مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال بیست و نهم/شماره ۱۷٤/ ویژه نامه (مهندسی پزشکی) ۱۳۹۰
مقاله پژوهشی
تاریخ دریافت: ۹۰/۸/۲ تاریخ پذیرش: ۹۰/۱۱/۴

کنترل لغزشی ترمینال حرکت مفصل مچ پا با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی در افراد دچار ضایعه‌ی نخاعی

وهاب نکوکار[۱]، دکتر عباس عرفانیان امیدوار[۲]

خلاصه

مقدمه: کنترل لغزشی از روش‌های مؤثر 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. نکته‌ی برجسته‌ی کنترل لغزشی ترمینال، مقاوم 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 مطالعه یک روش کنترل غیرمتمرکز مبتنی بر کنترل لغزشی ترمینال به منظور کنترل حرکت مفصل مچ پا در افراد دچار ضایعه‌ی نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی پیشنهاد شد. روش ارائه شده برای کنترل حرکت مفصل مچ پای سه فرد دچار ضایعه‌ی نخاعی در شرایط معمولی و خستگی عضلانی به کار گرفته شد. در این روش، کنترل مفصل مچ پا با استفاده از فعال‌سازی گروه عضلات بازکننده و جمع‌کننده انجام شد. برای این منظور برای هر یک از گروه عضلات بازکننده و جمع کننده، یک کنترل کننده‌ی لغزشی ترمینال مستقل در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: وظیفه‌ی کنترل کننده، تعیین الگوهای تحریک عضلات بود به نحوی که زاویه‌ی مچ پا مسیر معینی را دنبال کند. نتایج نشان داد که کنترل کننده قادر به کنترل دقیق حرکت مچ پا با دقت خوبی بود. همچنین کنترل کننده با تنظیم سریع الگوهای تحریک قادر به جبران خستگی عضلانی بود.

نتیجه‌گیری: نتایج این تحقیق نشان داد که کنترل کننده‌ی پیشنهادی، یک روش مؤثر برای کنترل حرکت در بیماران ضایعه‌ی نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی است.

واژگان کلیدی: تحریک الکتریکی عملکردی، کنترل غیر متمرکز، کنترل لغزشی ترمینال، کنترل گام برداشتن

مقدمه

هم اکنون تحقیقات فراوانی در جهت بهبود زندگی بیماران معلول ضایعه‌ی 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 یکی از روش‌های مؤثر برای ایجاد حرکت در افراد دچار ضایعه‌ی نخاعی و صدمه‌ی مغزی می‌باشد. اما تاکنون به دلیل وجود محدودیت‌های فراوانی که در استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی با الکترودهای روی پوستی و یا زیر پوستی وجود داشته است، عملکرد حرکتی در فرد ضایعه‌ی نخاعی به صورت کامل بهبود نیافته است (۵-۱).

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

[۱] دانشجوی دکتری مهندسی برق، آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران
[۲] دانشیار، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: دکتر عباس عرفانیان امیدوار
Email: erfanian@iust.ac.ir

تحریک الکتریکی عملکردی ارائه شده است. به طور مثال می‌توان به کنترل عصبی (۷)، کنترل تطبیقی (۸)، کنترل بهینه (۹) و کنترل لغزشی (۱۱-۱۰) اشاره کرد. با این وجود هنوز ارائه‌ی 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 دامنه‌ی محدود، کنترل لغزشی می‌باشد (۱۲). در مطالعات قبلی این روش برای کنترل حرکت عضو فلج ارائه شده است (۱۱-۱۰). در مطالعه‌ی آجودانی و عرفانیان از ترکیب کنترل لغزشی و شبکه‌ی عصبی برای کنترل حرکت مفصل زانو با تحریک عضلات چهار سر ران استفاده شده است (۱۰). کبراوی و عرفانیان برای کنترل حرکت مفصل مچ با تحریک هم‌زمان عضلات بازکننده و جمع‌کننده، از کنترل لغزشی استفاده کردند. 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 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 در سیگنال کنترلی می‌باشد. برای حل این مشکل Yu و همکاران یک قانون کنترلی پیوسته بر اساس کنترل لغزشی ترمینال ارائه دادند (۱۴). با استفاده از این روش می‌توان به صورت چشم‌گیری از ایجاد چترینگ جلوگیری کرد.

در این مقاله، یک کنترل لغزشی پیوسته به صورت غیرمتمرکز برای کنترل حرکت مفصل مچ پای فرد دچار ضایعه‌ی نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی عضلات بازکننده و جمع کننده، ارائه شد. مدل مچ پا به صورت یک سیستم فازی مدل شده است (۱۱) و کارایی کنترل کننده در شرایط بروز خستگی مورد بررسی قرار گرفت.

روش‌ها

استراتژی کنترل لغزشی ترمینال: یک سیستم غیرخطی چند ورودی-چند خروجی مرتبه‌ی دو را به می‌توان صورت (۱) در نظر گرفت:

$$\ddot{x}(t) = f(x, \dot{x}, t) + g(x, \dot{x}, t)\cdot u(t) + d(t) \quad (۱)$$

x و $\dot{x}$ متغیرهای حالت قابل اندازه‌گیری، $u(t)$ سیگنال کنترلی و $d(t)$ اغتشاش خارجی هستند. سیگنال $d(t)$ نامعلوم ولی با دامنه‌ی محدود می‌باشد. همچنین توابع غیرخطی متغیر با زمان $f(x, \dot{x}, t)$ و $g(x, \dot{x}, t)$ نامعلوم هستند. می‌توان معادله‌ی (۱) را به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$\ddot{x}(t) = \hat{f}(x, \dot{x}) + \hat{g}(x, \dot{x})\cdot u(t) + w(x, \dot{x}, t) \quad (۲)$$

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 $w(x, \dot{x}, t)$ مقدار نامعینی می‌باشند و دامنه‌ی $w(x, \dot{x}, t)$ محدود است.

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

www.mui.ac.ir

$$s(t) = e(t) + \beta\, sig(\dot{e})^{\gamma} = 0 \quad (۳)$$

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

$$\dot{s}(t) = -k_1 s(t) - k_2 sig(s)^{p} \quad (۴)$$

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

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

$$u(t) = \hat{g}(x, \dot{x})[\varepsilon_0 + \hat{g}(x, \dot{x})^2]^{-1}\Big(-\hat{f}(x, \dot{x}) + \ddot{x}_d + \beta^{-1}\gamma^{-1} sig(\dot{e})^{2-\gamma} + k_1 s + k_2 sig(s)^{p}\Big) \quad (۵)$$

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

قضیه‌ی 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 حلقه‌ی بسته محدود هستند و سیستم حلقه‌ی بسته پایدار است.
- بردار خطای ردیابی e و مشتق اول آن $\dot{e}$ در زمان محدود هم‌گرا می‌شوند.

قضیه‌ی ۱ با استفاده از تئوری پایداری لیاپانوف قابل اثبات است (۱۴).

تخمین‌زننده‌ی 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 برون‌خط صورت می‌گیرد. بر اساس تئوری تقریب‌زننده‌ی 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، فازی‌کننده‌ی تکین و غیرفازی کننده‌ی مرکز-میانگین، خروجی یک سیستم فازی را می‌توان به صورت زیر نوشت (۱۵):

$$y = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} \tilde{y}^{i}\left(\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x})\right)}{\sum_{i=1}^{n_r}\left(\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x})\right)} = \theta^T \psi(x) \quad (۶)$$

که در آن $y \in \mathbb{R}$ 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. $\theta = [\tilde{y}^1, \tilde{y}^2 \ldots, \tilde{y}^{n_r}]^T$ بوده و $\psi = [\psi^1, \psi^2, \ldots \psi^{n_r}]^T$ عبارت است از:

$$\psi^{i}(x) = \frac{\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x})}{\sum_{i=1}^{n_r}\left(\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x})\right)} \quad (۷)$$

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:

$$\hat{f}(x, \dot{x}) = \theta_f^T \psi_f \quad (۸)$$

$$\hat{g}(x, \dot{x}) = \theta_g^T \psi_g \quad (۹)$$

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

$$\theta_f^* = \arg\min_{\theta_f}\left\{\sup_{x \in D_x}\left|f(x, \dot{x}, t) - \hat{f}(x, \dot{x})\right|\right\} \quad (۱۰)$$

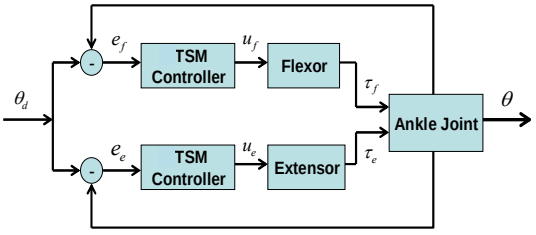
$$\theta_g^* = \arg\min_{\theta_g}\left\{\sup_{x \in D_x}\left|g(x, \dot{x}, t) - \hat{g}(x, \dot{x})\right|\right\} \quad (۱۱)$$

شناسایی سیستم اسکلتی-عضلانی: برای شناسایی برون‌خط سیستم اسکلتی-عضلانی در حرکت مفصل مچ پا در افراد ضایعه‌ی نخاعی از روش بیان شده در مطالعه‌ی کبراوی و عرفانیان استفاده شد (۱۱). در این روش، دینامیک غیرخطی سیستم به وسیله‌ی یک مدل فازی، بیان شده است و پارامترهای مدل فازی به صورت برون‌خط و به وسیله‌ی الگوریتم بازگشتی

www.mui.ac.ir

کوچک‌ترین مربعات شناسایی شده است. برای شناسایی مدل، فرد دچار ضایعه‌ی نخاعی بر روی صندلی طوری نشانده شد که مفاصل ران و زانوی وی در موقعیت ۹۰ درجه بودند، در حالی که مفصل مچ پا می‌توانست باز و بسته شود. عضلات تیبیالیس قدامی و کالف با استفاده از الکترودهای سطحی تحریک شدند. پالس‌های تحریک دوقطبی یکسان در فرکانس ثابت ۲۵ هرتز و دامنه‌ی ثابت استفاده شد. الگوهای تحریک تصادفی جداگانه به هر یک از عضلات جمع‌کننده و بازکننده، اعمال شد و تغییرات زوایای مفاصل متناظر با آن‌ها اخذ شدند. الگوریتم RLS بر اساس داده‌های اندازه‌گیری شده از موقعیت مفصل مچ پا پیاده‌سازی شد.

پیاده‌سازی کنترل‌کننده‌ی لغزشی ترمینال برای کنترل حرکت مفصل مچ پا: برای کنترل حرکت فصل مچ پا در افراد ضایعه‌ی نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی و فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده‌ی مفصل مچ پا، دو کنترل‌کننده‌ی مستقل به صورت غیرمتمرکز پیاده‌سازی شده است (شکل ۱).



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

هدف، کنترل ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ پا می‌باشد. برای پیاده‌سازی کنترل‌کننده‌ی لغزشی ترمینال، دینامیک مفصل-عضله برای هر یک از عضلات جمع کننده و بازکننده به ترتیب به شکل زیر قابل بیان است:

$$\ddot{\theta}(t) = f_f(\theta,\dot{\theta},t) + g_f(\theta,\dot{\theta},t)\cdot u_f(t) \qquad (۱۲)$$

$$\ddot{\theta}(t) = f_e(\theta,\dot{\theta},t) + g_e(\theta,\dot{\theta},t)\cdot u_e(t) \qquad (۱۳)$$

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

$$\begin{bmatrix} e_e(t) \\ e_f(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_d(t) - \theta(t) \\ \theta(t) - \theta_d(t) \end{bmatrix} \qquad (۱۴)$$

$e_e(t)$ و $e_f(t)$ به ترتیب سیگنال خطای ردیابی برای کنترل‌کننده‌های بازکننده و جمع‌کننده می‌باشند.

یافته‌ها

روند آزمایش: آزمایشات بر روی سه فرد دچار ضایعه‌ی نخاعی در سطوح T5، T7 و T11 با استفاده از سیستم تحریک ۸ کاناله‌ی قابل اتصال به رایانه، انجام شد. فرد بر روی صندلی طوری نشانده شد که مفاصل ران و زانوی وی در موقعیت ۹۰ درجه بود در حالی که مفصل مچ پا می‌توانست باز و بسته شود (شکل ۲).

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

www.mui.ac.ir

عضلات تیبیالیس قدامی و کالف با استفاده از الکترودهای سطحی تحریک شدند. از مدولاسیون پهنای پالس (از ۰ تا ۷۰۰ میکروثانیه) با پالس‌های تحریک دوقطبی یکسان در فرکانس ثابت ۲۵ هرتز و دامنه‌ی ثابت استفاده شد. کنترل‌کننده‌ی پهنای پالس سیگنال تحریک را تغییر داد. مقادیر منفی برای پهنای پالس در نظر گرفته نشدند. زاویه‌ی مفصل مچ پا با استفاده از سیستم ردیابی حرکت MTx (Xsens Technologies, B.V.) اندازه‌گیری شد که این سیستم شامل سنسورهای کوچک دقیقی با ۳ درجه آزادی بود.

کنترل ردیابی مسیر مطلوب: نمونه هایی از نتایج کنترل حرکت مفصل مچ پا در ۳ فرد دچار ضایعه ی نخاعی در شکل ۳ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که مسیر مطلوب بدون چترینگ به خوبی دنبال شده است (RMSE = 0.43º). همچنین نکته‌ی جالب توجه سرعت هم گرایی سریع خطای ردیابی است که در کنترل سیستم‌های اسکلتی–عضلانی یکی از نکات مهم بود.

نکته‌ی قابل توجه دیگر این که در برخی از فواصل زمانی، عضلات بازکننده و جمع‌کننده به طور هم‌زمان فعال شدند. به این پدیده فعال سازی هم زمان 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 ی 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 بود، بدون این که نیازی به تعریف نگاشتی از قبل باشد.

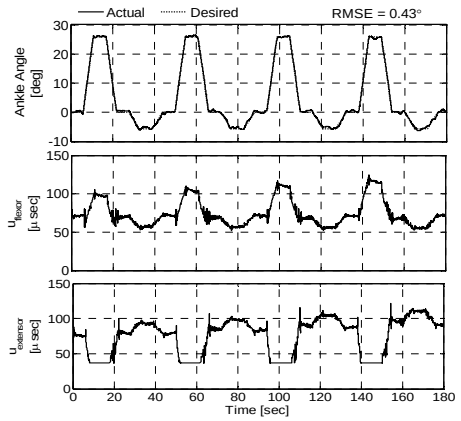
در طی انجام تمام آزمایشات برای افراد مختلف، از مدل فازی شناسایی شده‌ی فرد ر.ر. استفاده شد. با این حال برای افراد دیگر هم نتایج به دست آمده نشان داد که مسیر مطلوب به خوبی ردیابی شده است. این مسأله مقاوم بودن روش پیشنهادی را در مقابل عدم قطعیت مدل نشان می‌دهد زیرا سیستم اسکلتی–عضلانی برای افراد مختلف با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

عملکرد کنترل کننده 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 معنا است که کنترل‌کننده توانسته است با زیاد کردن پهنای پالس سیگنال تحریک، اثر خستگی عضلانی را جبران کند.

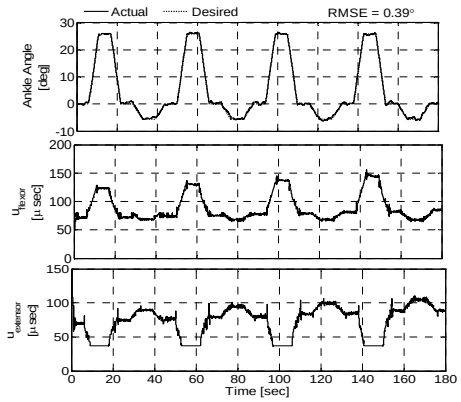
با بروز خستگی در عضله، میزان گشتاور ایجاد شده توسط عضله در مفصل کاهش یافت و گشتاور لازم برای حرکت مطلوب مفصل ایجاد نشد. کنترل کننده با افزایش پهنای پالس سیگنال تحریک شد و به کارگیری فیبرهای عضلانی بیشتر، باعث تأمین گشتاور لازم در مفصل شد. خستگی در عضله باعث تغییر رفتار عضله و در نتیجه تغییر دینامیک سیستم گردید اما چون کنترل لغزشی ترمینال یک روش کنترل مقاوم با سرعت هم گرایی بالا است، توانست خستگی و خاصیت متغیر

www.mui.ac.ir

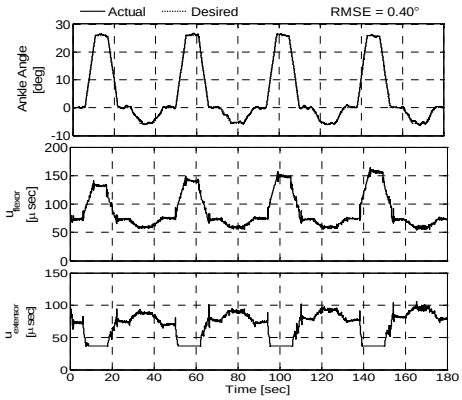
با زمان بودن سیستم را به خوبی جبران کند.



(الف)



(ب)



(ج)

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

بحث

در این مقاله، یک روش کنترل مقاوم از تلفیق کنترل لغزشی ترمینال و کنترل غیرمتمرکز برای کنترل حرکت مفصل مچ پا در افراد ضایعه ی نخاعی پیشنهاد شده است. در روش کنترلی پیشنهادی خطای ردیابی در حضور نامعینی در مدل شناسایی شد، در زمان محدود به باند کوچکی در همسایگی صفر هم‌گرا می‌شود. نتایج آزمایشات ارائه شده نشان داد که با استفاده از روش کنترل لغزشی ترمینال، مشکل هم گرایی نمایی خطای ردیابی در کنترل لغزشی کلاسیک به خوبی حل شده است.

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

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

در این روش، با استفاده از تکنیک های مطرح شده در کنترل غیرمتمرکز، امکان تحریک هم زمان عضلات بازکننده و جمع‌کننده به وجود آمده است که باعث افزایش پایداری مفصل مچ پا شده است. این فعال‌سازی هم زمان می‌تواند به جبران اغتشاشات خارجی کمک کند. در این طراحی به دلیل مقاوم بودن کنترل‌کننده،

www.mui.ac.ir

می‌توان اثر متقابل عضلات بازکننده و جمع کننده را در مدل شناسایی شده نادیده گرفت. با وجود فعال سازی هم‌زمان عضلات بازکننده و جمع‌کننده، این عضلات در زمان هایی که لازم نبود، تحریک نشدند. با این عملکرد میزان خستگی عضلانی کاهش پیدا کرد.

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

تشکر و قدردانی

این پژوهش در آزمایشگاه کنترل عصبی–عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، دانشگاه علم و صنعت ایران انجام شد. از تمام عزیزان دچار ضایعه ی 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 multijoint limb by functional neuromuscular stimulation. IEEE Trans Biomed Eng 1991; 38(10): 953-65.
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 muscles. IEEE Trans Biomed Eng 1991; 38(12): 1213-23.
6. Popovic D, Stein RB, Oguztoreli N, Lebiedowska M, Jonic S. Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study. IEEE Trans Rehabil 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. Riess 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. Dosen S, Popovic 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(4)
12. Slotine JJ, Li W. Applied Nonlinear Control. New Jeresy: Prentice Hall; 1991.
13. Feng Y, Yu X, Man ZH. Non-singular terminal sliding mode control of rigid manipulators. Automatica 2002; 38(12): 2159-67.
14. Yu SH, Yu X, Shirinzadeh B, Man ZH. Continuous finite-time control for robotic manipulators with terminal sliding mode. Automatica 2005; 41(11): 1957-64.
15. Wang LX. Adaptive Fuzzy Systems and Control: Design and Stability Analysis. 1994.
16. Zhou BH, 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(5): 2396-405.
18. Levenez M, Kotzamanidis C, Carpentier A, Duchateau J. Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. J Appl Physiol 2005; 99(3): 1182-8.

www.mui.ac.ir

Journal of Isfahan Medical School Original Article

Vol 29, No 174, Special Issue (Biomedical Engineering) 2012 Received: 24.10.2011 Accepted: 24.1.2012

Terminal Sliding Mode Control of Ankle Movement in Paraplegic Subjects using Functional Electrical Stimulation

Vahab Nekoukar MSc[1], Abbas Erfanian PhD[2]

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.

Findings: The proposed control strategy was employed for control of ankle joint in three paraplegic subjects. The control task was to determine the stimulation pattern in order to converge the ankle movement trajectory to the desired trajectory. The experimental results on three paraplegic subjects showed that the proposed controller provided an excellent tracking control of reference trajectories. It could also generate control signals to compensate the effects of muscle fatigue.

Conclusion: The results of this study showed the proposed control strategy as an effective approach for controlling movements in paraplegic subjects using functional electrical stimulation.

Keywords: Functional electrical stimulation, Decentralized control, Terminal sliding mode control, Walking control

[1] PhD Candidate of Electrical Engineering, Iran Neural Technology Center, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran
[2] Associate Professor, Iran Neural Technology Center, Department of Biomedical Engineering, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.
Corresponding Author: Abbas Erfanian PhD, Email: erfanian@iust.ac.ir