









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 شده ی 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 مسئله 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. کنترل‌کننده 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 هم‌گرایی بالا است، توانست خستگی و خاصیت متغیر

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:** نمونه‌هایی 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 ( $RMSE = 0.43^\circ$ ). همچنین نکته‌ی جالب توجه سرعت هم‌گرایی 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 فعال‌سازی هم‌زمان 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

## بحث

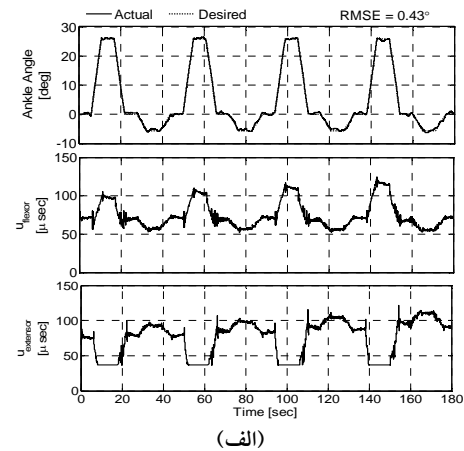
با زمان بودن سیستم را به خوبی جبران کند.

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 هم گرا می شود. نتایج آزمایشات ارائه شده نشان داد که با استفاده از روش کنترل لغزشی ترمینال، مشکل هم گرایمی ردیابی خطای ردیابی در کنترل لغزشی کلاسیک به خوبی حل شده است.

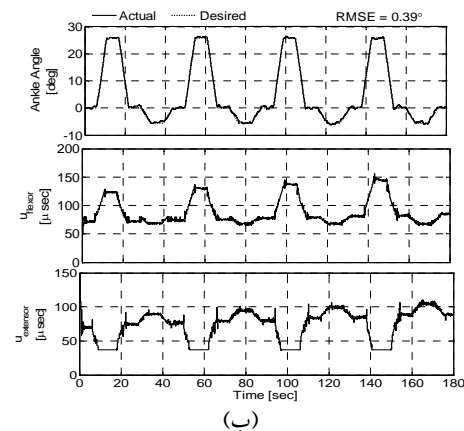
یکی دیگر از مشکلات کنترل لغزشی کلاسیک، وجود پدیده ی چترینگ می باشد. قانون کنترل پیشنهاد شده برعکس روش های کلاسیک کنترل لغزشی، پیوسته است بنابراین مشکل چترینگ در خروجی سیستم وجود ندارد.

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 کنترل کننده 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؛ کنترل کننده به خوبی توانست سیگنال تحریک مناسب برای ردیابی مسیر مطلوب حرکت مچ پا را ایجاد کند.

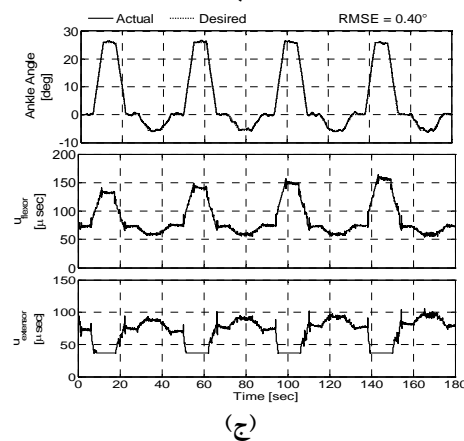
در این روش، با استفاده از تکنیک های مطرح شده در کنترل غیرمتمرکز، امکان تحریک هم زمان عضلات بازکننده و جمع کننده به وجود آمده است که باعث افزایش پایداری مفصل مچ پا شده است. این فعال سازی هم زمان می تواند به جبران اغتشاشات خارجی کمک کند. در این طراحی به دلیل مقاوم بودن کنترل کننده،



(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 ی نخاعی ر.ر. (الف)، ا.ا. (ب) و م.ص. (ج). شکل ها از بالا به پایین عبارت هستند از: زاویه ی مفصل، سیگنال تحریک مفصل جمع کننده و سیگنال تحریک مفصل بازکننده.

توجه به قدرت عضلانی هر فرد، کنترل کننده 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 می نمایم.

می توان اثر متقابل عضلات بازکننده و جمع کننده را در مدل شناسایی شده نادیده گرفت. با وجود فعال سازی هم زمان عضلات بازکننده و جمع کننده، 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 همه ی افراد دچار ضایعه ی نخاعی از یک مدل شناسایی شده استفاده شده است، عملکرد روش پیشنهاد شده برای هر سه فرد شبیه می باشد، اما با

### 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, Lebedowska 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. Kobrahi 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 Jersey: 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.

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

Vahab Nekoukar MSc<sup>1</sup>, Abbas Erfanian PhD<sup>2</sup>

### 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

<sup>1</sup> 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

<sup>2</sup> 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