médicos para tais fins foram se especializando e se tornando portáteis, abrindo um leque de opções para este tipo de tratamento, bem como para FES (Functional Electrical Stimulation) ou Eletroestimulação funcional. Este tipo de terapia se baseia em estimular eletricamente os grupamentos neuromotores dos músculos para que as áreas neurologicamente afetadas sejam reativadas ou busquem novos grupamentos neurais para substituir os afetados por lesões.

O eletroestimulador funcional é similar ao eletroestimulador convencional, tendo como diferença básica a faixa de corrente e a frequência com que trabalha. Isso se deve ao fato de que para a ativação e sustentação do movimento via eletroestimulação se faz necessária uma corrente maior (pouco acima do limiar motor), além de uma frequência de pulsos maior, para que ocorra o fenômeno de contração sustentada ou tetania.

O Eletroestimulador Funcional se baseia na estimulação dos nervos motores via eletrodos cutâneos de modo a movimentar (contrair ou distender) os músculos, visando o fortalecimento muscular, a ativação de vias nervosas (reinnervação), manutenção da amplitude de movimento, controle de espasticidade muscular, retardo de atrofia e manutenção de tonicidade muscular [Shribner, 1982].

A FES não só apenas estimula os grupamentos nervosos, como o faz com o objetivo primário de mover ou auxiliar o membro afetado a desempenhar uma ação, tal como pegar um copo de água e levá-lo a boca. Essa ideia é de suma importância, visto que o organismo humano possui a chamada “memória muscular”. Assim sendo, o cérebro já sabe qual ação executar e os músculos se lembram do movimento, porém o sistema de controle ou canais nervosos, estão afetados, de modo que o movimento por vezes é realizado de forma errada e imprecisa.

Devido ao fato de não termos conhecimento pleno do funcionamento neuro-motor humano e supormos que o mesmo seja variante no tempo, não-linear e completamente diferente para cada indivíduo [Nigg and Herzog, 1994], se faz necessário o uso de técnicas de controle avançadas na tentativa de se estabilizar e controlar esse tipo de sistema.

O presente artigo irá propor um controlador robusto baseado em modos deslizantes para um sistema de Eletroestimulação Funcional desenvolvido pelo Laboratório de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Brasil.

^{*} Title in English: “Sliding Mode Tracking Control for Functional Electrical Stimulation”. Este trabalho foi apoiado pelas agências brasileiras de fomento CNPq, FAPERJ e CAPES.

O esquema concebido tem por objetivo movimentar os membros superiores através do estímulo elétrico de modo a atingir ângulos-alvo pré-determinados, vide Figura 1. O eletroestimulador construído, pode ser utilizado tanto para movimentos chamados de contralaterais (movendo-se um braço voluntariamente e outro eletroestimulado) quanto para movimentos de um único membro. Deseja-se também verificar experimentalmente a eficácia da técnica de controle proposta em face às abordagens clássicas de controle PID (Proporcional-Integral-Derivativo).



Fig. 1. Eletroestimulador Funcional desenvolvido pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ e utilizado nos experimentos.

A convergência em tempo finito do sistema em malha fechada para uma vizinhança do sinal de referência desejado é garantida. A principal contribuição teórica é o desenvolvimento de uma técnica de escalonamento temporal no sentido de reduzir a ordem do sistema dinâmico, e conseqüentemente, permitir a análise e projeto do controlador sem o conhecimento exato do modelo da planta. Os resultados experimentais ilustram o desempenho do algoritmo de controle proposto no problema de eletroestimulação funcional.

2. PROTÓTIPO E PROTOCOLO PARA REALIZAÇÃO DOS EXPERIMENTOS

A construção do protótipo envolve o desenvolvimento de *software* e *hardware*. Em *hardware*, tem-se o estimulador elétrico e o sistema de eletrogoniometria do voluntário. Esse sistema é composto de um eletroestimulador de 2 canais, um para estimular o bíceps (ação de controle positiva) e outro o tríceps (ação de controle negativa), e de uma estrutura leve em alumínio que é ajustável ao paciente, de modo a limitar os graus de liberdade do movimento. O eletroestimulador é um gerador de pulsos com amplitudes e frequências variáveis. Cada canal gera um trem de pulsos de amplitudes pré-determinadas, visando eletroestimular um grupamento muscular específico através de eletrodos cutâneos. O sistema de movimento é composto de dois medidores de ângulos (goniômetro) que ficam na base do eixo de alumínio. O eletroestimulador é controlado via *software* utilizando um sistema de aquisição da *National Instruments* e implementado em *LabVIEW* 8.2, que envia e recebe dados através dos conversores A/D e D/A, fornecendo ao computador informações das variáveis medidas para a obtenção do sinal de controle que será aplicado no paciente.

Para a realização dos experimentos, os voluntários são colocados sentados com os braços estendidos sobre a mesa, com as duas barras de alumínio do sistema presas por presilhas. Após isto, é verificado o conforto dos voluntários.

Para colocar os eletrodos na posição correta, se faz necessária a identificação do ponto motor do músculo bíceps braquial (BB). O ponto motor foi definido por meio de um eletrodo de 1 cm² de área, que foi deslocado na pele sobre o BB, de forma a se definir o ponto onde se pudesse obter a maior contração muscular com a menor intensidade de corrente aplicada.

Após isso, são inseridos dois eletrodos auto-adesivos quadrados de 5 cm de lado, um sobre o ponto motor e o outro 2 cm abaixo deste ponto, na porção distal do bíceps. Para a realização do protocolo utilizaram-se corrente de estimulação com 300 ms de largura de pulso e frequência de 50 Hz, sendo as amplitudes determinadas pelo controlador. O mesmo procedimento acima foi feito para a inserção dos eletrodos no tríceps.

Após colocados os eletrodos, deve-se determinar a corrente máxima aplicada, tendo como situação limite a sensação de desconforto do voluntário. Para melhor avaliação, é solicitado que os indivíduos permaneçam relaxados e que os mesmos não observem na interface do usuário o sinal de entrada em malha aberta (referência) a ser seguido, com a finalidade de não se mascarar os resultados obtidos. Esta etapa é naturalmente dispensável para indivíduos que apresentem algum problema no sistema motor, uma vez que neste caso eles não apresentam a capacidade física para tal. Entretanto, para os testes preliminares e por questões de segurança, somente indivíduos saudáveis foram avaliados, fazendo-se necessário esse procedimento. Foram realizados movimentos tendo como referência um pulso de amplitude constante. Entre cada movimento foi estipulado um descanso de ao menos um minuto, respeitando uma razão de um para quatro entre o tempo de estimulação e descanso.

3. MODELAGEM DINÂMICA E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA DE RASTREAMENTO

Tendo em vista que cada indivíduo possui um tônus muscular próprio, respostas diferentes para mesmos estímulos e, no caso de pacientes hemiparéticos (com apenas um lado do corpo afetado por um acidente vascular cerebral) ainda terem deficiência ou limitação motora, não seria nada trivial a tarefa de projetar um controlador único que atendesse a todos esses indivíduos. Além disso, a obtenção de movimentos precisos, necessitaria uma modelagem mais completa do sistema neuro-músculo-esquelético do braço humano. Neste caso, ainda deveríamos levar em consideração a fadiga muscular, visto que, após o músculo ser eletroestimulado durante muito tempo, se faz necessário o aumento da corrente elétrica de estimulação, para que o braço se movimente novamente.

3.1 Respostas experimentais em malha aberta

Em testes experimentais do presente trabalho, foi verificado, ainda que para um mesmo indivíduo, que a respostas obtidas para uma mesma entrada de referência (ângulo alvo de 45°), mas com correntes diferentes, foram

diferentes quanto a aspectos como overshoot, tempo de assentamento, zona morta e até mesmo a não obtenção de resposta alguma, tal como no caso do músculo apresentar o fenômeno de fadiga, vide Figura 2.

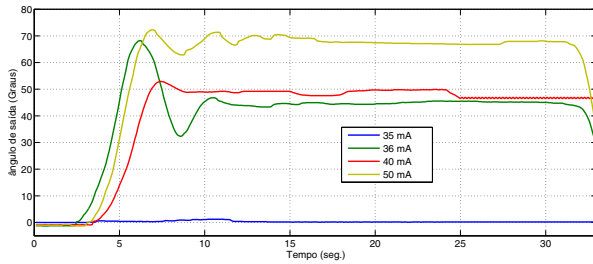


Fig. 2. Resultados obtidos em malha aberta para o mesmo voluntário para 4 valores diferentes de correntes de entrada.

Tendo em vista a série de respostas em malha aberta, conclui-se como esperado que o sistema Neuro-Músculo-Esquelético (NMES) é um não-linear, variante no tempo, com parâmetros incertos e possui um atraso de transporte [Nunes, 2009]. Todavia, o sistema se comporta, a cada estímulo, como um sistema de segunda ordem e com atraso, da seguinte forma:

$$H(s) = \frac{y}{u} = \frac{Ke^{-\tau s}}{s^2 + 2\xi w_n s + w_n^2}, \quad (1)$$

sendo $K > 0$ o ganho de alta frequência, $0 < \xi < 1$ o fator de amortecimento do sistema, $w_n > 0$ a frequência natural do modelo e $\tau \geq 0$ o atraso. Todos os parâmetros do sistema são assumidos desconhecidos dentro de uma faixa de incerteza que é utilizada no projeto do controlador. Os sinais escalares $y(t)$ e $u(t)$ são a saída ângulo do braço e a entrada estímulo elétrico (em mA), respectivamente. Ainda se pode dizer que o sistema em questão é sempre positivo, uma vez que a ação de controle contrária ao movimento seria dada pela atuação do tríceps somada à ação da gravidade.

Nos experimentos em malha aberta da Figura 2, os parâmetros variaram nas seguintes faixas: $0.012 < K < 0.019$; $0.007 < 2\xi w_n < 0.29$; $0.001 < w_n^2 < 0.02$ and $0.2 < \tau < 0.5$.

3.2 Objetivo de controle

O objetivo é desenvolver leis de controle que sejam baseadas em realimentação de saída de modo a levar o erro angular definido por:

$$e(t) = y(t) - y_m(t), \quad (2)$$

para uma pequena vizinhança de zero, sendo a saída y em (1) o ângulo do braço medido pelo goniômetro e y_m o ângulo de referência desejado.

Em todos os experimentos e simulações, foram feitos movimentos unilaterais de modo a eletroestimular o voluntário mantendo uma contração de 30s, de modo a imprimir um movimento de degrau com 30s de duração, resultando em uma referência de 45° de ângulo. Para esta eletroestimulação, serão utilizados os dois canais do aparelho, um estimulando o músculo bíceps braquial e o outro o tríceps.

Além dos movimentos com referência produzida pelo *software* de controle, o ângulo da articulação homóloga contralateral será também utilizado durante um movimento bilateral simétrico.

4. CONTROLE POR MODOS DESLIZANTES VIA ESCALONAMENTO TEMPORAL PARA FES

Vislumbrando-se uma estratégia robusta a perturbações e incertezas paramétricas, porém simples como os controladores PID, iremos introduzir uma nova abordagem que utiliza o conceito de escalonamento temporal para o controle por modos deslizantes tradicional.

Como veremos, essa estratégia é aplicável a uma ampla classe de plantas que apresentem ordem elevada e grau relativo incerto. Uma limitação do escalonamento temporal é que este restringe-se ao caso de plantas com dinâmicas estáveis. Contudo isso não é um problema visto que o modelo muscular considerado aqui satisfaz essa hipótese *a priori*. Utilizando-se o método de perturbação singular, é mostrado que, em uma nova escala de tempo, o sistema considerado é reduzido a um simples integrador perturbado por uma dinâmica rápida de sensor, que por sua vez converge para um pequeno conjunto residual.

Deste modo, explorando-se esta estrutura particular, se reprojeta a lei de controle por modos deslizantes baseada em relés originalmente eficaz para sistemas de grau relativo unitário para mostrar sua robustez com respeito a dinâmicas de grau relativo arbitrário, às custas de uma dilatação temporal que desacelera a resposta do sistema.

4.1 Background

Considere o seguinte sistema linear modelado no espaço de estado como:

$$\dot{v} = u, \quad (3)$$

$$\dot{x} = Ax + Bv, \quad (4)$$

$$y = Cx, \quad (5)$$

onde $u \in \mathbb{R}$ é a entrada de controle, $x \in \mathbb{R}^n$ é o vetor de estado, $y \in \mathbb{R}$ é a saída mensurada e o grau relativo do subsistema (A, B, C) é n^* .

Observação 1. O integrador em (3) é usado para obter um sinal virtual de controle $v \in \mathbb{R}$, aumentando assim o grau relativo do sistema [Levant, 2003]. O aumento do grau relativo faz com que o chaveamento em alta frequência fique retido apenas no sinal de controle u , enquanto que o controle virtual v que aciona a planta diretamente seja contínuo. Desta maneira, espera-se uma melhora quanto a atenuação dos efeitos de *chattering* [Utkin et al., 1999] no sistema em malha fechada.

A matriz $A \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $B \in \mathbb{R}^n$, $C \in \mathbb{R}^{1 \times n}$, a ordem n do subsistema (4) e, conseqüentemente, o grau relativo n^* podem ser incertos e, em particular, a matriz A deve ser Hurwitz.

A priori, a tripla (A, B, C) é a representação em espaço de estado da função de transferência (1). Entretanto, há de se considerar ainda que, conforme mencionado anteriormente, o sistema tem um atraso, o que pode

ser contornado utilizando-se a aproximação de Padé, que consiste em obter uma expansão da função irracional $e^{-\tau s}$ em uma função racional cujo numerador é um polinômio de grau p e denominador de grau q . Por exemplo, se $p = q = 1$, têm-se:

$$e^{-\tau s} \approx \frac{1 - (\tau s/2)}{1 + (\tau s/2)}. \quad (6)$$

Para sistemas com atrasos muitos pequenos, a seguinte aproximação trivial pode ser feita [Franklin et al., 2009]:

$$e^{-\tau s} \approx \frac{1}{1 + \tau s}, \quad (7)$$

o que justifica a robustez deste controlador também à atrasos desconhecidos, uma vez que estes podem ser implicitamente incluídos na dinâmica estável da tripla (A, B, C) em (4)–(5).

4.2 Análise por Perturbação Singular

Em [Utkin et al., 1999], foi mostrado que uma classe de controladores por modos deslizantes baseados em relé e alto ganho podem ser projetados para o problema de rastreamento considerado se $n^* = 1$. Aqui, pretende-se mostrar que estes controladores podem também ser estendidos para o caso de grau relativo arbitrário.

No sentido de apresentar tal generalização, considere abaixo o caso mais simples de um integrador com entrada u e saída y :

$$\dot{v} = u, \quad (8)$$

$$y = Cv, \quad (9)$$

que pode ser controlado efetivamente pelos métodos de controle por modos deslizantes de primeira ordem propostos em [Utkin et al., 1999].

Utilizando-se a abordagem de perturbação singular [Kokotović et al., 1999], pode-se mostrar que os controladores por modos deslizantes são robustos a dinâmicas não-modeladas rápidas tal que o sistema perturbado (8)–(9) é reescrito na *forma de bloco sensor* [Kokotović et al., 1999, p.50]:

$$\dot{v} = u, \quad (10)$$

$$\mu \dot{x} = Ax + Bv, \quad (11)$$

$$y = Cx, \quad (12)$$

e satisfaz a inequação

$$|y - y_m| \leq \mathcal{O}(\mu), \quad (13)$$

após um transitório rápido, onde $\mu > 0$ é uma constante suficientemente pequena. A demonstração completa de (13) segue os mesmos passos apresentados em [Costa and Hsu, 1991, 1992] considerando y_m a trajetória desejada no problema de rastreamento definido em (2).

4.3 Escalonamento Temporal para o Reprojeto do Controle

Aplicando-se um escalonamento temporal linear apropriado [Moya et al., 2002]

$$\frac{dt}{d\tau} = \mu, \quad (14)$$

o sistema (10)–(12) pode ser reescrito como

$$v' = \mu u \quad (15)$$

$$x' = Ax + Bv, \quad (16)$$

$$y = Cx, \quad (17)$$

onde $v' := \frac{dv}{d\tau}$ e $x' := \frac{dx}{d\tau}$. Isto significa que $\exists \mu^* > 0$ tal que o sinal de entrada u pode ser escalonado (15) para controlar o sistema original (4)–(5) em uma diferente escala de tempo dilatada dada por $t = \mu\tau$, $\forall \mu \in (0, \mu^*]$.

O significado físico é que se um controlador por modos deslizantes originalmente proposto para um sistema de grau relativo um (no nosso caso um simples integrador) é robusto a dinâmicas não-modeladas estáveis e rápidas a medida que o parâmetro $\mu \rightarrow +0$, então ele também será adequado para controlar dinâmicas de grau relativo arbitrário, se este estiver corretamente escalonado. Como esperado, o preço a ser pago é que a resposta do sistema em malha fechada desacelera quando $\mu \rightarrow +0$.

4.4 O Caso Singular $\mu = 0$

Neste caso, a equação diferencial (11) é substituída pela equação algébrica $x = -A^{-1}Bv$ e, a partir de (10) e (12), a primeira derivada em relação ao tempo do sinal de saída y é dada por

$$\dot{y} = Ku, \quad (18)$$

onde o ganho em alta frequência K é dado por

$$K = -CA^{-1}B. \quad (19)$$

A partir de (2) e (18), a derivada temporal do erro $e(t)$ é dada por

$$\dot{e} = Ku - \dot{y}_m, \quad (20)$$

$$\dot{e} = K(u + d_e), \quad (21)$$

onde

$$d_e := -\dot{y}_m/K. \quad (22)$$

Utilizando-se a função de Lyapunov $V(e) = e^2/2$, pode-se mostrar que se a lei de controle

$$u = -\text{sgn}(K)\rho \text{sgn}(e) \quad (23)$$

for usada com uma função de modulação não-negativa ρ satisfazendo

$$\rho \geq |d_e| + \delta, \quad (24)$$

e $\delta > 0$ sendo uma constante arbitrariamente pequena, então a partir do lema da comparação [Filippov, 1964], conclui-se que o erro de rastreamento $e(t)$ converge para zero em tempo finito, isto é,

$$e(t) = 0, \quad \forall t > t_{s1}, \quad (25)$$

sendo $t_{s1} > 0$ algum instante de tempo finito.

4.5 Parâmetros Escalonados do Controlador: $\mu \neq 0$

Quando $\mu \neq 0$ em (11), o escalonamento temporal (14) permite que se considere a planta original (4)–(5), em uma diferente escala de tempo, sendo controlada pelo controlador (23) devidamente escalonado por μu , vide (15). No sentido de incorporá-lo, a função de modulação deve ser reprojeta para satisfazer

$$\rho \geq \mu[|d_e| + \delta], \quad (26)$$

em vez de (24).

Da análise da perturbação singular esboçada na Seção 4.2, se (23) fosse usada novamente, um limitante superior para o rastreamento do erro $e(t)$ poderia ser obtido diretamente, para μ suficientemente pequeno, adicionando-se o erro em regime permanente de (13) em (25). Neste caso, teremos que o erro de rastreamento converge em tempo finito para um conjunto residual da ordem de $\mathcal{O}(\mu)$, isto é,

$$|e(t)| \leq \mathcal{O}(\mu), \quad \forall t > t_{s2}, \quad (27)$$

sendo $t_{s2} > 0$ algum instante de tempo finito.

O controle de sistemas com grau relativo incerto [Hernandez et al., 2013] é uma tarefa desafiadora. Neste artigo, esse resultado é alcançado sem o uso de diferenciadores para compensá-los [Levant, 2003, Oliveira et al., 2013, Angulo et al., 2012, Fridman et al., 2008, Bartolini et al., 1998]. O procedimento de escalonamento temporal introduzido faz esse trabalho reduzindo a ordem da dinâmica do sistema e, conseqüentemente, permitindo a análise e projeto do controlador para incertezas grandes no grau relativo de um modo simples.

Na próxima seção, avaliamos experimentalmente o esquema de controle proposto no problema de eletroestimulação funcional.

5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Como mencionado anteriormente, no sistema controlado os atuadores são os músculos bíceps e tríceps. O bíceps braquial gera movimento angular através do encurtamento de seu ventre, formando o canal responsável pela ação de controle com sinal positivo de u . Enquanto que o tríceps gera a força atuante durante o retorno do antebraço à sua posição estendida, sendo responsável pela ação de controle com sinal negativo de u . Neste caso, o sistema atua como uma espécie de freio, tentando controlar a velocidade de descida do segmento corporal provocada também pela ação da gravidade. Essa abordagem proporciona uma melhora característica no *overshoot* das respostas observadas em testes experimentais, uma vez que o controlador pode ativamente reduzir a velocidade angular na aproximação do ângulo alvo. A utilização da musculatura antagonista (o músculo tríceps), no presente caso, melhora a qualidade do movimento e rastreamento do ângulo alvo, pois o controlador é capaz de ativamente flexionar e estender o braço.

A implementação discreta do controlador e as dinâmicas não-modeladas presentes no sistema a ser controlado podem induzir a ocorrência do fenômeno de *chattering* [Utkin et al., 1999]. Entretanto, isso não será um problema aqui visto que o sinal de controle filtrado v , de fato aplicado à planta, é suave (vide Figura 4 adiante). Isto é garantido graças a ação integral em (3) utilizada para reduzir os efeitos do *chattering* inerente ao sinal de controle por modos deslizantes em aplicações reais.

Assim sendo, o controlador proposto foi testado experimentalmente em um indivíduo saudável utilizando a plataforma para FES desenvolvida pelo Laboratório de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, seguindo o protocolo descrito na Seção 2.

No primeiro ensaio, o sinal de referência escolhido constante $y_m = 45^\circ$ foi escolhido constante como visto na

Figura 3. No segundo ensaio experimental, foi utilizado o movimento contralateral do braço não-atuado para gerar o movimento ou ângulo de referência variante no tempo para o braço a ser estimulado.

A seguir, discutiremos em detalhes apenas os resultados básicos do experimento com referência constante. Os vídeos dos testes do segundo experimento e a comparação da estratégia proposta com o controlador PID utilizando o movimento do membro contralateral (braço direito) como trajetória de referência podem ser encontrados no seguinte link: <http://migre.me/jeLUD>

A função de modulação utilizada na lei de controle (23) foi projetada para satisfazer (26). Neste caso, o parâmetro $\rho = 0.3$ foi utilizado no controlador u e o sinal de controle filtrado v em (3) foi saturado em 40 mA, conforme visto na Figura 4.

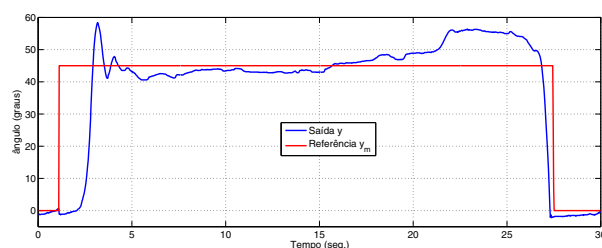


Fig. 3. Resposta y paciente e sinal de referência y_m .

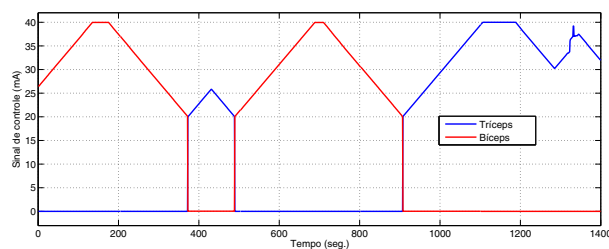


Fig. 4. Sinal de controle filtrado v : decomposição do estímulo nos bíceps (positivo) e tríceps (negativo).

Observando o desempenho do controlador nas Figuras 3 e 4, podemos ver que ele pôde garantir resultados preliminares bem animadores, apresentando um erro em regime permanente e percentual de *overshoot* relativamente baixos para um cenário prático em Engenharia Biomédica. Neste contexto, as respostas obtidas durante os experimentos certamente foram influenciadas por efeitos provenientes de ruído de medição, distúrbios externos ou ainda efeitos das não-linearidades nos atuadores (músculos bíceps e tríceps), tais como zona morta e histerese que estão ligadas às variações de momento de força produzido por sua contração, ingredientes esses ignorados na modelagem inicial do problema.

Apesar da resposta do sistema de eletroestimulação oscilar um pouco mais durante a fase transitória, na prática ele respondeu mais rapidamente ao ângulo alvo do que o esperado e o efeito de dilatação temporal que desaceleraria a resposta do sistema devido ao escalonamento temporal aplicado não foi prejudicial. Traçando como figura de mérito uma média do erro, o valor médio alcançado pelo

braço foi de 5.8° , o que é tolerável, uma vez que o sistema apesar de não-linear e variante no tempo, foi modelado e sintonizado pensando-se em uma planta nominal linear com atraso no sinal de controle.

Outro ponto a ser destacado é a simplicidade do controlador. A facilidade de projeto e sintonia faz com que a estratégia proposta tenha um bom potencial de aplicação em cenários reais cujo os modelos matemáticos estão sujeitos a incertezas paramétricas e variação de ordem e grau relativo [Levant, 2012, Bartolini et al., 2008]. Uma vez que o controlador baseado em escalonamento temporal não utiliza diferenciadores para compensar o grau relativo da planta, uma menor sensibilidade a ruído de medição é esperada, sendo esta uma outra importante vantagem da abordagem para FES.

A robustez do controle por modos deslizantes apresentada é uma propriedade importante a ser avaliada também em trabalhos futuros considerando testes de um controlador previamente calibrado para um único indivíduo, porém aplicado a diferentes pacientes.

6. CONCLUSÕES

Apesar do processo de eletroestimulação funcional ser não-linear e variante no tempo, ele se comporta em geral para uma entrada fixada como um sistema linear de segunda ordem com um pequeno atraso. Inicialmente, a função de transferência (1) foi escolhida como um modelo nominal de segunda ordem para nosso processo. Entretanto, algumas respostas obtidas nos ensaios em malha aberta também se assemelhavam a de um sistema de primeira ordem, evidenciando a necessidade de abordagens que permitissem variações estruturais no sistema. Vale observar que o sistema músculo esquelético do braço humano é complexo e envolve uma série de aproximações e peculiaridades, tendo em vista que cada pessoa possui uma fisiologia diferente.

O desenvolvimento da técnica de escalonamento temporal foi a chave para a solução do problema proposto uma vez que ela reduz a ordem do sistema dinâmico a ser estudado e, conseqüentemente, permite a análise e o projeto do controlador independentemente do grau relativo, incertezas e permitindo atrasos na malha de controle, uma vez que a dinâmica do sistema original a ser escalonada seja estável. Esse é um resultado forte uma vez que o sistema considerado é altamente não-linear e sujeito a variações diversas.

A abordagem via escalonamento temporal apresentou bons resultados de acordo com os experimentos realizados uma vez que se conseguiu chegar ao ângulo alvo com conforto ao voluntário, sem um custo operacional grande. Sua implementação é igualmente simples, uma vez que utiliza apenas um relé e um integrador como estrutura de controle, não havendo necessidade de nenhuma ação antecipatória como a ação derivativa para correção, conhecida por sua sensibilidade à ruído de medição.

O que se pode esperar, até mesmo para trabalhos futuros, são novas avaliações experimentais de outros controladores não-lineares como o controle adaptativo para obter-se um rastreamento mais preciso, diminuindo-se o erro residual encontrado. Todavia, controladores simples, tais como o controle por modos deslizantes representam caminhos

robustos o bastante para serem empregados sem nenhuma grande dificuldade ao sistema estudado.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos colegas João Marcos Yamasaki Catunda, Prof. Alexandre Visintainer Pino e Prof. Marcio Nogueira de Souza por sua valiosa ajuda na execução dos testes experimentais realizados no Laboratório de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Brasil.

REFERENCES

- M. T. Angulo, L. Fridman, and A. Levant. Output-feedback finite-time stabilization of disturbed LTI systems. *Automatica*, 48:606–611, 2012.
- G. Bartolini, A. Ferrara, and E. Usai. Chattering avoidance by second order sliding mode control. *IEEE Trans. Automat. Contr.*, 43:241–246, 1998.
- G. Bartolini, A. Pisano, and E. Usai. On an output-feedback stabilization problem with uncertainty in the relative degree. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 18:741–755, 2008.
- R. R. Costa and L. Hsu. Unmodeled dynamics in adaptive control systems revisited. *Systems & Control Letters*, 16:341–348, 1991.
- R. R. Costa and L. Hsu. Robustness of VS-MRAC with respect to unmodeled dynamics and external disturbances. *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, 6:19–33, 1992.
- R. Dolhem. Histoire de l'électrostimulation en médecine et en rééducation: the history of electrostimulation in rehabilitation medicine. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 51:427–431, 2008.
- A. L. Filippov. Differential equations with discontinuous right-hand side. *Amer. Soc. Translations*, 42:199–231, 1964.
- G. F. Franklin, J. D. Powell, and A. Emami-Naeini. *Feedback Control of Dynamic Systems*. Prentice Hall, 2009.
- L. Fridman, Y. Shtessel, C. Edwards, and X. G. Yan. Higher-order sliding-mode observer for state estimation and input reconstruction in nonlinear systems. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 18:399–412, 2008.
- A. G. G. Hernandez, L. Fridman, A. Levant, Y. Shtessel, R. Leder, C. R. Monsalve, and S. I. Andrade. High-order sliding-mode control for blood glucose: practical relative degree approach. *Control Engineering Practice*, 21:747–758, 2013.
- P. Kokotović, H. K. Khalil, and J. O'Reilly. Singular perturbation methods in control: analysis and design. *SIAM*, 1999.
- A. Levant. Higher-order sliding modes, differentiation and output-feedback control. *International Journal of Control*, 76:924–941, 2003.
- A. Levant. Finite-time stability and high relative degrees in sliding-mode control. *Sliding Modes after the First Decade of the 21st Century, Lecture Notes in Control and Information Sciences*, 412:59–92, 2012.
- P. Moya, R. Ortega, M. S. Netto, L. Praly, and J. Picó. Application of nonlinear time-scaling for robust controller design of reaction systems. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 12:57–69, 2002.
- B. M. Nigg and W. Herzog. *Biomechanics of Musculo-skeletal System*. John Wiley & Sons, 1994.
- G. N. N. V. B. Nunes. *Modelação e controlo não-linear do sistema motor humano*. MSc thesis, Departamento de Engenharia Electrotécnica, Universidade Nova de Lisboa, 2009.
- T. R. Oliveira, A. J. Peixoto, and L. Hsu. Peaking free output-feedback exact tracking of uncertain nonlinear systems via dwell-time and norm observers. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 23:483–513, 2013.
- W. J. Shriber. *A Manual of Electrotherapy*. Lea & Febiger, 1982.
- V. Utkin, J. Guldner, and J. Shi. *Sliding mode control in electromechanical systems*. Taylor & Francis Ltd., 1999.