

کنترل لغزشی ترمینال غیرمتمرکز حرکت مفصل مچ پا با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی عضلات بازکننده و جمع‌کننده در افراد دچار ضایعه نخاعی

وهاب نکوکار^{*}، عباس عرفانیان امیدوار

آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران
nekoukar@iust.ac.ir erfanian@iust.ac.ir

چکیده - در این مقاله یک کنترل لغزشی ترمینال غیرمتمرکز به منظور کنترل حرکت مفصل مچ پا در افراد دچار ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی پیشنهاد شده است. در این روش، کنترل مفصل مچ پا با استفاده از فعال‌سازی هم‌زمان گروه عضلات بازکننده و جمع‌کننده انجام شده است. کنترل لغزشی یکی از روش‌های موفق برای کنترل حرکت در سیستم‌های اسکلتی-عضلانی می‌باشد. یکی از مشکلات مهم استفاده از کنترل لغزشی کلاسیک در این سیستم‌ها، همگرایی خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل‌ها به صورت نامایی است. یکی از روش‌های حل این مشکل استفاده از کنترل لغزشی ترمینال می‌باشد. نکته برجسته کنترل لغزشی ترمینال، مقام بودن آن در مواجهه شدن با نامعینی در مدل و اغتشاشات خارجی است در حالی که همزمان می‌تواند همگرایی خطای ردیابی به سمت صفر را در زمان محدود تضمین کند. نتایج آزمایش روی سه فرد دچار ضایعه نخاعی نشان می‌دهد که روش کنترل پیشنهاد شده به خوبی توانسته مسیر مطلوب را در حرکت مفصل مچ پا دنبال کند. همچنین نتایج نشان می‌دهد که کنترل کننده بخوبی توانایی جبران خستگی عضلانی را دارد.

کلیدواژه- تحریک الکتریکی عملکردی، کنترل غیرمتمرکز، کنترل لغزشی ترمینال، کنترل گام برداشتن.

۱- مقدمه

هم اکنون تحقیقات فراوانی در جهت بهبود زندگی بیماران معلول ضایعه نخاعی انجام می‌پذیرد. بازگرداندن عملکرد حرکتی در اندام فلج این افراد یکی از سرفصل‌های مهم تحقیقاتی در این افراد است. در این راستا، استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی^۱ یکی از روش‌های موثر برای ایجاد حرکت در افراد دچار ضایعه نخاعی و صدمه مغزی می‌باشد. اما تا کنون به دلیل وجود محدودیت‌های فراوانی که در استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی با الکترودهای روی پوستی و یا زیر پوستی وجود دارد، عملکرد حرکتی در فرد ضایعه نخاعی به صورت کامل بهبود نیافته است [۱]-[۵].

یکی از برجسته‌ترین مشکلات استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، عدم وجود استراتژی‌های مناسب کنترل حرکت در عضو فلج است زیرا این سیستم، غیرخطی و متغیر با زمان است.

راهکار کنترلی باید بتواند با خستگی عضلانی، تشنج عضلانی و تغییرات روز به روز سیستم مواجهه شود [۶]. در گذشته راه‌کارهایی برای کنترل حرکت عضو فلج با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی ارائه شده است. به طور مثال می‌توان به کنترل عصبی [۷]، کنترل تطبیقی [۸]، کنترل بهینه [۹] و کنترل لغزشی^۲ [۱۰] و [۱۱] اشاره کرد. با این وجود هنوز ارائه یک روش کنترل مقاوم که قادر به جبران رفتار متغیر با زمان سیستم‌های عصبی-عضلانی و اغتشاشات خارجی باشد، به عنوان یک مسأله باز مطرح است.

یک روش کنترلی مورد توجه و قدرتمند در سیستم‌های غیرخطی با نامعینی در مدل و اغتشاشات خارجی با دامنه محدود، کنترل لغزشی می‌باشد [۱۲]. در مطالعات قبلی این روش برای کنترل حرکت عضو فلج ارائه شده است [۱۰] و [۱۱]. در [۱۰] از ترکیب کنترل لغزشی و شبکه عصبی برای کنترل حرکت مفصل زانو با تحریک عضلات چهار سر ران استفاده شده

² Sliding mode control (SMC)

¹ Functional electrical stimulation (FES)

می‌توان معادله (۱) را به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$\ddot{x}(t) = \hat{f}(x, \dot{x}) + \hat{g}(x, \dot{x}) \cdot u(t) + w(x, \dot{x}, t) \quad (2)$$

که در آن توابع $\hat{f}(x, \dot{x})$ و $\hat{g}(x, \dot{x})$ به ترتیب تخمین توابع $f(x, \dot{x}, t)$ و $g(x, \dot{x}, t)$ و مقدار نامعینی می‌باشند که دامنه $w(x, \dot{x}, t)$ محدود است.

۲-۱- طراحی کنترل کننده

سیستم دینامیکی (۲) را در نظر بگیرید. برای پیاده‌سازی کنترل کننده مقاوم، سطح لغزشی ترمینال^۸ به صورت زیر تعریف شده است:

$$s(t) = e(t) + \beta \operatorname{sig}(\dot{e})^\gamma = 0 \quad (3)$$

که در آن $e = x_d - x$ سیگنال خطای ردیابی، \dot{e} مشتق اول سیگنال e ، $1 < \gamma < 2$ ، $\beta > 0$ و $\operatorname{sig}(\dot{e})^\gamma = |\dot{e}|^\gamma \operatorname{sign}(\dot{e})$ می‌باشند. دینامیک رسیدن^۹ به سطح لغزش به صورت (۴) انتخاب شده است:

$$\dot{s}(t) = -k_1 s(t) - k_2 \operatorname{sig}(s)^p \quad (4)$$

$0 < p < 1$ ، $k_1 > 0$ و $k_2 > 0$ مقادیر ثابت، و $\operatorname{sig}(s)^p = |s|^p \operatorname{sign}(s)$ می‌باشند.

حال بر اساس سطح لغزش (۳) و دینامیک رسیدن به سطح لغزش (۴)، قانون کنترلی مقاوم به شکل زیر تعریف شده‌اند:

$$u(t) = \hat{g}(x, \dot{x}) / \varepsilon_0 + \hat{g}(x, \dot{x})^2 J^{-1} \left(-\hat{f}(x, \dot{x}) + \dot{x}_d + \beta^{-1} \gamma^{-1} \operatorname{sig}(\dot{e})^{2-\gamma} + k_1 s + k_2 \operatorname{sig}(s)^p \right) \quad (5)$$

که در آن ε_0 یک ثابت مثبت کوچک و δ_0 یک ثابت مثبت می‌باشند.

قضیه ۱: سیستم دینامیکی (۱) را در نظر بگیرید. با انتخاب مد لغزشی ترمینال (۳)، شرایط رسیدن به مد لغزش (۴) و قانون کنترلی (۵) می‌توان ثابت کرد که:

۱. تمام سیگنال‌های حلقه بسته محدود هستند و سیستم حلقه بسته پایدار است.

است. در [۱۱] برای کنترل حرکت مفصل مچ با تحریک هم‌زمان عضلات بازکننده^۳ و جمع‌کننده^۴، از کنترل لغزشی استفاده شده است. در هر دو تحقیق یاد شده، قانون کنترل بر اساس سطح لغزش خطی بوده است. حال آن که سطح لغزش خطی تنها می‌تواند همگرایی خطای ردیابی را به سمت صفر به صورت مرزی تضمین کند [۱۳].

کنترل لغزشی ترمینال^۵ برای محیا کردن امکان همگرایی سریع‌تر خطای ردیابی به سمت صفر در زمان محدود ارائه شده است [۱۳]. در این روش یک مدل تخمین زده شده از سیستم باید موجود باشد. قانون کنترل در کنترل لغزشی ترمینال همانند کنترل لغزشی کلاسیک، ناپیوسته است. بنابراین یکی از مشکلات استفاده از این روش، بروز چترینگ^۶ در سیگنال کنترلی می‌باشد. برای حل این مشکل در مرجع [۱۴] یک قانون کنترلی پیوسته بر اساس کنترل لغزشی ترمینال ارائه شده است. با استفاده از این روش می‌توان به صورت چشم‌گیری از ایجاد چترینگ جلوگیری کرد.

در این مقاله، یک کنترل لغزشی پیوسته به صورت غیرمتمرکز^۷ برای کنترل حرکت مفصل مچ پای فرد دچار ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی عضلات بازکننده و جمع‌کننده، ارائه شده است. مدل مچ پا به صورت یک سیستم فازی مدل شده است [۱۱]. کارائی کنترل کننده در شرایط بروز خستگی مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- استراتژی کنترل لغزشی ترمینال

یک سیستم غیرخطی چند ورودی-چند خروجی مرتبه دو را به می‌توان صورت (۱) در نظر گرفت:

$$\ddot{x}(t) = f(x, \dot{x}, t) + g(x, \dot{x}, t) \cdot u(t) + d(t) \quad (1)$$

x و \dot{x} متغیرهای حالت قابل اندازه‌گیری، $u(t)$ سیگنال کنترلی و $d(t)$ اغتشاش خارجی هستند. سیگنال $d(t)$ نامعلوم ولی با دامنه محدود می‌باشد. همچنین توابع غیرخطی متغیر با زمان $f(x, \dot{x}, t)$ و $g(x, \dot{x}, t)$ نامعلوم هستند.

³ Extensor

⁴ Flexor

⁵ Terminal sliding mode control

⁶ Chattering

⁷ Decentralized control

⁸ Terminal sliding mode

⁹ Reaching law

$$\theta_g^* = \arg \min_{\theta_g} \left\{ \sup_{x \in D_x} |g(x, \dot{x}, t) - \hat{g}(x, \dot{x})| \right\} \quad (11)$$

۳- شناسایی سیستم اسکلتی-عضلانی

برای شناسایی برون خط سیستم اسکلتی-عضلانی در حرکت مفصل مچ پا در افراد ضایعه نخاعی از روش بیان شده در مرجع [۱۱] استفاده شده است. در این روش، دینامیک غیرخطی سیستم به وسیله یک مدل فازی، بیان شده و پارامترهای مدل فازی به صورت برون خط و به وسیله الگوریتم بازگشتی کوچکترین مربعات^{۱۰} شناسایی شده است. برای شناسایی مدل، فرد دچار ضایعه نخاعی بر روی صندلی طوری نشانده شده است که مفاصل ران و زانو آن در موقعیت ۹۰ درجه باشند در حالی که مفصل مچ پا بتواند باز و بسته شود. عضلات تیبیالیس قدامی^{۱۱} و کالف^{۱۲} با استفاده از الکترودهای سطحی تحریک شده‌اند. پالس‌های تحریک دوقطبی یکسان در فرکانس ثابت ۲۵ هرتز و دامنه ثابت استفاده شده است. الگوهای تحریک تصادفی جداگانه به هر یک از عضلات جمع‌کننده و بازکننده اعمال شده و تغییرات زوایای مفاصل متناظر با آنها اخذ شده‌اند. الگوریتم RLS بر اساس داده‌های اندازه‌گیری شده از موقعیت مفصل مچ پا پیاده‌سازی شده است.

۴- پیاده‌سازی کنترل‌کننده لغزشی ترمینال برای کنترل حرکت مفصل مچ پا

برای کنترل حرکت مفصل مچ پا در افراد ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی و فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده مفصل مچ پا، دو کنترل‌کننده مستقل به صورت غیرمترکز پیاده‌سازی شده است (شکل ۱). هدف، کنترل ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ پا می‌باشد. برای پیاده‌سازی کنترل‌کننده لغزشی ترمینال، دینامیک مفصل-عضله برای هر یک از عضلات جمع‌کننده و بازکننده به ترتیب به شکل زیر قابل بیان است:

$$\ddot{\theta}(t) = f_f(\theta, \dot{\theta}, t) + g_f(\theta, \dot{\theta}, t) \cdot u_f(t) \quad (12)$$

۲. بردار خطای ردیابی e و مشتق اول آن \dot{e} در زمان محدود همگرا می‌شوند.

قضیه ۱ با استفاده از تئوری پایداری لیاپانوف قابل اثبات است [۱۴].

۲-۲- تخمین زننده فازی

برای پیاده‌سازی قانون کنترل (۵) احتیاج به تخمین توابع غیرخطی $f(x, \dot{x}, t)$ و $g(x, \dot{x}, t)$ است. این تخمین به صورت برخط یا برون خط صورت می‌گیرد. بر اساس تئوری تقریب‌زننده جامع در سیستم‌های فازی [۱۵]، توابع $f(x, \dot{x}, t)$ و $g(x, \dot{x}, t)$ را می‌توان با ۲ سیستم فازی تقریب زد. با استفاده از قانون ضرب-استنتاج، فازی‌کننده تکین و غیرفازی‌کننده مرکز-میانگین، خروجی یک سیستم فازی را می‌توان به صورت زیر نوشت [۱۵]:

$$y = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} \tilde{y}^i (\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x}))}{\sum_{i=1}^{n_r} (\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x}))} = \theta^T \psi(x) \quad (6)$$

که در آن $y \in \mathbb{R}$ خروجی سیستم فازی، μ_{A_j} تابع عضویت متغیرهای فازی x و \dot{x} ، n_r تعداد قوانین فازی و \tilde{y}^i نقطه‌ای که در آن تابع عضویت خروجی برابر یک می‌شود. $\theta = [\tilde{y}^1, \tilde{y}^2, \dots, \tilde{y}^{n_r}]^T$ بوده و $\psi = [\psi^1, \psi^2, \dots, \psi^{n_r}]^T$ عبارت است از:

$$\psi^i(x) = \frac{\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x})}{\sum_{i=1}^{n_r} (\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x}))} \quad (7)$$

در این صورت تقریب هر یک از توابع $\hat{f}(x, \dot{x})$ و $\hat{g}(x, \dot{x})$ را می‌توان به صورت زیر بیان کرد:

$$\hat{f}(x, \dot{x}) = \theta_f^T \psi_f \quad (8)$$

$$\hat{g}(x, \dot{x}) = \theta_g^T \psi_g \quad (9)$$

پارامترهای شناسایی بهینه θ_f^* و θ_g^* وجود دارد به صورتی که:

$$\theta_f^* = \arg \min_{\theta_f} \left\{ \sup_{x \in D_x} |f(x, \dot{x}, t) - \hat{f}(x, \dot{x})| \right\} \quad (10)$$

¹⁰ Recursive least squares (RLS)

¹¹ Anterior Tibialis

¹² Calf



شکل ۲. فرد دچار ضایعه نخاعی در حال آزمایش کنترل حرکت مفصل مچ پا با استفاده از عضلات بازکننده و جمع کننده

۵-۲- کنترل ردیابی مسیر مطلوب

نمونه‌هایی از نتایج کنترل حرکت مفصل مچ پا در ۳ فرد دچار ضایعه نخاعی در شکل ۳ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که مسیر مطلوب بدون چترینگ به خوبی دنبال شده است ($RMSE = 0.43^\circ$). همچنین نکته جالب توجه سرعت همگرایی سریع خطای ردیابی است که در کنترل سیستم‌های اسکلتی-عضلانی یکی از نکات مهم می‌باشد.

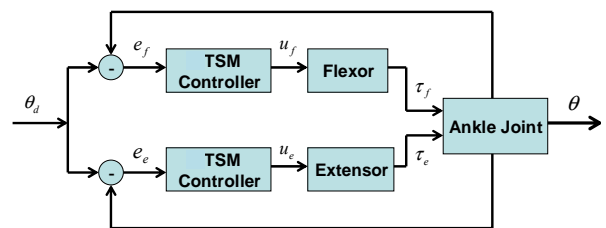
نکته قابل توجه دیگر این که در برخی از فواصل زمانی، عضلات بازکننده و جمع کننده بطور هم‌زمان فعال شده‌اند. به این پدیده فعال‌سازی هم‌زمان^{۱۳} گفته می‌شود. فعال‌سازی هم‌زمان در هنگام حرکات عادی وجود دارد و باعث تنظیم میزان سختی مفاصل می‌شود و فشار را در سطح مفصل توزیع می‌کند و عامل پایداری و محافظت مفصل در حال حرکت و عامل نگه‌دارنده در سرعت‌های بالای حرکت است [۱۶]. همچنین فعال‌سازی هم‌زمان در جبران اثر اغتشاشات نیز تأثیرگذار است [۱۷]. میزان فعال‌سازی هم‌زمان در انسان به شدت تحریک، نوع عملکرد عضله، میزان مهارت فرد در حرکت و میزان خستگی وابسته است و توسط مرکز سیستم عصبی و نخاع کنترل می‌شود [۱۸]. با توجه به اهمیت فعال‌سازی هم‌زمان، در تحریک الکتریکی عملکردی این فرآیند به وسیله نگاشت‌های از پیش تعریف شده در نظر گرفته می‌شده است [۱۶]. اما نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که روش کنترلی قادر به ایجاد فعال‌سازی هم‌زمان بوده،

$$\ddot{\theta}(t) = f_e(\theta, \dot{\theta}, t) + g_e(\theta, \dot{\theta}, t) \cdot u_e(t) \quad (13)$$

θ موقعیت مفصل مچ پا، $u_f(t)$ و $u_e(t)$ به ترتیب پهنای پالس سیگنال تحریک عضلات جمع کننده و بازکننده مفصل مچ پا می‌باشند. سیگنال‌های خطای ردیابی به صورت زیر تعریف شده است:

$$\begin{bmatrix} e_e(t) \\ e_f(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_d(t) - \theta(t) \\ \theta(t) - \theta_d(t) \end{bmatrix} \quad (14)$$

$e_f(t)$ و $e_e(t)$ به ترتیب سیگنال خطای ردیابی برای کنترل کننده‌های بازکننده و جمع کننده می‌باشند.



شکل ۱. کنترل حرکت مفصل مچ پا با استفاده از دو کنترل کننده غیرمتمرکز لغزشی ترمینال برای عضلات بازکننده و جمع کننده

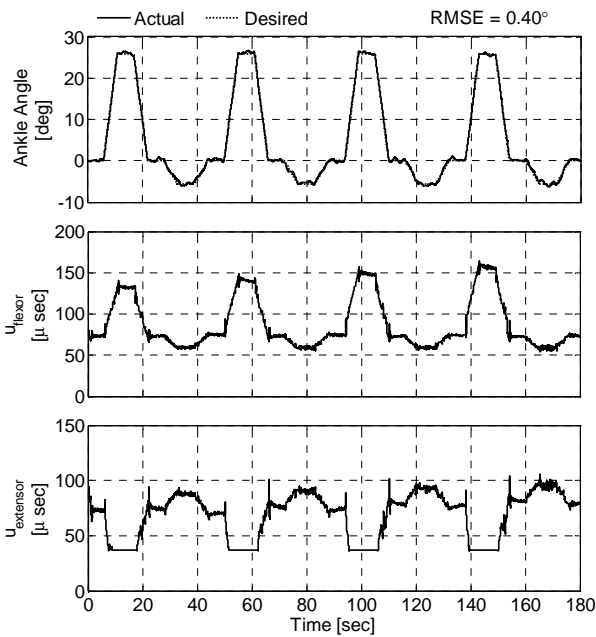
۵- نتایج آزمایش

۵-۱- روند آزمایش

آزمایشات بر روی سه فرد دچار ضایعه نخاعی در سطوح T5، T7 و T11 با استفاده از سیستم تحریک ۸ کاناله قابل اتصال به رایانه [۱]، انجام شده است. فرد بر روی صندلی طوری نشانده شده است که مفاصل ران و زانو آن در موقعیت ۹۰ درجه باشند در حالی که مفصل مچ پا بتواند باز و بسته شود (شکل ۲). عضلات تییبالیس قدامی و کالف با استفاده از الکترودهای سطحی تحریک شده‌اند. از مدولاسیون پهنای پالس (از ۰ تا ۷۰۰ میکرو ثانیه) با پالس‌های تحریک دوقطبی یکسان در فرکانس ثابت ۲۵ هرتز و دامنه ثابت استفاده شده است. کنترل کننده پهنای پالس سیگنال تحریک را تغییر می‌دهد. مقادیر منفی برای پهنای پالس در نظر گرفته نشده‌اند. زاویه مفصل مچ پا با استفاده از سیستم ردیابی حرکت MTx (Xsens Technologies, B.V.) اندازه‌گیری شده است که این سیستم شامل سنسورهای کوچک دقیقی با ۳ درجه آزادی می‌باشد.

بدون اینکه نیازی به تعریف نگاشتی از قبل باشد.

در طی انجام تمام آزمایشات برای افراد مختلف، از مدل فیزی شناسایی شده فرد ر.ر. استفاده شده است. با این حال برای افراد دیگر هم نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که مسیر مطلوب به خوبی ردیابی شده است. این مسأله مقاوم بودن روش پیشنهادی را در مقابل عدم قطعیت مدل نشان می‌دهد زیرا سیستم اسکلتی-عضلانی برای افراد مختلف با توجه به تفاوت‌های فیزیکی، متفاوت است.



(ج)

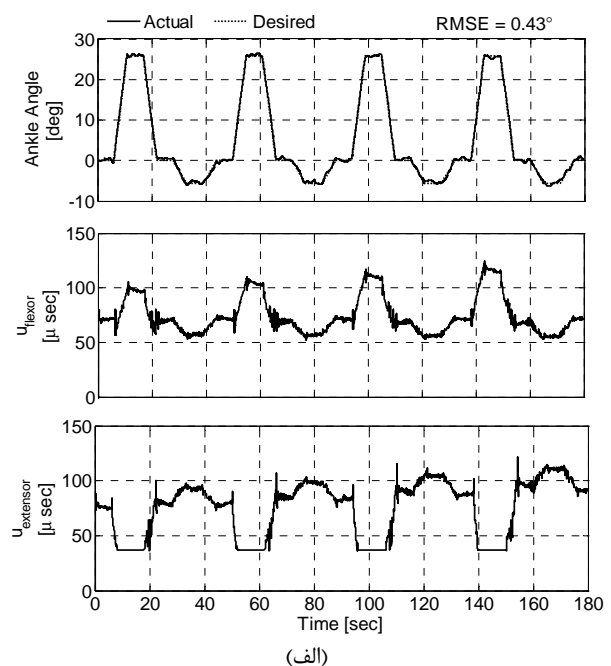
شکل ۳. کنترل حرکت مفصل مچ پا و تعقیب مسیر مطلوب باز و جمع شدن مفصل مچ پا در افراد دچار ضایعه نخاعی ر.ر. (الف)، ا.ا. (ب) و م.ص. (ج). شکل‌ها از بالا به پایین عبارتند از: زاویه مفصل، سیگنال تحریک مفصل جمع‌کننده و سیگنال تحریک مفصل بازکننده

۵-۳- عملکرد کنترل‌کننده در حالت خستگی

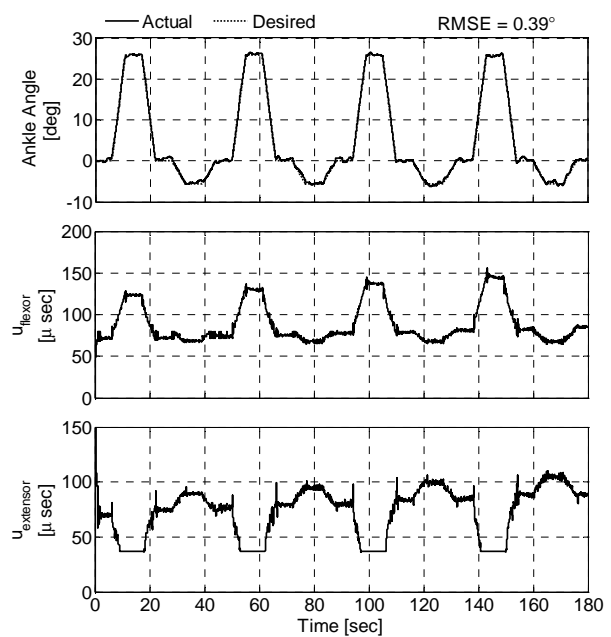
در شکل ۳ دیده می‌شود که با گذشت زمان پهنای پالس سیگنال تحریک عضلات بازکننده و جمع‌کننده، افزایش یافته است. این بدان معناست که کنترل‌کننده توانسته با زیاد کردن پهنای پالس سیگنال تحریک، اثر خستگی عضلانی را جبران کند. با بروز خستگی در عضله، میزان گشتاور ایجاد شده توسط عضله در مفصل کاهش یافته و گشتاور لازم برای حرکت مطلوب مفصل ایجاد نمی‌شود. کنترل‌کننده با افزایش پهنای پالس سیگنال تحریک و به کارگیری فیبرهای عضلانی بیشتر، باعث تأمین گشتاور لازم در مفصل می‌شود. خستگی در عضله باعث تغییر رفتار عضله و در نتیجه تغییر دینامیک سیستم می‌شود اما چون کنترل لغزشی ترمینال یک روش کنترل مقاوم با سرعت همگرایی بالاست، توانسته است خستگی و خاصیت متغیر با زمان بودن سیستم را به خوبی جبران کند.

۶- جمع بندی

در این مقاله، یک روش کنترل مقاوم از تلفیق کنترل لغزشی ترمینال و کنترل غیرمتمرکز برای کنترل حرکت مفصل مچ پا در افراد ضایعه نخاعی پیشنهاد شده است. در روش کنترلی پیشنهادی خطای ردیابی در حضور نامعینی در مدل شناسایی



(الف)



(ب)

فناوری عصبی ایران، دانشگاه علم و صنعت ایران انجام شده است. از تمام عزیزان دچار ضایعه نخاعی که ما را در این تحقیق یاری کردند، سپاسگزاری می‌نماییم.

مراجع

- [1] J. J. Abbas and H. J. Chizeck, "Feedback control of coronal plane hip angle in paraplegic subjects using functional neuromuscular stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 7, pp. 687-698, 1991.
- [2] N. Lan, P. E. Crago, and H. J. Chizeck, "Control of end-point forces of a multi-joint limb by functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 10, pp. 935-965, 1991.
- [3] L. A. Bernotas, P. E. Crago, and H. J. Chizeck, "Adaptive control of electrically stimulated muscle," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 2, pp. 140-147, 1987.
- [4] M. S. Hatwell, B. J. Oderkerk, C. A. Sacher, and G. F. Inbar, "The development of a model reference adaptive controller to control the knee joint of paraplegics," *IEEE Trans. Automat. Contr.*, vol. 36, no. 6, pp. 683-691, 1991.
- [5] N. Lan, P. E. Crago, and H. J. Chizeck, "Feedback control methods for task regulation by electrical stimulation of muscle," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 12, pp. 1213-1223, 1991.
- [6] D. B. Popovic, R. B. Stein, M. N. Oguztoreli, M. Lebedowska and S. Jonic, "Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer stimulation study," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 7, no. 1, pp. 69-79, 1999.
- [7] J. J. Abbas and H. J. Chizeck, "Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 11, pp. 1117-1127, 1995.
- [8] J. Reiss and J. J. Abbas, "Adaptive control of cyclic movements as muscles fatigue using functional neuromuscular stimulation," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, no. 3, pp. 326-330, 2001.
- [9] S. Došen and D. B. Popović, "Moving-window dynamic optimization: design of stimulation profiles for walking," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 5, pp. 1298-1309, 2009.
- [10] A. Ajoudani and A. Erfanian, "A neuro-sliding mode control with adaptive modeling of uncertainty for control of movement in paralyzed limbs using functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, pp. 1771-1780, 2009.
- [11] H. R. Kobravi and A. Erfanian, "Decentralized adaptive robust control based on sliding mode and nonlinear compensator for the control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist-antagonist muscles," *J. Neural Eng.*, vol. 6, pp. 1-10, 2009.
- [12] J.-J. E. Slotine and W. Li, *Applied Nonlinear Control*. NJ: Prentice Hall, 1991.
- [13] Y. Feng, X. Yu and Z. Man, "Non-singular terminal sliding mode control of rigid manipulators," *Automatica*, vol. 38, pp. 2159-2167, 2002.
- [14] S. Yu, X. Yu, B. Shirin zadeh and Z. Mand, "Continuous finite-time control for robotic manipulators with terminal sliding mode," *Automatica*, vol. 41, pp. 1957-1964, 2005.
- [15] L.X. Wang, *Adaptive Fuzzy Systems and Control: Design and Stability Analysis*. NJ: Prentice Hall, 1994.
- [16] B. Zhou, S. R. Katz, R. V. Baratta, M. Solomonow and R. D. D'Ambrosia, "Evaluation of antagonist coactivation strategies elicited from electrically stimulated muscles under load-moving conditions," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 7, pp. 620-633, 1997.
- [17] P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros and A. Mattar, "Role of cocontraction in arm movement accuracy," *Journal of Neurophysiol.*, vol. 89, pp. 2396-2405, 2003.
- [18] M. Lévéné, Ch. Kotzamanidis, A. Carpentier and J. Duchateau, "Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction," *Journal of Applied Physiology*, vol. 99, pp. 1182-1188, 2005.

شده، در زمان محدود به باند کوچکی در همسایگی صفر همگرا می‌شود. نتایج آزمایشات ارائه شده نشان می‌دهد که با استفاده از روش کنترل لغزشی ترمینال، مشکل همگرایی نمایی خطای ردیابی در کنترل لغزشی کلاسیک به خوبی حل شده است.

یکی دیگر از مشکلات کنترل لغزشی کلاسیک، وجود پدیده چترینگ می‌باشد. قانون کنترل پیشنهاد شده برعکس روش‌های کلاسیک کنترل لغزشی، پیوسته است بنابراین مشکل چترینگ در خروجی سیستم وجود ندارد.

نتایج آزمایشات نشان می‌دهد که کنترل مقاوم پیشنهاد شده، توانسته است به خوبی حرکت مطلوب مفصل مچ پا را برای سه فرد دچار ضایعه نخاعی کنترل کند. همچنین کنترل کننده توانایی جبران خستگی عضلانی را دارد. با توجه به این که برای پیاده‌سازی روش پیشنهادی روی افراد مختلف تنها از یک مدل فازی شناسایی شده، استفاده شده است؛ کنترل کننده به خوبی توانسته سیگنال تحریک مناسب برای ردیابی مسیر مطلوب حرکت مچ پا را ایجاد کند.

در این روش، با استفاده از تکنیک‌های مطرح شده در کنترل غیرمتمرکز، امکان تحریک هم‌زمان عضلات بازکننده و جمع کننده به وجود آمده است که باعث افزایش پایداری مفصل مچ پا شده است. این فعال‌سازی هم‌زمان می‌تواند به جبران اغتشاشات خارجی کمک کند. در این طراحی به دلیل مقاوم بودن کنترل کننده، می‌توان اثر متقابل عضلات بازکننده و جمع کننده را در مدل شناسایی شده نادیده گرفت. با وجود فعال‌سازی هم‌زمان عضلات بازکننده و جمع کننده، این عضلات در زمان‌هایی که لازم نبوده، تحریک نشده‌اند. با این عملکرد میزان خستگی عضلانی کاهش پیدا کرده است.

با توجه به این که برای کنترل حرکت مچ پای همه افراد دچار ضایعه نخاعی از یک مدل شناسایی شده استفاده شده است، عملکرد روش پیشنهاد شده برای هر سه فرد تقریباً شبیه می‌باشد اما با توجه به قدرت عضلانی هر فرد، کنترل کننده به صورت خودکار آفست¹⁴ پهنای باند سیگنال تحریک الکتریکی را تنظیم کرده است.

سپاسگزاری

این پژوهش در آزمایشگاه کنترل عصبی-عضلانی، مرکز