

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^۱، عباس عرفانیان امیدوار^۲

خلاصه

مقدمه: کنترل لغزشی از روش‌های موثر برای کنترل حرکت در سیستم‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی است. از مشکلات مهم استفاده از کنترل لغزشی کلاسیک در این سیستم‌ها، همگرایی خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل‌ها به صورت نمایی است. یکی از روش‌های حل این مشکل استفاده از کنترل لغزشی ترمینال می‌باشد. نکته برجسته کنترل لغزشی ترمینال، مقام بودن آن در مواجه 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.

روش‌ها: در این مقاله یک روش کنترل غیرمتمرکز مبتنی بر کنترل لغزشی ترمینال به منظور کنترل حرکت مفصل مچ پا در افراد دچار ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی پیشنهاد می‌شود. در این روش، کنترل مفصل مچ پا با استفاده از فعال‌سازی گروه عضلات بازکننده و جمع‌کننده انجام می‌شود. برای این منظور برای هر یک از گروه عضلات بازکننده و جمع‌کننده، یک کنترل‌کننده لغزشی ترمینال مستقل در نظر گرفته شده است.

یافته‌ها: روش ارائه شده برای کنترل حرکت مفصل مچ پای سه فرد دچار ضایعه نخاعی در شرایط معمولی و خستگی عضلانی بکار گرفته شده است. وظیفه کنترل‌کننده، تعیین الگوهای تحریک عضلات است به نحوی که زاویه مچ پا مسیر معینی را دنبال کند. نتایج نشان می‌دهد که کنترل‌کننده قادر به کنترل دقیق حرکت مچ پا با دقت خوبی می‌باشد. همچنین کنترل‌کننده با تنظیم سریع الگوهای تحریک قادر به جبران خستگی عضلانی بوده است.

نتیجه‌گیری: نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که کنترل‌کننده پیشنهادی، یک روش موثر برای کنترل حرکت در بیماران ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی است.

واژگان کلیدی: تحریک الکتریکی عملکردی، کنترل غیرمتمرکز، کنترل لغزشی ترمینال، کنترل گام برداشتن.

^۱ کاندیدای دکتری مهندسی برق، آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران.

^۲ دانشیار مهندسی پزشکی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران.

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 کنترل‌کننده در شرایط بروز خستگی مورد بررسی قرار گرفته است.

روش‌ها

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

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

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 [۱۱]-[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 مواجه 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 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

¹ Functional electrical stimulation (FES)

² Sliding mode control (SMC)

³ Extensor

⁴ Flexor

⁵ Terminal sliding mode control

⁶ Chattering

⁷ Decentralized control

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، فازی کننده تکین و غیرفازی کننده مرکز-میانگین، خروجی یک سیستم فازی را می‌توان به صورت زیر نوشت [۱۵]:

$$y = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} \tilde{y}^i (\mu_{A_i^1}(x) \times \mu_{A_i^2}(\dot{x}))}{\sum_{i=1}^{n_r} (\mu_{A_i^1}(x) \times \mu_{A_i^2}(\dot{x}))} = \theta^T \psi(x) \quad (6)$$

که در آن $\psi \in \mathbf{R}$ خروجی سیستم فازی، $\mu_{A_j^i}$ 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:

$$\psi^i(x) = \frac{\mu_{A_i^1}(x) \times \mu_{A_i^2}(\dot{x})}{\sum_{i=1}^{n_r} (\mu_{A_i^1}(x) \times \mu_{A_i^2}(\dot{x}))} \quad (7)$$

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:

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

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

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

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 $w(x, \dot{x}, t)$ نامعینی می‌باشند که دامنه $w(x, \dot{x}, t)$ محدود است.

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:

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

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

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

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

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

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

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:

- تمام سیگنال‌های حلقه بسته محدود هستند و سیستم حلقه بسته پایدار است.
- 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].

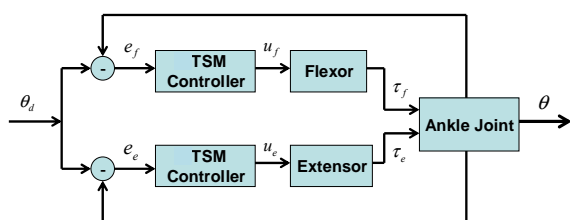
تخمین زننده فازی: برای پیاده‌سازی قانون کنترل (۵) احتیاج به تخمین توابع غیرخطی $f(x, \dot{x}, t)$ و $g(x, \dot{x}, t)$ است. این تخمین به صورت برخط یا برون خط صورت می‌گیرد. بر اساس تئوری تقریب‌زننده

⁸ Terminal sliding mode

⁹ Reaching law

¹⁰ Recursive least squares (RLS)

ران و زانو آن در موقعیت ۹۰ درجه باشند در حالی که مفصل مچ پا بتواند باز و بسته شود (شکل ۲).



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

عضلات تیبیالیس قدامی و کالف با استفاده از 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 می دهد. مقادیر منفی برای پهنای پالس در نظر گرفته نشده اند. زاویه مفصل مچ پا با استفاده از سیستم ردیابی حرکت MTx (Xsens Technologies,) شامل (B.V.) اندازه گیری شده است که این سیستم شامل سنسورهای کوچک دقیقی با ۳ درجه آزادی می باشد.



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

کنترل ردیابی مسیر مطلوب: نمونه هایی از نتایج کنترل حرکت مفصل مچ پا در ۳ فرد دچار ضایعه نخاعی در شکل ۳ ارائه شده است. نتایج نشان می دهد که مسیر

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 شده اند. پالسهای تحریک دوقطبی یکسان در فرکانس ثابت ۲۵ هرتز و دامنه ثابت استفاده شده است. الگوهای تحریک تصادفی جداگانه به هر یک از عضلات جمع کننده و بازکننده اعمال شده و تغییرات زوایای مفاصل متناظر با آنها اخذ شده اند. الگوریتم RLS بر اساس داده های اندازه گیری شده از موقعیت مفصل مچ پا پیاده سازی شده است.

پیاده سازی کنترل کننده لغزشی ترمینال برای

کنترل حرکت مفصل مچ پا: برای کنترل حرکت فصل مچ پا در افراد ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی و فعال سازی عضلات بازکننده و جمع کننده مفصل مچ پا، دو کنترل کننده مستقل به صورت غیرمترکز پیاده سازی شده است (شکل ۱). هدف، کنترل ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ پا می باشد. برای پیاده سازی کنترل کننده لغزشی ترمینال، دینامیک مفصل-عضله برای هر یک از عضلات جمع کننده و بازکننده به ترتیب به شکل زیر قابل بیان است:

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

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

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 می باشند. سیگنال های خطای ردیابی به صورت زیر تعریف شده است:

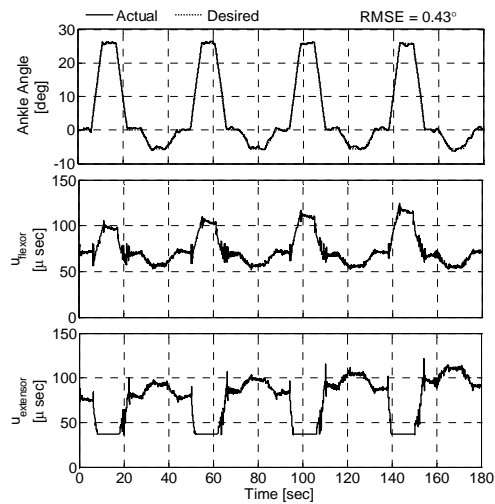
$$\begin{bmatrix} e_e(t) \\ e_f(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_d(t) - \theta(t) \\ \theta(t) - \theta_d(t) \end{bmatrix} \quad (14)$$

$e_e(t)$ و $e_f(t)$ به ترتیب سیگنال خطای ردیابی برای کنترل کننده های بازکننده و جمع کننده می باشند.

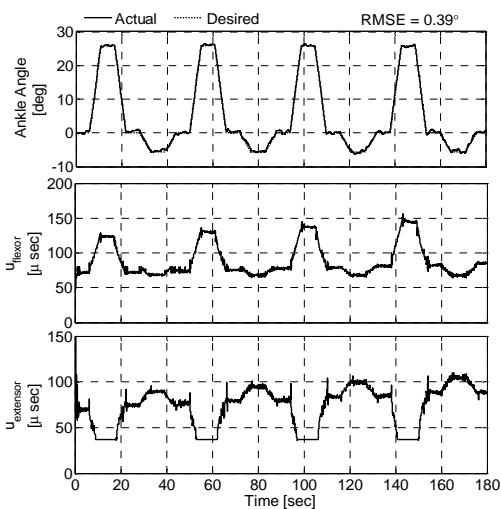
یافته ها

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، انجام شده است. فرد بر روی صندلی طوری نشاندگی شده است که مفاصل

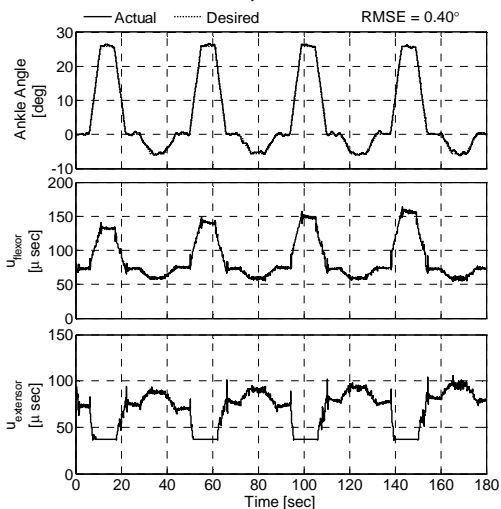
¹¹ Anteriori Tibialis
¹² Calf



(الف)



(ب)



(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

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 جمع‌کننده 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، بدون اینکه نیازی به تعریف نگاشتی از قبل باشد.

در طی انجام تمام آزمایشات برای افراد مختلف، از مدل فازی 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.

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.

¹³ Co-activation

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 پهناى 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.

بحث و 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 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 کنترل‌کننده 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؛ کنترل‌کننده 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 جمع‌کننده 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 کنترل‌کننده، می‌توان اثر متقابل عضلات بازکننده و جمع‌کننده را در مدل شناسایی شده نادیده گرفت. با وجود فعال‌سازی هم‌زمان عضلات بازکننده و جمع‌کننده، 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، کنترل‌کننده به صورت خودکار آفست پهناى باند سیگنال تحریک الکتریکی را تنظیم کرده است.

تقدیر و تشکر

این پژوهش در آزمایشگاه کنترل عصبی-عضلانی، مرکز 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.

References

1. Abbas JJ, Chizeck HJ. Feedback control of coronal plane hip angle in paraplegic subjects using functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991; 38(7): 687-98.
2. Lan N, Crago PE, Chizeck HJ. Control of end-point forces of a multi-joint limb by functional electrical stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991; 38(10): 935-65.
3. Bernotas LA, Crago PE, Chizeck HJ. Adaptive control of electrically stimulated muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987; 34(2): 140-7;
4. Hatwell MS, Oderkerk BJ, Sacher CA, Inbar GF. The development of a model reference adaptive controller to control the knee joint of paraplegics. *IEEE Trans Automat Contr* 1991; 36(6): 683-91.
5. Lan N, Crago PE, Chizeck HJ. Feedback control methods for task regulation by electrical stimulation of muscle. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 1991; 38(12): 1213-23.
6. Popović DB, Stein RB, Oguztoreli MN, Lebedowska M, Jonić S. Optimal control of walking with functional electrical stimulation:

- a computer stimulation study. *IEEE Trans Rehab.Eng* 1999; 7(1): 69-79.
7. Abbas JJ, Chizeck HJ. Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies. *IEEE Trans Biomed Eng* 1995; 42(11): 1117-27.
 8. Reiss J, Abbas JJ. Adaptive control of cyclic movements as muscles fatigue using functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001; 9(3): 326-30.
 9. Došen S, Popović DB. Moving-window dynamic optimization: design of stimulation profiles for walking. *IEEE Trans Biomed Eng* 2009; 56(5): 1298-309.
 10. Ajoudani A, Erfanian A. 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* 2009; 56(7): 1771-80.
 11. Kobravi HR, Erfanian A. 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* 2009; 6: 1-10.
 12. Slotine JJ, Li W. *Applied Nonlinear Control*. New Jersey: Prentice Hall; 1991.p.277-303.
 13. Feng Y, Yu X, Man Z. Non-singular terminal sliding mode control of rigid manipulators. *Automatica* 2002; 38: 2159-67.
 14. Yu S, Yu X, Shirin zadeh B, Mand Z. Continuous finite-time control for robotic manipulators with terminal sliding mode. *Automatica* 2005; 41: 1957-64.
 15. L.X. Wang, *Adaptive Fuzzy Systems and Control: Design and Stability Analysis*. NJ: Prentice Hall, 1994.
 16. Zhou B, Katz SR, Baratta RV, Solomonow M, D'Ambrosia RD. Evaluation of antagonist coactivation strategies elicited from electrically stimulated muscles under load-moving conditions. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997; 44(7): 620-33.
 17. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol* 2003; 89: 2396-405.
 18. Lévénez M, Kotzamanidis Ch, Carpentier A, Duchateau J. Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. *J Applied Physiology* 2005; 99: 1182-8.

Decentralized terminal sliding mode control of ankle movement in paraplegic subjects using functional electrical stimulation of agonist-antagonist muscles

Vahab Nekoukar¹, Abbas Erfanian²

Abstract

Background: Sliding mode control is an effective method for controlling the neuromusculoskeletal systems. A major problem of conventional sliding mode control is exponential convergence of the tracking errors. To solve this problem, researchers proposed a robust control strategy called terminal sliding mode control. The main advantages of the terminal sliding mode control are not only robustness against uncertainties and external disturbances but also finite time convergence of tracking errors.

Methods: In this paper, we propose a decentralized control strategy which is based on terminal sliding mode control, for control of the ankle joint in paraplegic subjects using functional electrical stimulation. Agonist-antagonist co-activation is used to control the ankle movement.

Finding: The proposed control strategy was employed for control of ankle joint in three paraplegic subjects. The control task is to determine the stimulation pattern such that the ankle movement trajectory converges to the desired trajectory. The experimental results on three paraplegic subjects show that the proposed controller provides excellent tracking control of reference trajectories and it can generate control signals to compensate the effects of muscle fatigue.

Conclusion: The results of this study show that the proposed control strategy is an effective approach for control of movement in paraplegic subjects using functional electrical stimulation.

Keywords: Functional electrical stimulation, decentralized control, terminal sliding mode control, walking control.

¹ Ph.D. Candidate of Electrical Engineering, Iran Neural Technology Center, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology.

² Associated Professor of Biomedical Engineering, Iran Neural Technology Center, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology.

Corresponding Author: Abbas Erfanian, Email: erfanian@iust.ac.ir