

## Adaptive Neuro-Fuzzy Sliding Mode control of Walking Using Intramuscular Electrical Stimulation in Rat Model

A. Khorasani<sup>1</sup>, A. Erfanian<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>M.Sc Graduated, Iran Neural Technology Centre, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran  
abedkh@elec.iust.ac.ir

<sup>2</sup>Associate Professor, Iran Neural Technology Centre, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran  
erfanian@iust.ac.ir

---

### Abstract

During the last decade, functional neuromuscular stimulation (FNS) has been proposed as a potential technique for restoring motor function in paralyzed limbs. A major challenge to restoring a desired functional limb movement through the use of intramuscular stimulation is the development of a robust control strategy for determining the stimulation patterns. A major impediment to stimulating the paralyzed limbs and determining the stimulation pattern has been the highly non-linear, time-varying properties of electrically stimulated muscle, muscle fatigue, large latency and time constant which limit the utility of pre-specified stimulation pattern and open-loop FES control system. In this paper we present a robust strategy for multi-joint control through intramuscular stimulation in which the system parameters are adapted online and the controller requires no offline training phase. The method is based on the combination of sliding mode control with fuzzy logic and neural control. Extensive experiments on three rats are provided to demonstrate the robustness, stability, and tracking accuracy of the proposed method. The results show that the proposed strategy can provide accurate tracking control with fast convergence.

**Keywords:** Functional Electrical Stimulation, intramuscular stimulation, fuzzy logic, sliding mode control.

---

\* Corresponding author

Address: Abbas Erfanian, Iran Neural Technology Centre, Department of Biomedical Engineering, Iran University of Science & Technology (IUST), Hengam Ave., Resalat Squ., Tehran 16844, Iran

Tel: +98 21 77240465

Fax: +98 21 77240253

E-mail: erfanian@iust.ac.ir

## کنترل تطبیقی فازی عصبی-لغزشی گام برداشتن با استفاده از تحریک الکتریکی درون عضلانی در مدل حیوانی رت

عابد خراسانی سرچشمه<sup>۱</sup>، عباس عرفانیان امیدوار<sup>۲</sup>\*

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق

abedkh@elec.iust.ac.ir

<sup>۲</sup> دانشیار مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق

erfanian@iust.ac.ir

### چکیده

در طی دو دهه اخیر، تحریک الکتریکی درون عضلانی به عنوان یک روش بالقوه به منظور بازیابی حرکت عضو فلج مطرح شده است. اصلی ترین چالش در بازیابی حرکت مطلوب در استفاده از تحریک الکتریکی درون عضلانی توسعه یک استراتژی کنترلی مقاوم برای تعیین الگوی های تحریک می باشد. کنترل دقیق و پایدار عضو در روش تحریک الکتریکی عملکردی درون عضلانی بدلیل خواص غیر خطی و متغیر با زمان سیستم عصبی-عضلانی و همچنین خستگی عضلانی زودرس و وجود تأخیر در این سیستم، مشکل می باشد. در این مطالعه تحقیقاتی یک استراتژی مقاوم برای کنترل حرکت چند مفصله با استفاده از تحریک الکتریکی درون عضلانی مطرح شده است. در این روش پارامترهای سیستم به صورت بر خط شناسایی می شود. روش ارائه شده ترکیبی از روش کنترل لغزشی با سیستم منطق فازی و کنترل کننده عصبی می باشد. به منظور ارزیابی مقاوم بودن، پایداری و دقت کنترل کننده، آزمایشات زیادی بر روی سه رت انجام شده است. نتایج آزمایشات نشان می دهد که روش پیشنهادی قابلیت کنترل دقیق حرکت گام برداشتن با همگرایی سریع را دارد.

**کلیدواژگان:** تحریک الکتریکی عملکردی، تحریک درون عضلانی، کنترل گام برداشتن، کنترل تطبیقی فازی-لغزشی.

عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، میدان رسالت، خیابان هنگام، دانشگاه علم و صنعت ایران، مرکز فناوری عصبی ایران

تلفن: ۰۲۱۷۷۲۴۰۴۶۵، دورنگار: ۰۲۱۷۷۲۴۰۴۹۰۰، پیام نگار: erfaniaan@iust.ac.ir

## ۱- مقدمه

تحریک الکتریکی عملکردی<sup>۱</sup> به عنوان یک روش توانبخشی با اعمال جریان الکتریکی به اعصاب موتوری مرکزی و یا محیطی سالم، قادر به ایجاد حرکت در عضو آسیب دیده می‌باشد. این روش به طور گسترده به منظور بازیابی حرکت عضو در افراد فلج دچار ضایعه نخاعی و آسیب مغزی به کار می‌رود [۱]-[۴]. همچنین، استفاده از مدل حیوانی می‌تواند در بررسی جوانب مختلف این روش درمانی مفید می‌باشد [۵]، [۶]. تحریک عضلات در FES به صورت سطحی و زیر جلدی امکان پذیر است [۷].

در روش تحریک سطحی، الکترودهای سطحی بر روی پوست، بالای عصب و یا نقطه حرکتی عضلات قرار می‌گیرند. نقطه حرکتی یک عضله نقطه‌ای است که بیشترین انقباض را به صورت مجزا از دیگر عضلات و با کمترین سطح تحریک ایجاد می‌نماید. از مزایای سیستم‌های تحریک سطحی می‌توان به غیرتهاجمی و ساده بودن آن اشاره کرد. بر این اساس، این روش تحریک گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای کلینیکی می‌باشد [۸]، [۹]. با این وجود در این روش جایگذاری الکترود در مکان مناسب به مهارت و دقت خاص احتیاج دارد. همچنین در این روش تحریک فعالسازی گیرنده‌های سطحی منجر به ایجاد درد می‌شود. در این روش خستگی عضلانی زیاد و قدرت تفکیک بسیار کم بوده و به همه عضله‌های مورد نظر نمی‌توان دسترسی پیدا کرد [۷]. معایب ذکر شده منجر به طراحی سیستم‌های تحریک زیر پوستی شده است. در تحریک زیر پوستی از الکترودهای درون عضلانی که در زیر پوست قرار می‌گیرند، به منظور تحریک عضلات استفاده می‌شود. این الکترودها قادر به فعالسازی عضلات عمیق بوده و می‌تواند انقباض‌های مجزا و قابل تکرار ایجاد نماید. همچنین در این روش تحریک بدلیل دور زدن آوران‌های حسی<sup>۲</sup> بر روی پوست، ایجاد درد کمتر می‌باشد [۷]. بدلیل مزایای این روش انگیزه استفاده از تحریک درون عضلانی به عنوان یک روش موثر در ایجاد حرکت در مفاصل بوجود آمده است. روش تحریک درون عضلانی به

طور گسترده در تحقیقات انسانی و حیوانی مورد استفاده قرار گرفته است. [۱۰]، [۱۱]. در هر یک از روش‌های تحریک به منظور ایجاد حرکت در عضو بایستی الگوی تحریک مناسب به عضلات درگیر حرکت اعمال شود.

بدلیل ویژگی‌هایی چون غیر خطی و متغیر بودن با زمان عضله تحریک شده و همچنین بروز خستگی عضلانی در هنگام تحریک، طراحی یک روش کنترلی به منظور تولید الگوی تحریک مناسب لازم می‌باشد. در چند دهه اخیر روش‌های مختلفی به منظور کنترل حرکت سیستم‌های عصبی-عضلانی به صورت آزمایش‌های شبیه سازی و عملی مطرح شده است. از مهمترین روش‌های مورد استفاده می‌توان به کنترل عصبی [۱۲]، کنترل تطبیقی [۱۳]، کنترل بهینه [۱۴] اشاره کرد. در روش‌های کنترلی مورد استفاده در تحریک الکتریکی عملکردی، از تحریک سطحی به منظور ایجاد حرکت در عضلات استفاده می‌شود و بررسی روش‌های کنترلی با استفاده از تحریک درون عضلانی به عنوان یک مسئله باز مطرح می‌باشد. در [۱۵] از ترکیب دو کنترل کننده تطبیقی پیش‌خور<sup>۳</sup> و کنترل کننده پس‌خوردی با تحریک درون عضلانی به منظور کنترل موقعیت مفصل ران رت استفاده شده است. با وجود کارایی روش کنترلی مذکور در دنبال کنندگی مسیر مطلوب، ارائه یک روش مقاوم با قابلیت دنبال کنندگی سریع مسیر مطلوب و کنترل همزمان چند مفصل به عنوان یک مسئله حل نشده باقی مانده است.

یکی از روش‌های کنترلی مورد توجه و قدرتمند در سیستم‌های غیرخطی با نامعینی در مدل و اغتشاشات خارجی با دامنه محدود، کنترل لغزشی<sup>۴</sup> می‌باشد [۱۶]. هر چند که مشکل اصلی روش‌های کنترل لغزشی چترینگ<sup>۵</sup> می‌باشد. وجود چترینگ در ورودی سیستم ممکن است باعث تحریک دینامیک‌های مدل نشده و ایجاد حالات نوسانی شود. به منظور محدود کردن این پدیده و بهره‌مندی از مزایای روش کنترل لغزشی، در [۱۷] از ترکیب یک کنترل کننده عصبی با روش کنترل لغزشی برای کنترل حرکت مفصل زانو و

<sup>۱</sup> Functional Electrical Stimulation (FES)<sup>۲</sup> Afferent<sup>۳</sup> Feed Forward<sup>۴</sup> Sliding Mode Control (SMC)<sup>۵</sup> Chattering

خروجی سیستم در نظر گرفته شود، خطای ردیابی به صورت  $e(t) = x(t) - x_d(t)$  تعریف می‌گردد. برای پیاده سازی کنترل لغزشی ابتدا یک صفحه لغزش به صورت  $s(x, t) = 0$  تعریف می‌شود. با قرار دادن  $s = 0$  و  $\dot{s} = 0$  و با استفاده از رابطه (۱)، ورودی کنترلی تحت عنوان "کنترل معادل" به صورت زیر بدست می‌آید.

(۳)

کنترل معادل در حالتی که دینامیک سیستم (۱) معلوم باشد، حالت سیستم را بر روی سطح لغزش  $s = 0$  نگه می‌دارد. اما بدلیل اینکه مقادیر دقیق توابع غیرخطی  $f(x, t)$  و  $g(x, t)$  نامعلوم اند باید از تخمین آنها یعنی  $\hat{f}(x, t)$  و  $\hat{g}(x, t)$  برای بدست آوردن کنترل معادل استفاده کرد. در صورتی که منغیر حالت اولیه سیستم  $x(0)$  بر روی صفحه لغزش  $s = 0$  نباشد و یا اینکه انحرافی از صفحه لغزش بدلیل دینامیک‌های مدل نشده، تقریب رفتار سیستم و اغتشاش بوجود آید، کنترل کننده بایستی به گونه‌ای طراحی شود تا حالت سیستم را به سمت صفحه لغزش سوق دهد. بنابراین در صورتی که حالت سیستم در خارج از صفحه لغزش قرار داشته باشد به منظور راندن حالت سیستم به سمت صفحه لغزش قانون کنترلی به صورت زیر انتخاب می‌شود:

$$\frac{1}{2} \frac{d}{dt} s^2 \leq -\eta |s| \quad (۴)$$

در این رابطه  $\eta$  یک عدد ثابت مثبت است. با برقراری رابطه (۴) که به شرط لغزش یا شرط قابلیت دستیابی سطح لغزش معروف است، فاصله نقطه کار سیستم در فضای حالت تا سطح لغزش همواره در حال کاهش خواهد بود [۱۶]. هدف کنترل تضمین همگرایی مسیر حالت سیستم به سطح لغزش می‌باشد. می‌توان نشان داد که با انتخاب قانون کنترلی به صورت زیر:

(۵)

$$u_1(t) = \frac{1}{\hat{g}(x, t)} \cdot \left[ -\hat{f}(x, t) + \ddot{x}_d(t) - \lambda \dot{e}(t) - k \cdot \text{sgn}(s) \right]$$

همچنین در [۱۸] برای کنترل مفصل مچ پا در افراد دچار ضایعه نخاعی استفاده شده است. با این وجود، در این روش-ها پارامترهای مدل سیستم عصبی-عضلانی، بصورت برون خط شناسایی شده‌اند و در نتیجه رفتار متغیر با زمان سیستم عضله مفصل، در نظر گرفته نشده است.

در این مقاله، از روش کنترلی عصبی-لغزشی با قابلیت شناسایی بر خط دینامیک ناشناخته سیستم عضله-مفصل برای کنترل حرکت همزمان سه مفصل ران، زانو و قوزک پا با تحریک الکتریکی درون-عضلانی استفاده شده است. الکترودهای درون-عضلانی در نزدیکی نقاط حرکتی عضلات به منظور داشتن بالاترین رنج حرکتی در هر مفصل، با کمترین اثر بر دیگر مفاصل قرار گرفته‌اند. هدف کنترلی تولید سیگنال-های تحریک مناسب به منظور دنبال کنندگی الگوی حرکتی راه رفتن طبیعی رت در حضور اغتشاش و عدم قطعیت مدل می‌باشد.

## ۲- روش کار

### ۲-۱- کنترل عصبی-لغزشی

به منظور پیاده سازی روش کنترل لغزشی، سیستم تحت کنترل بایستی به فرم کانونی زیر در نظر گرفته شود:

$$\ddot{x} = f(x, t) + g(x, t) \cdot u_1(t) + d(t) \quad (۱)$$

که در آن  $f(x, t)$  و  $g(x, t)$  کنترل توابع غیرخطی ناشناخته،  $x(t)$  متغیرهای حالت قابل اندازه‌گیری،  $u_1(t)$  ورودی کنترلی و  $d(t)$  اغتشاش خارجی نامعلوم ولی با دامنه محدود می‌باشد. مسئله کنترل عبارتست از یافتن ورودی سیستم فوق به نحوی که بردار حالت  $x(t)$  با وجود عدم قطعیت‌های مدل، بردار مرجع  $x_d(t)$  را با دقت دنبال کند. سطح لغزش<sup>۱</sup> متغیر با زمان در فضای حالت، بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$s(e, t) = \left( \frac{d}{dt} + \lambda \right) e \quad (۲)$$

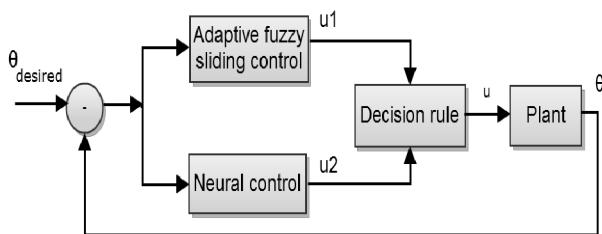
که در آن  $\lambda$  پارامتر مثبت و ثابتی است. اگر  $x(t)$

کاهش خطای دنبال کنندگی خروجی، پایداری سیستم حلقه بسته نیز تضمین شود. تطبیق پارامترهای کنترل کننده غیرخطی مطابق رابطه (۹) تطبیق داده شده‌اند.

$$\dot{\theta} = -\delta.e.\frac{\partial u_2}{\partial \theta}.\text{sgn}\left(\frac{\partial \theta}{\partial u}\right) \quad (9)$$

که در آنها  $e$  خطای دنبال کنندگی،  $\delta$  ضریب یادگیری و  $\text{sgn}$  تابع علامت است. رابطه (۹) بگونه‌ای استخراج شده است تا تابع لیپانوف زیر حداقل شود.

$$V = \frac{1}{2}.e^2 \quad (10)$$



شکل ۱: ساختار سیستم کنترل فازی-لغزشی همراه با کنترلر عصبی

## ۲-۲- تخمین زننده فازی

برای پیاده‌سازی قانون کنترل لغزشی بایستی تابع غیر خطی  $f(x,t)$  و گین کنترلی  $g(x,t)$  در رابطه (۵) تخمین زده شوند. در این مطالعه از سیستم منطق فازی به منظور تقریب سازی توابع غیر خطی  $f(x,t)$  و  $g(x,t)$  استفاده می‌شود [۲۰]. با استفاده از قانون ضرب-استنتاج، فازی کننده تکین و غیرفازی کننده مرکز-میانگین، داریم [۲۰]:

$$y = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} \tilde{y}^i (\mu_{A_i}(x) \times \mu_{A_i}(\dot{x}))}{\sum_{i=1}^{n_r} (\mu_{A_i}(x) \times \mu_{A_i}(\dot{x}))} = \theta^T \psi(x) \quad (11)$$

که در آن  $y \in \mathbb{R}$  خروجی سیستم فازی،  $\mu_{A_i}$  تابع عضویت متغیرهای فازی  $x$  و  $\dot{x}$  و  $n_r$  تعداد قوانین فازی و  $\tilde{y}^i$  نقطه‌ای که در آن تابع عضویت خروجی برابر یک می‌شود.

و با  $k \geq \rho + \eta$  شرط لغزش (۴) برآورده می‌شود [۱۶]. بیانگر باند بالایی عدم قطعیت [۱۸] و  $\text{sgn}(s)$  معرف تابع علامت متغیر لغزش می‌باشد. این قانون کنترلی منجر به سوئیچینگ فرکانس بالای در ورودی کنترل و بوجود آمدن پدیده چترینگ می‌شود. این پدیده که بدلیل نوسان‌های فرکانس بالا در ورودی کنترل ایجاد می‌شود باعث کاهش دقت کنترلی شده و ممکن است با تحریک دینامیک‌های فرکانس بالای مدل نشده سیستم، منجر به ناپایداری سیستم تحت کنترل گردد [۱۸]. برای حل این مشکل در [۱۷] روشی با ترکیب شبکه عصبی و کنترل مد لغزشی ارائه شده است. کنترل کننده عصبی ارائه شده در واقع یک تک نرون است که دارای دو ورودی و یک تابع خروجی غیر خطی از نوع تانژانت هایپربولیک است. معادله (۶) رابطه ورودی-خروجی کنترل کننده عصبی را بیان می‌کند.

$$\begin{aligned} net &= e + \dot{e} + \varphi \\ u_2 &= a.\tanh(b.(net)) \end{aligned} \quad (6)$$

در رابطه (۷) کنترل ترکیبی عصبی-لغزشی نشان داده شده است.

$$u = d(u_1, u_2) = \begin{cases} u_1 & \text{if } |s(e)| > \phi \\ \alpha(e)u_1 + (1-\alpha(e))u_2 & \text{if } |s(e)| \leq \phi \end{cases} \quad (7)$$

که در آن  $u_1$  خروجی کنترل کننده لغزشی (رابطه ۵) و  $u_2$  خروجی کنترل کننده عصبی است و

$$\alpha(e) = \frac{|s(e)|}{\phi} \quad (8)$$

پیش از ورود به محدوده‌ای نزدیک صفحه لغزش،  $|s(e)| \leq \phi$  سیگنال کنترلی توسط کنترل کننده لغزشی تعیین شده و در صورت برقراری شرط دستیابی به صفحه لغزش، پایداری سیستم حلقه بسته تضمین می‌شود، اما پس از ورود به محدوده نزدیک صفحه لغزش و افزوده شدن کنترل کننده عصبی، برای تضمین پایداری سیستم حلقه بسته باید راهکاری اتخاذ گردد. بر این اساس پارامترهای کنترل کننده عصبی در هر لحظه از زمان بگونه‌ای تطبیق یافته‌اند تا ضمن

خروجی سیستم عضله- مفصل است.  $\theta$  نرخ تغییرات زاویه مفصل و  $\dot{\theta}$  مشتق دوم تغییرات زاویه مفصل مورد نظر است.  $u_{ex}$  و  $u_{fl}$  به ترتیب ورودی‌های کنترلی عضله جمع کننده و عضله باز کننده می‌باشند. تحریک عضله موافق موجب باز شدن زاویه مفصل و عضله مخالف باعث بسته شدن زاویه مفصل می‌گردد. به عبارت دیگر نقش عضلات موافق و مخالف در ایجاد حرکت در یک مفصل، برعکس یکدیگر هستند. سیگنال‌های خطا برای کنترل کننده‌های دو عضله به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\begin{bmatrix} e_e \\ e_f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} +1 \\ -1 \end{bmatrix} [\theta - \theta_d] \quad (17)$$

از روش فازی به منظور تقریب توابع غیر خطی  $f(\theta, \dot{\theta})$  و  $g(\theta, \dot{\theta})$  استفاده شده است. شناسایی بر خط مدل‌های فازی بر اساس قوانین تطبیق ارائه شده در قسمت (۲-۲) انجام گرفته است. در سیستم‌های منطبق فازی مورد استفاده، برای هر یک از ورودی‌ها  $\mathbf{x} = [\theta, \dot{\theta}]^T$  تعداد ۶ تابع عضویت گوسی به صورت رابطه (۱۸) در نظر گرفته شده است.

$$\mu_{A_j^r}(x_j) = \exp \left[ - \left( \frac{x_j - c_j^r}{\delta_j} \right)^2 \right] \quad (18)$$

مراکز و واریانس توابع عضویت گوسین به منظور پوشش تمام محدوده حرکتی ممکن به صورت زیر در نظر گرفته شده‌اند.

$$\begin{aligned} c_1^1 &= 40^0; c_1^2 = 65^0; c_1^3 = 90^0; c_1^4 = 115^0; \\ c_1^5 &= 140^0; c_1^6 = 165^0; \delta_1 = 30; c_2^1 = -100^{0/sec}; \\ c_2^2 &= -70^{0/sec}; c_2^3 = -50^{0/sec}; c_2^4 = 50^{0/sec}; \\ c_2^5 &= 70^{0/sec}; c_2^6 = 100^{0/sec}; \delta_2 = 80. \end{aligned}$$

بازه در نظر گرفته شده برای متغیر ورودی زاویه مفصل بین ۴۰ تا ۱۶۵ درجه و برای نرخ تغییرات زاویه مفصل بین ۱۰۰- تا ۱۰۰ درجه بر ثانیه در نظر گرفته شده‌اند. در مجموع ۳۶ قانون فازی طراحی شده است.

$$\psi^i(x) = \frac{\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x})}{\sum_{i=1}^{n_i} (\mu_{A_1^i}(x) \times \mu_{A_2^i}(\dot{x}))} \quad (12)$$

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

$$\hat{f}(x|g_f) = \hat{g}_f^T \psi_f(x), \quad \hat{g}(x|g_g) = \hat{g}_g^T \psi_g(x) \quad (13)$$

که در آن  $\hat{g}_f^T$  و  $\hat{g}_g^T$  معرف بردار پارامترهای قابل تنظیم می‌باشد (جزئیات بیشتر در [۱۸]). به منظور تقریب سازی توابع غیر خطی احتیاج به شناسایی پارامترهای  $\hat{g}_f^T$  و  $\hat{g}_g^T$  می‌باشد. در [۱۸] شناسایی پارامترها به صورت برون خط بر اساس روش حداقل مربعات بازگشتی<sup>۷</sup> انجام گرفته است. در این مطالعه با بکار گیری قانون تطبیقی بر اساس تئوری پایداری لیاپانوف تخمین پارامترهای  $\hat{g}_f^T$  و  $\hat{g}_g^T$  به صورت بر خط صورت گرفته است. با استفاده از این روش ضمن همگرایی خطای ردیابی به صفر به صورت مجانبی، پایداری سیستم کنترل نیز تضمین می‌گردد.

قوانین به روز رسانی دو پارامتر  $\hat{g}_f^T$  و  $\hat{g}_g^T$  به صورت زیر می‌باشد.

$$\dot{\theta}_f = -r_1 s \psi_f(x), \quad \dot{\theta}_g = -r_2 s \psi_g(x) u_1 \quad (14)$$

که در آن  $r_1$  و  $r_2$  بهره‌های تطبیق و  $S$  (رابطه ۲) بیانگر متغیر لغزشی می‌باشد.

## ۲-۳- کنترل سیستم عضله مفصل

برای کنترل حرکت یک مفصل با دو سیستم عضله-مفصل مجزا روبرو هستیم. در شکل ۲ ساختار کنترل یک مفصل با دو عضله نشان داده شده است. معادلات مربوط به سیستم عضله- مفصل به عنوان یک سیستم غیر خطی بفرم کانونی زیر در نظر گرفته شده است:

$$\ddot{\theta} = f_{fl}(\theta, \dot{\theta}) + g_{fl}(\theta, \dot{\theta}) \cdot u_{fl}(t) \quad (15)$$

$$\ddot{\theta} = f_{ex}(\theta, \dot{\theta}) + g_{ex}(\theta, \dot{\theta}) \cdot u_{ex}(t) \quad (16)$$

در این روابط،  $\theta$  نمایانگر زاویه مفصل یا بعبارت دیگر

<sup>۷</sup>Recursive Least Square (RLS)

سدیم ۰/۹٪ هر دو ساعت یکبار به منظور جلوگیری از کاهش آب بدن حیوان، به صورت زیر پوستی تزریق می‌شود. در ابتدا آزمایشاتی برای آشنایی با آناتومی پای حیوان و شناسایی نقاط حرکتی عضلات هدف انجام گرفته است. حیوان بر روی استریوتکس (SR-6R, Narishige group product) طوری قرار داده شده تا پاهای حیوان بطور آزاد قابل حرکت باشد. این دستگاه دارای گیره‌های مناسب برای ثابت نگه داشتن حیوان می‌باشد.

شکل ۳ شمای کلی برپایش آزمایش را نشان می‌دهد. به منظور اندازه‌گیری زوایای مفاصل، نشانگرهای رنگی بر روی هر مفصل قرار گرفته است. برای ثبت موقعیت مفاصل در طول تحریک از یک دوربین دیجیتال استفاده شده است. این دوربین به صورت عمود بر صفحه‌ای که پای راست رت در آن قرار گرفته، نصب شده است. تصاویر به صورت بی‌درنگ با سرعت ۶۰ قاب بر ثانیه وارد کامپیوتر شده و موقعیت نشانگرها و به دنبال آن زوایای مفاصل استخراج می‌شود. این کار توسط یک برنامه بی‌درنگ در نرم افزار LabView انجام می‌شود.

به منظور تحریک عضلات، از یک تحریک کننده شانزده کاناله (MicroStim-16). ساخت مرکز فناوری عصبی ایران) استفاده شده است. میزان دامنه، پهنای پالس و فرکانس سیگنال تحریک توسط نرم‌افزار نوشته شده در LabView به صورت بی‌درنگ قابل کنترل می‌باشد. پالس‌های تحریک از نوع جریانی هستند. شکل موج پالس‌های تحریک مستطیلی، دو فازه و متقارن هستند.

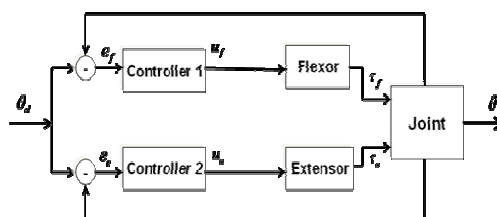
به منظور ارزیابی کمی کارایی کنترل کننده از جذر میانگین مربعات خطا<sup>۹</sup> و نرمالیزه شده جذر میانگین مربعات خطا<sup>۹</sup> استفاده شده است.:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (\theta(t) - \theta_d(t))^2} \quad (19)$$

(۲۰)

$$\text{NRMS}(\%) = \frac{1}{(\theta_{\max} - \theta_{\min})} \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (\theta(t) - \theta_d(t))^2} \times 100$$

پارامترهای کنترلی (مانند  $k, \phi, \lambda$ ) به صورت سعی و خطا به منظور داشتن بالاترین دقت در آزمون‌های اولیه آزمایش‌های کنترل حرکت تعیین شده است.



شکل ۲- ساختار کنترل کننده یک مفصل

## ۲-۴- کنترل سیستم چند مفصله

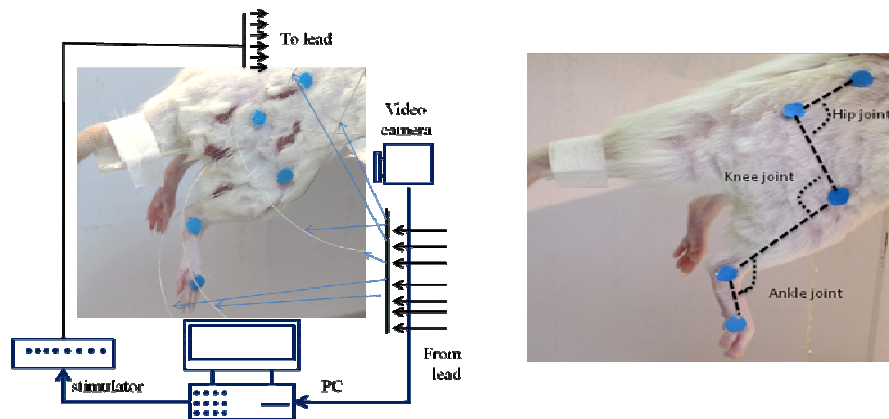
به منظور ایجاد حرکت در یک عضو لازم است که زاویه مفاصل درگیر حرکت کنترل شود. برای این منظور در این تحقیق برای هر مفصل از کنترل کننده شکل ۲ استفاده شده است. در روش پیشنهادی برای هر عضله یک کنترل کننده مستقل طراحی و برهم کنش بین عضلات و مفاصل به صورت اغتشاش در نظر گرفته شده است.

## ۲-۵- برپایش آزمایش

آزمایشات بر روی رت‌های ویستار ماده با وزن (۲۰۰-۳۰۰ گرم) انجام گرفته است. حیوان با داروی اورتان (۱/۵ گرم بر کیلوگرم) بیهوش شده و میزان بیهوشی به طور مرتب با فشار انگشتان پا و مشاهده نرخ تنفس، مورد بررسی قرار گرفته است. با تزریق داروی کتامین بیهوشی حیوان در سطح مطلوب نگه داشته شده است. همچنین دو سانتی متر مکعب از کلراید

<sup>8</sup> Root Mean Square (RMS)

<sup>9</sup> Normalized Root Mean Square (NRMS)



شکل ۳- برپایش آزمایش

مقایسه قرار گرفته است. دینامیک عضله-مفصل برای هر یک از عضلات جمع کننده و بازکننده مشابه روابط (۱۵) و (۱۶) در نظر گرفته شده است. از مدولاسیون پهنای پالس با پالس های تحریک دوقطبی در فرکانس ثابت ۵۰ هرتز و با دامنه تحریک ثابت (۶۰۰ میکروآمپر) استفاده شده است. نتایج کنترل حرکت با استفاده از کنترل کننده لغزشی کلاسیک در شکل ۴ نشان داده شده است. خروجی کنترل کننده در حقیقت میزان پهنای پالس های تحریک اعمالی به عضلات جمع کننده و باز کننده مفصل زانو را تعیین می کند. با وجود ردیابی مناسب الگوی مطلوب حرکتی، سیگنال های کنترلی دارای نوسان های قابل ملاحظه ای هستند. نوسان زیاد در سیگنال کنترلی باعث فعال شدن مدهای فرکانس بالای سیستم می شود که مورد مطلوب نیست. همچنین این نوسانات شدید در سیگنال کنترلی باعث ایجاد لرزش های شدید در زاویه مفصل می شود. به منظور کاهش اثر این پدیده و داشتن سیگنالی هموار در خروجی کنترل کننده از روش کنترل فازی عصبی- لغزشی استفاده می شود.

نتایج کنترل حرکت مفصل زانو با استفاده از کنترل فازی عصبی-لغزشی در شکل ۵ نمایش داده شده است. مدل سیستم اسکلتی-عضلانی به صورت برخط با سیستم منطقی فازی شناسایی شده و هیچ شناسایی برون-خطی وجود

فرکانس سیگنال تحریک برابر با ۵۰ هرتز می باشد. به منظور تحریک از الکترودهای تحریک ساخته شده از تنگستن و عایق پوشیده شده از تفلون استفاده گردید. قطر این الکترودها با عایق ۳۳۰ میکرومتر و بدون عایق ۲۵۴ میکرومتر است. به منظور کاشتن الکترودها درون عضلات هدف، در ابتدا پوست حیوان در پای عقب به صورت جزئی در ناحیه ای که به نقاط حرکتی عضلات نزدیک تر باشد، بریده شده و الکترودهای درون عضلانی درون عضله قرار می گیرد. انتهای آزاد الکترودها به محرک پالسی جریان متصل می گردد. در شکل ۳ نحوه قرار گیری الکترودها درون عضلات مشاهده می شود. تمامی مراحل آزمایش توسط کمیته اخلاق محلی تایید شده است.

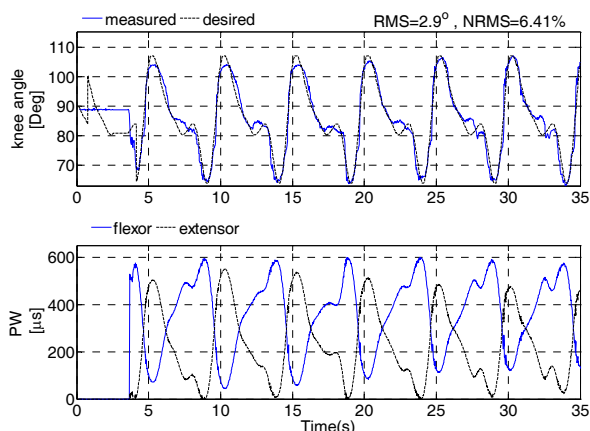
### ۳- نتایج

#### ۳-۱- کنترل حرکت تک مفصله

در این بخش به بررسی نتایج کنترل یک مفصل می- پردازیم. از الگوهای حرکتی راه رفتن طبیعی رت در مفاصل زانو و قوزک پا به عنوان الگوی مطلوب استفاده شده است [۲۲]. به منظور بررسی کارایی روش کنترل فازی عصبی- لغزشی در حذف چترینگ، نتایج کنترل حرکت توسط این کنترل کننده با روش کنترل کننده مد لغزشی کلاسیک مورد

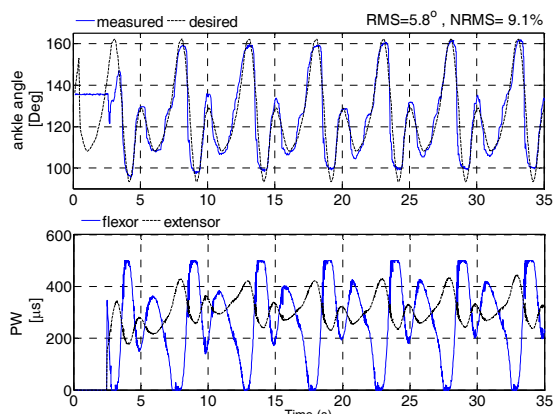


در مفصل زانو. نمودار بالایی الگوی مطلوب (نقطه چین) و زاویه اندازه گیری شده (خط ممتد)، نمودار پایین پهنای پالس تحریک اعمال شده به عضلات جمع کننده و باز کننده می-باشد.

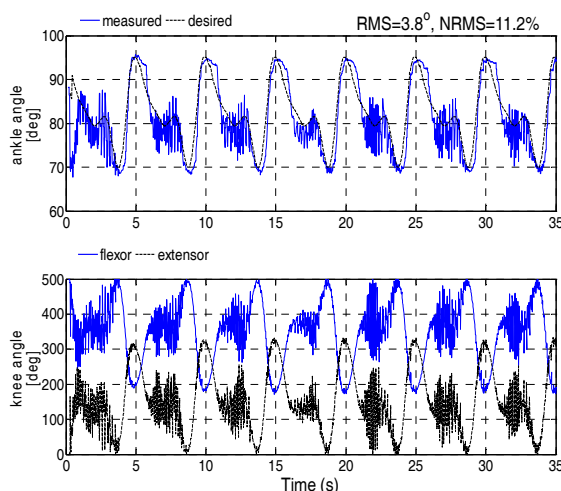


شکل ۵- کنترل حرکت مفصل زانو با استفاده از روش کنترل فازی عصبی-لغزشی بر اساس الگوی طبیعی راه رفتن (دوره تناوب الگو ۵ ثانیه). نمودار بالایی الگوی مطلوب (نقطه چین) و زاویه اندازه گیری شده (خط ممتد) و نمودار پایین پهنای پالس تحریک اعمال شده به عضلات جمع کننده و باز کننده می-باشد.

در شکل ۶ نتایج کنترل حرکت در مفصل قوزک پا توسط کنترل کننده عصبی-لغزشی نشان داده شده است. کنترل حرکت مفصل قوزک پا بر اساس الگوی حرکتی طبیعی راه رفتن رت در این مفصل انجام شده است. نتایج نشان می-دهد که کنترل کننده با خطای حدود ۹٪ قابلیت دنبال کردن مسیر مطلوب را داشته است.



نداشته است. سیگنال تحریک هموار اعمالی به عضلات جمع کننده و باز کننده مفصل زانو، بیانگر توانایی این روش کنترلی در حذف پدیده چترینگ می-باشد. یکی از نکات قابل توجه، سرعت همگرایی کنترل کننده در ردیابی مسیر مطلوب می-باشد. نکته قابل توجه دیگر این که در برخی از فواصل زمانی، عضلات بازکننده و جمع کننده بطور همزمان فعال شده-اند. به این پدیده فعال سازی همزمان<sup>۱۰</sup> گفته می-شود. فعال سازی همزمان در هنگام حرکات عادی وجود دارد و باعث تنظیم میزان سختی مفاصل می-شود و فشار را در سطح مفصل توزیع می-کند و عامل پایداری و محافظت مفصل در حال حرکت و عامل نگهدارنده در سرعت های بالای حرکت است [۲۱]. در سطح پایین فعالیت، هر دو عضله بیشترین تحریک همزمان را دریافت کرده-اند. با افزایش فعالیت عضله موافق، فعالیت عضله مخالف کاهش یافته است و بالعکس. در زوایای بیشینه، همپوشانی مابین تحریک عضلات به کمترین مقدار خود رسیده است. با توجه به اهمیت فعال سازی همزمان، در تحریک الکتریکی عملکردی این فرآیند به وسیله نگاهت های از پیش تعریف شده در نظر گرفته می-شده است [۲۱]. اما نتایج این تحقیق نشان می-دهد که روش کنترلی قادر به تنظیم میزان فعال سازی همزمان عضلات آگونیست-آنتاگونیست بوده است، بدون اینکه نیازی به تعریف نگاهتی از قبل باشد.



شکل ۴- کنترل حرکت مفصل زانو با استفاده از روش کنترل لغزشی کلاسیک بر اساس الگوی مطلوب راه رفتن رت

<sup>10</sup> Co-activation

شکل ۷- کنترل حرکت همزمان سه مفصل زانو، ران و قوزک با استفاده از روش کنترل تطبیقی فازی-لغزشی بر اساس الگوی طبیعی راه رفتن. در هر یک از نمودارها زاویه اندازه گیری شده (خط ممتد) و الگوی مطلوب حرکتی (نقطه چین) مربوط هر یک از مفاصل رسم شده است.

جدول ۱- مقادیر میانگین RMS و NRMS در کنترل حرکت گام برداشتن بر روی سه رت. در هر رت ۵ بار آزمایش تکرار شده است.

مفصل	رت ۱	رت ۲	رت ۳	میانگین
زانو	$2/9^{\circ} \pm 0/3^{\circ}$	$3/9^{\circ} \pm 0/4^{\circ}$	$3/1^{\circ} \pm 0/3^{\circ}$	$3/3^{\circ} \pm 0/1^{\circ}$ (%11/5)
قوزک	$5/6^{\circ} \pm 0/3^{\circ}$	$7/6^{\circ} \pm 0/2^{\circ}$	$6/4^{\circ} \pm 0/3^{\circ}$	$6/5^{\circ} \pm 0/2^{\circ}$ (%11/6)
ران	$1/7^{\circ} \pm 0/2^{\circ}$	$1/4^{\circ} \pm 0/4^{\circ}$	$1/9^{\circ} \pm 0/2^{\circ}$	$1/7^{\circ} \pm 0/3^{\circ}$ (%11/1)

#### ۴- بحث

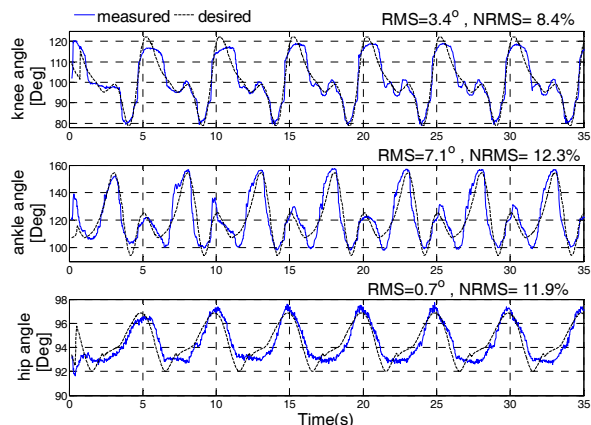
در بیشتر پژوهش‌های انجام شده در زمینه استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی به منظور بازیابی حرکت در انسان، از روش تحریک سطحی استفاده شده است. از طرفی، روش تحریک درون عضلانی بدلیل مزایایی چون فعالسازی عضلات عمیق و انقباض مجزای عضلات، می‌تواند به عنوان یک روش موثر تحریک عضلات به کار گرفته شود. هر چند که تهاجمی بودن این روش، کاربرد گسترده این روش تحریک را در پژوهش‌های انسانی محدود می‌سازد. از اینرو در این تحقیق، از یک مدل حیوانی به منظور بررسی کارایی روش تحریک درون عضلانی در بازیابی حرکت استفاده شده است. یک از چالش‌های اصلی این تحقیق طراحی یک روش مقاوم برای کنترل حرکت مفاصل می‌باشد. روش ارائه شده بایستی در برابر خواص پیچیده عضله تحریک شده مانند تغییر پذیری با زمان و غیر خطی بودن مقاوم باشد. کنترل لغزشی یکی از رویکردهای ساده کنترل مقاوم بوده و ثوری آن اساساً بر پایه این نکته مهم استوار است که کنترل سیستمی با معادلات دیفرانسیل درجه اول غیرخطی و نادقیق، از کنترل سیستمی که با معادلات دیفرانسیل درجه بالا بازنمایی شده، آسانتر است.

شکل ۶- کنترل حرکت مفصل قوزک پا با استفاده از روش کنترل تطبیقی فازی-لغزشی بر اساس الگوی طبیعی راه رفتن در مفصل قوزک (دوره تناوب الگو ۵ ثانیه). نمودار بالایی الگوی مطلوب (نقطه چین) و زاویه اندازه گیری شده (خط ممتد) را نشان می‌دهد. نمودار پایین پهنای پالس تحریک اعمال شده به عضلات جمع کننده و باز کننده نشان می‌دهد...

#### ۲-۳- کنترل عضو چند مفصله

در این بخش به بررسی نتایج کنترل حرکت همزمان مفاصل ران، زانو و قوزک پا می‌پردازیم. از الگوی حرکتی طبیعی راه رفتن رت به عنوان الگوی مطلوب در سه مفصل استفاده شده است [۲۲]. کنترل این سه مفصل گامی مهم در جهت کنترل راه رفتن می‌باشد. برای هر یک از عضلات جمع کننده و باز کننده در هر مفصل کنترل کننده‌ای مجزا در نظر گرفته شده است. در شکل ۷ نمونه‌ای از نتایج کنترل همزمان سه مفصل نشان داده شده است. همانطور که ملاحظه می‌شود مسیر حرکت مطلوب در هر یک مفاصل به خوبی دنبال شده است. خطای ردیابی حرکت بطور متوسط حدود ۱۰٪ می‌باشد.

در جدول ۱ مقادیر RMS و NRMS بدست آمده از کنترل حرکت گام برداشتن در سه رت آورده شده است. این جدول تکرارپذیری نتایج را در رت‌های مختلف نشان می‌دهد. این تکرارپذیری بر روی حیوانات مختلف بیانگر مقاوم بودن کنترل کننده در برابر تغییرات دینامیک سیستم است.



حاصل از کنترل همزمان سه مفصل ران، زانو و قوزک پا برای مجموع آزمایش‌های کنترل حرکت سه مفصله کمتر از ۱۲ درصد بوده است. در مطالعات انجام شده در زمینه کنترل حرکت، در [۱۵] از کنترل کننده تطبیقی به منظور کنترل حرکت بر اساس الگوی حرکتی راه رفتن رت در مفصل ران استفاده شده است. نرمالیزه شده جذر میانگین مربعات خطای دنبال کنندگی الگوی حرکتی در [۱۵] در حدود ۱۰ درصد گزارش شده، که در این مطالعه نتایج مشابهی بدست آمد. یکی از محدودیت‌های روش کنترلی این مطالعه تحقیقاتی، دنبال کنندگی الگوهای مطلوب با دوره تناوب پایین تر از ۴ ثانیه بوده است. دلیل اصلی این موضوع پیچیدگی الگوهای حرکتی در مفاصل زانو و قوزک پا می‌باشد. هر چند که وجود زمان مرده در پاسخ خروجی که در حدود ۲۰۰ میلی ثانیه می‌باشد از عملکرد دنبال کنندگی کنترل کننده هنگام افزایش سرعت حرکت می‌کاهد. از اینرو طراحی یک روش کنترلی مقاوم به منظور دنبال کنندگی الگوی حرکتی سریعتر گام بعدی این پروژه تحقیقاتی خواهد بود.

## مراجع

- [1] D. Graupe, R. Davis, H. Kordylewski, and K. Kohn, "Ambulation by traumatic T4-T12 paraplegics using functional neuromuscular stimulation," *Crit. Rev. Neurosurg.*, vol. 8, no. 4, pp. 221-231, Jul. 1998.
- [2] J. G. M. Yarkony, E. J. Roth, G. Cybulski, and R. J. Jaeger, "Neuromuscular stimulation in spinal cord injury: I: Restoration of motor functional movements of the extremities," *Arch Phys. Med. Rehabil.*, vol. 73, pp. 78-86, 1992.
- [3] Agarwal S, Triolo R J, Kobetic R, Miller M, Bieri C, Kukke S, Rohde L and Davis J A. 2003, "Long-term user perceptions of an implanted neuroprosthesis for exercise, standing, and transfers after spinal cord injury," *J. Rehabil. Res. Dev.* 40 241-52.
- [4] Memberg WD, Crago P E and Keith MW 2003, "Restoration of elbow extension via functional electrical stimulation in individuals with tetraplegia," *J. Rehabil. Res. Dev.* 40, 477-86.
- [5] M. Hook and J. GrauAn, "animal model of functional electrical stimulation: evidence that the central nervous system modulates the consequences of training," *Behavioral Neuroscience.* vol. 122, pp. 233-249, 2008.
- [6] R. Jung, A. Blanger, T. Kanchku, M. Fairchald and J. Abbas, "Neuromuscular stimulation therapy after

به آسانی می‌توان نشان داد که کنترل دقیق در حضور عدم قطعیت‌های سیستم برای مسئله تغییر شکل داده شده، قابل دستیابی است. لازمه عملکرد مناسب این روش تغییرات شدید خروجی کنترل کننده می‌باشد که این تغییرات ممکن است دینامیک‌های مدل نشده سیستم را تحت تاثیر قرار دهد. برای غلبه بر این مشکل بر اساس کنترل حرکت در [۱۷]، [۱۸] که بر روی انسان انجام شده کنترل کننده لغزشی با یک شبکه عصبی ترکیب گردیده است. با این وجود در این روش‌ها شناسایی توابع غیر خطی  $f(\mathbf{x}, t)$  و  $g(\mathbf{x}, t)$  (رابطه ۵) به صورت برون خط انجام گرفته است. بدین ترتیب در این روش‌ها پارامترهای مدل (رابطه ۵) در طی یک مرحله از آزمایش تعیین شده و برای ادامه آزمایش‌ها مورد استفاده قرار گرفته است. شناسایی برون خط ممکن است کاربردهای کلینیکی این روش‌ها را با مشکل روبرو کند. از اینرو در این کار تحقیقاتی از قابلیت‌های سیستم منطق فازی برای شناسایی بر خط توابع  $f(\mathbf{x}, t)$  و  $g(\mathbf{x}, t)$  استفاده شده است.

نتایج کنترل تک مفصله نشان داد که روش کنترل فازی عصبی-لغزشی راهکار کنترلی مناسبی برای کنترل حرکت در سیستم عصبی-عضلانی می‌باشد. برای کنترل چند مفصله، برای هر یک از عضلات جمع کننده و باز کننده مربوط به هر مفصل یک کنترل کننده مجزا بر اساس روش کنترل فازی عصبی-لغزشی طراحی شده و برهم کنش بین عضلات و مفاصل به صورت اغتشاش در نظر گرفته شده است. نتایج کنترل همزمان سه مفصل ران، زانو و قوزک پا نشان داد که الگوی حرکتی راه رفتن به خوبی با تنظیم پهنای پالس اعمالی به هر یک از عضلات دنبال شده است.

از معیار نرمالیزه شده جذر میانگین مربعات خطای برای بررسی کارایی روش کنترلی استفاده شده است. به منظور بررسی پایداری روش کنترلی، آزمایشات کنترل حرکت همزمان سه مفصل ران، زانو و قوزک بر روی ۴ رت و در هر رت ۵ بار انجام شد. تمام شرایط در این آزمایشات اعم از طول دوره آزمایش و پارامترهای کنترل کننده ثابت بوده است. نتایج نشان می‌دهد که درصد میانگین خطای نرمالیزه شده

- for neuromuscular stimulation-assisted therapy in a rodent model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 9, no. 2, pp. 245-257, Sep. 2009.
- [16] J.-J. E. Slotine and W. Li, *Applied Nonlinear Control*. NJ: Prentice Hall, 1991.
- [17] 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. Biomed. Eng.*, vol. 56, pp. 1771-1780, 2009.
- [18] 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.
- [19] W. D. Chang, R. C. Hwang, and J. G. Hsieh, "Application of an auto-tuning neuron to sliding mode control," *IEEE Trans. On systems, man and cybernetics - Part C: applications and reviews*, vol. 32, pp. 517-522, Nov 2002.
- [20] L.X. Wang, *Adaptive Fuzzy Systems and Control: Design and Stability Analysis*. NJ: Prentice Hall, 1994.
- [21] 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.
- [22] A. K. Thota, S. Carlson Watson, E. J. Knapp, B. T. Thompson, and R. Jung, "Neuromechanical control of locomotion in the rat," *J. Neurotrauma*, vol. 22, no. 4, pp. 442-465, Apr. 2005.
- incomplete spinal cord injury promotes recovery of interlimb coordination during locomotion," *Journal of Neural Eng.*, vol. 6, 2009.
- [7] G. Cybulski, and R. J. Jaeger, "Functional electrical stimulation for neuromuscular applications," *Rev. Biomed. Eng.*, vol. 9, no. 2, pp. 245-257, Sep. 2005.
- [8] U. Bogataj, N. Gros, M. Malezic, B. Kelij, M. Klajic, R. Acimovic, "Restoration of gait during two of three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation," *Journal of the American Physical Therapy*, Ther Vol 69, 1989.
- [9] M. R. Popovic, T. Keller, I. P. I. Pappas, V. Dietz, and M. Morari, "Surface stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 20, no. 1, pp. 82-93, Jan. 2001.
- [10] J. Daly, K. Kollar, A. Debogorski, B. Strasshofer, E. Marsolais, A. Scheiner, S. Snyder, L. Ruff, "Performance of an intramuscular electrode during functional neuromuscular stimulation for gait training post stroke," *J Rehabil Res Dev.*, pp. 513-26, 2001.
- [11] K. Ichihara, G. Venkatasubramanian and J. Abbas, "Chronic neuromuscular electrical stimulation of paralyzed hindlimbs in a rodent model," *J. Neurosci Methods*, pp. 241-254, 2009.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] Seung-Jae Kim, Mallika D. Fairchild, A. Iarkov James J. Abbas, and Ranu Jung, "Adaptive control of movement