

An Adaptive Fuzzy Control with Hierarchical Structure for Controlling the Knee-Joint Angle by Using Functional Electrical Stimulation

H.R. Kobravi¹, A. Erfanian Omidvar^{2*}

¹ Ph.D Candidate, Neuromuscular Control System Lab., Department of Biomedical Engineering, Iran Neural Technology Center, Iran University of Science and Technology, Tehran, hamidrezakobravi@gmail.com

² Associate professor, Neuromuscular Control System Lab., Department of Biomedical Engineering, Iran Neural Technology Center, Iran University of Science and Technology, Tehran

Abstract

In this paper an adaptive robust fuzzy controller based on sliding mode control (SMC) approach is proposed to control the knee joint position using quadriceps electrical stimulation and it has been tested on three subjects. The proposed method is based on SMC. The main advantage of SMC derives from the property of robustness to system uncertainties and external disturbances. However, a large value has to be applied to the control gain when the boundary of uncertainties is unknown. Unfortunately, this large control gain may cause chattering on the sliding surface and therefore deteriorate the system performance. In this paper a robust control strategy proposed which is based on the combination of sliding mode, fuzzy logic systems, and an adaptive compensator to reduce the system uncertainties while alleviating the effects of chattering. The fuzzy logic system is used to identify the muscle-joint dynamics. The parameters of this fuzzy system were estimated using another fuzzy system. The controller is evaluated through the simulation studies on a virtual patient and experimental studies on intact subjects. The results show that the adaptive robust controller provides an accurate tracking of desired knee-joint angle for different subjects and different days and can generate control signals to compensate the muscle fatigue and reject the external disturbance.

Keywords: Adaptive control; Sliding mode control (SMC); Fuzzy logic system; Muscle-joint system; Functional electrical stimulation (FES)

* Corresponding author

Address: Abbas Erfanian Omidvar, Iran Neural Technology Center, Iran University of Science and Technology, Narmak, Tehran, Iran.
Tel: +98 21 77240465
Fax: +98 21 77240490
E-mail: erfanian@iust.ac.ir

کنترل کننده تطبیقی فازی سلسله مراتبی به منظور کنترل حرکت مفصل زانو با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی

حمیدرضا کبروی^۱، عباس عرفانیان امیدوار^{۲*}

^۱ دانشجوی دکترا، آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، گروه مهندسی پزشکی، مرکز فناوری عصبی ایران،

دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران hamidrezakobravi@gmail.com

^۲ دانشیار، آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، گروه مهندسی پزشکی، مرکز فناوری عصبی ایران،

دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

چکیده

در این تحقیق یک راهکار کنترلی تطبیقی مقاوم فازی مبتنی بر کنترل لغزشی به منظور کنترل حرکت مفصل زانو با استفاده از تحریک الکتریکی کارکردی ارائه شده و به طور عملی بر روی ۳ فرد مورد ارزیابی و مطالعه قرار گرفته است. راهکار کنترلی ارائه شده در این مقاله مبتنی بر کنترل نوع لغزشی است. از مهمترین ویژگی‌های کنترل نوع لغزشی، مقاوم بودن در مقابل عدم قطعیت‌های مدل و سیستم است. در عمل حدود عدم قطعیت‌ها مشخص نیست. بنابراین لازم است در کنترل نوع لغزشی، بهره جمله ناپیوسته تا حد ممکن بزرگ انتخاب شود. این سبب افزایش نوسان حول صفحه لغزش می‌شود. در این مقاله برای مقابله با عدم قطعیت‌ها، یک راهکار کنترلی از ترکیب کنترل نوع لغزشی، سیستم فازی و جبران‌ساز مقاوم تطبیقی برای جبران عدم قطعیت‌های ساختاری و غیر ساختاری ارائه شده است. در این راهکار کنترلی ابتدا دینامیک سیستم عضله-مفصل به وسیله سیستم منطق فازی شناسایی شده است. ضرایب مدل فازی در هر لحظه از زمان توسط یک تخمین‌گر فازی دیگر تعیین شده است. مطالعات شبیه‌سازی و نتایج آزمایش‌های انسانی نشان می‌دهند که راهکار کنترلی قادر به کنترل مقاوم و دقیق حرکت زاویه مفصل زانو بوده است. کنترل کننده قادر است با تنظیم شدت تحریک عضله، به خوبی اثر اغتشاش مکانیکی خارجی و بروز پدیده خستگی عضلانی را جبران کند.

واژه‌های کلیدی: کنترل تطبیقی، کنترل نوع لغزشی، سیستم منطق فازی، تحریک الکتریکی عصبی-عضلانی، سیستم عضله-مفصل

*عهده‌دار مکاتبات

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

تلفن: ۷۷۲۴۰۴۶۵، دورنگار: ۷۷۲۴۰۴۹۰، پیام نگار: erfani@iust.ac.ir

۱- مقدمه

امروزه، تحریک الکتریکی سیستم عصبی-عضلانی^۱ (FNS) به‌عنوان یک روش بالقوه مؤثر برای ایجاد حرکت در اندام فلج افراد دچار ضایعه نخاعی مطرح است [۱-۴]. در این روش عضلات فلج درگیر یک حرکت خاص، از طریق الکترودهای سطحی و یا زیرپوستی با به‌کارگیری سیگنال الکتریکی مناسب منقبض می‌شوند. به‌منظور ایجاد یک حرکت مطلوب در اعضای فلج، باید عضلات درگیر حرکت به میزان مناسب منقبض شوند تا نیروی انقباضی لازم ایجاد شده و متعاقب آن گشتاور لازم در مفاصل تولید شود. با اعمال الگوهای مناسب به عضلات درگیر یک حرکت، می‌توان حرکت مورد نظر را در عضو فلج ایجاد کرد.

عضله دارای رفتار غیرخطی و متغیر با زمان است. بنابراین تحریک الکتریکی بر اساس الگویی ثابت، با گذر زمان کارایی خود را در ایجاد حرکت مورد نظر از دست می‌دهد. از طرفی تعیین الگوهای تحریک، برای ایجاد حرکت مورد نظر در عضو فلج، با صرف وقت فراوان به‌وسیله فرد متخصص انجام می‌شود. در ضمن الگوهای به‌دست آمده از بیماری به بیمار دیگر متفاوت هستند. وقوع اغتشاش‌های مکانیکی و عکس‌العمل‌های عصبی ناخواسته در طناب نخاعی، ممکن است موجب از دست رفتن تعادل فیزیکی شخص بیمار شوند. وقوع این امر، هنگام انجام کارکردهایی چون ایستادن و گام برداشتن ممکن است خطرهایی را برای شخص بیمار به‌همراه داشته باشد. سیستم‌های FNS که در آنها قابلیت تغییر الگوهای تحریک، در طول زمان تحریک وجود ندارد، توانایی غلبه بر اغتشاش‌های عصبی و مکانیکی را ندارند. با توجه به این مشکلات، استفاده از کنترل حلقه بسته^۲ حرکت در سیستم‌های تحریک الکتریکی سیستم عصبی-عضلانی اجتناب‌ناپذیر است. در دو دهه اخیر روش‌های کنترلی متعددی در تحریک الکتریکی عصبی-عضلانی به صورت عملی و شبیه‌سازی مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. روش‌های کنترلی مورد استفاده، هم از نوع جلو سو^۳ [۵]، و هم از نوع پس‌خوردی^۴ بوده‌اند [۶]. در مرجع

[۵]، مدل معکوسی مبتنی بر ساختار مدل هم‌رشتاین^۵ برای سیستم عضله-مفصل^۶ ارائه شده است. ورودی مدل معکوس، مقدار گشتاور مورد نیاز حول مفصل زانو و خروجی آن شدت تحریک اعمالی به عضله بوده است. کارایی راهکار کنترلی مذکور، به دقت مدل معکوس وابسته است. در مرجع [۶]، از یک کنترل‌کننده PID^۷ به صورت پس‌خوردی برای کنترل موقعیت زاویه مفصل زانو استفاده شده است. کارایی روش مذکور به مقادیر اولیه متغیرهای کنترل‌کننده بسیار حساس است. در دسته دیگری از مطالعات، ترکیبی از روش‌های کنترل جلو سو و پس‌خوردی ارائه شده است [۷]. در این مرجع از یک شبکه عصبی مصنوعی پرسپترون تک لایه^۸ برای یادگیری برون خط دینامیک معکوس سیستم عضله-مفصل استفاده شده است. سپس کارایی کنترل‌کننده عصبی مبتنی بر مدل معکوس با کارایی یک کنترل‌کننده PID و کنترل‌کننده ترکیبی عصبی-PID مقایسه شده‌اند. متغیرهای کنترل‌کننده‌های عصبی و PID، در طول زمان آزمایش ثابت بوده‌اند. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد، کنترل‌کننده ترکیبی عصبی-PID در مقایسه با دو کنترل‌کننده دیگر، کارایی بهتری داشته است. اما با توجه به رفتار متغیر با زمان سیستم عضله-مفصل، استفاده از روش‌های کنترل غیرتطبیقی^۹ با متغیرهای کنترلی ثابت، مناسب به نظر نمی‌رسند. بر این اساس تحقیقات متعددی برای توسعه کنترل‌کننده‌های تطبیقی مناسب در تحریک الکتریکی عصبی-عضلانی، صورت گرفته است [۸-۱۰]. روش ارائه شده در مرجع [۸] ترکیبی است از دو کنترل‌کننده تطبیقی جلوسو و کنترل‌کننده پس‌خوردی که برای کنترل موقعیت مفصل زانو به‌کار رفته است. در این راهکار از یک شبکه عصبی مصنوعی به‌عنوان کنترل‌کننده جلوسو استفاده شده است. ضرایب شبکه عصبی بر اساس خطای دنبال‌کنندگی^{۱۰} زاویه مفصل زانو و به صورت برخط^{۱۱} تنظیم شده است. همچنین در کنار کنترل‌کننده تطبیقی جلوسو و برای کاهش اثر اغتشاش‌های مکانیکی و اندازه‌گیری، از یک کنترل‌کننده پس‌خوردی^{۱۲} PD استفاده شده است. در مرجع

¹ Functional Neuromuscular Stimulation

⁴ Feedback

⁷ Proportional Integral Derivative

¹⁰ Tracking error

² Closed loop control of movement

⁵ Hammerstein Model

⁸ Single layer perceptron Neural network

¹¹ On-line

³ Feed forward

⁶ Muscle-Joint system

⁹ Nonadaptive

¹² Proportional Derivative

عضله مفصل، مدلی خطی با متغیرهای ثابت بوده است و متغیرهای مدل به طور برون خط شناسایی شده‌اند.

در مرجع [۱۳] یک راهکار کنترل تطبیقی مبتنی بر مدل معکوس برای کنترل حرکت مچ دست با استفاده از تحریک الکتریکی عضلات مچ، ارائه شده است که در آن از یک شبکه عصبی تطبیقی به عنوان مدل معکوس سیستم استفاده شده است.

عدم قطعیت‌ها در مدلسازی از دیدگاه کنترلی به ۲ دسته کلی تقسیم می‌شوند: عدم قطعیت‌های ساختاری که به عدم دقت در تخمین متغیرهای مدل در نظر گرفته شده برای سیستم مربوط هستند و عدم قطعیت‌ها غیرساختاری که با دینامیک‌های مدل نشده یا به عبارت دیگر در نظر گرفته نشده در مدل ارتباط دارند. کنترل تطبیقی و کنترل مقاوم به عنوان دو راهکار مؤثر برای غلبه بر عدم این قطعیت‌ها به شمار می‌آیند [۱۴]. در روش‌های کنترل تطبیقی با تنظیم بر خط متغیرهای مدل و کنترل کننده، امکان غلبه بر عدم قطعیت‌های موجود در فرایند شناسایی مدل، فراهم می‌شود. اما در این روش‌ها، همگرایی خطای دنبال‌کنندگی به سمت صفر به صورت مجانبی^{۱۶} است. این امر سبب می‌شود راهکار کنترلی به دینامیک‌های مدل نشده و یا اغتشاش‌های خارجی سیستم بسیار حساس شود. از طرفی حجم محاسبات بر خط در روش‌های کنترل تطبیقی قابل توجه است [۱۴]. در روش‌های کنترل مقاوم قانون کنترل ثابت است و بر اساس اطلاع از حدود عدم قطعیت‌های موجود، تعیین می‌شود. در راهکارهای کنترل مقاوم، همگرایی خطای دنبال‌کنندگی به سمت صفر، به صورت نمایی^{۱۷} خواهد بود نه مجانبی [۱۴]. بنابراین راهکارهای کنترل مقاوم در مقایسه با راهکارهای کنترل تطبیقی، نسبت به دینامیک‌های مدل نشده سیستم، از حساسیت کمتری برخوردار هستند. کنترل نوع لغزشی^{۱۸} (SMC) از روش‌های معروف و رایج کنترل مقاوم است. یکی از مشکلات کنترل نوع لغزشی وجود نوسان^{۱۹} حول صفحه لغزش است. وجود این نوسان‌ها به تحریک دینامیک‌های مدل نشده فرکانس بالای سیستم منجر می‌شود. این امر بر کارایی کنترل کننده تأثیر منفی خواهد داشت [۱۵].

[۹] کارایی روش کنترلی ارائه شده در مرجع [۸] به صورت عملی با کارایی کنترل‌کننده PD به‌تنهایی، مقایسه شده است. نتایج این تحقیقات نشان می‌دهد کارایی کنترل کننده تطبیقی ارائه شده نسبت به تغییرات شرایط فیزیولوژیکی سیستم عضله- مفصل، در مقایسه با کنترل‌کننده PD به‌تنهایی، حساسیت کمتری داشته است. با این حال راهکار کنترلی ارائه شده در مرجع [۸] برای کنترل دنبال‌کنندگی زاویه مفصل زانو، فقط برای دنبال کردن مسیر مرجع سینوسی بوده است. در تحقیق دیگری کنترل‌کننده تطبیقی مبتنی بر یک مدل فیزیولوژیکی از سیستم عضله- مفصل، ارائه و از معکوس مدل برای تعیین ورودی کنترلی استفاده شده است [۱۰]. مسیر مرجع برای زاویه مفصل زانو، ورودی مدل معکوس سیستم عضله- مفصل را تشکیل داده و خروجی آن میزان شدت تحریک بوده است. ۲ متغیر از متغیرهای مربوط به مدل معکوس، به‌طور برخط و بر اساس مقدار اختلاف بین زاویه مفصل زانوی اندازه‌گیری شده و خروجی مدل مستقیم سیستم عضله- مفصل، تنظیم شده‌اند. کارایی روش ارائه شده با کارایی سه روش کنترل غیرتطبیقی دیگر مقایسه شده است. روش‌های غیرتطبیقی عبارت بوده‌اند از یک کنترل‌کننده جلوسوی مبتنی بر مدل معکوس سیستم عضله- مفصل، کنترل‌کننده پس‌خوردی مبتنی بر کنترل کننده PID و ترکیبی از دو کنترل‌کننده جلوسوی و پس‌خوردی مذکور. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد روش تطبیقی ارائه شده در مقایسه با ۳ روش غیرتطبیقی دیگر، کارایی بسیار بهتری داشته است. در این روش متغیرهای اصلی مدل باید برای هر شخص مورد آزمایش به‌طور برون خط^{۱۳} شناسایی شوند. این امر پیاده‌سازی عملی راهکار کنترلی ارائه شده را با محدودیت مواجه می‌کند. در مرجع [۱۱] یک کنترل‌کننده جلوسوی تطبیقی مبتنی بر شبکه عصبی خودبازگشتی^{۱۴} ارائه شده و عملکرد آن در کنترل زاویه مفصل زانو برای یک فرد آزمودنی مورد ارزیابی قرار گرفته است. در مرجع [۱۲]، طی یک مطالعه شبیه‌سازی، از راهکار زمانبندی بهره^{۱۵} برای کنترل موقعیت مفصل زانو در یک بیمار مجازی استفاده شده است. مدل بیمار مجازی در نظر گرفته شده به جای سیستم

¹³ Off-Line
¹⁷ Exponentially

¹⁴ Recurrent
¹⁸ Sliding Mode Control

¹⁵ Gain scheduling
¹⁹ Chattering

¹⁶ Asymptotically

منطق فازی به طور مختصر مرور می‌شوند. در بخش ۴ طراحی راهکار کنترل به طور کامل تشریح می‌شود. در بخش ۵ ساختار مدل و متغیرهای در نظر گرفته شده برای کنترل سیستم عضله-مفصل توضیح داده می‌شوند. در بخش ۶ مطالعات شبیه‌سازی کامپیوتری که بر روی مدل مجازی از سیستم عضله-مفصل صورت گرفته است تشریح و نتایج آنها بیان می‌شود. نتایج مربوط به آزمایش‌های انسانی در بخش ۷ ارائه می‌شوند. در بخش ۸ نتایج حاصل از آزمایش‌های انسانی مورد بررسی قرار می‌گیرند. بخش ۹ جمع‌بندی نتایج است. در بخش ۱۰ پیشنهادها برای ادامه کار آورده شده است.

۲- کنترل لغزشی

فرض کنید رابطه (۱) نشان دهنده معادله یک سیستم دینامیکی درجه n است.

$$\theta^{(n)} = f(\Theta) + b.u \quad (1)$$

که در آن U سیگنال ورودی کنترلی و θ خروجی سیستم است. $\tilde{\Theta} = \Theta - \Theta_r$ معادل خطای دنبال کنندگی متغیر θ است.

$$\tilde{\Theta} = [\tilde{\theta}, \dot{\tilde{\theta}}, \dots, \tilde{\theta}^{(n-1)}] \quad (2)$$

معادله صفحه متغیر با زمان $S(t)$ را به صورت رابطه (۳) تعریف می‌شود.

$$S(t) = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^{n-1} \tilde{\theta} \quad (3)$$

که در آن λ متغیر مثبت و ثابتی است. معادله خطی $S=0$ که مبین معادله صفحه لغزش است، دارای جواب یکنای ثابت $\tilde{\theta}$ است. از آنجاکه هدف از کنترل دنبال کنندگی به صفر رساندن $\tilde{\theta}=0$ است، بنابراین مسئله کنترل دنبال کنندگی برای بردار n بعدی Θ معادل است با صفر بودن متغیر S در هر لحظه از زمان. به علاوه اندازه حدود خطای دنبال کنندگی و مشتقات آن به وسیله اندازه حداکثر متغیر S تعیین می‌شوند.

برای تضمین همگرایی نمایی S به محدوده معلوم $|s(t)| \leq \phi$ و در نتیجه همگرایی نمایی خطای دنبال کنندگی به سمت محدوده‌ای حول صفر، ورودی کنترلی به صورت رابطه (۴) در نظر گرفته شده است [۱۲].

یک راهکار معمول برای حل این معضل، استفاده از تعیین یک محدوده^{۲۰} حول صفحه لغزش است. با افزایش عرض این محدوده، میزان نوسان‌ها کاهش، ولی خطای دنبال کنندگی افزایش می‌یابد و برعکس.

از روش‌های کنترل لغزشی کلاسیک برای کنترل موقعیت مفصل زانو استفاده شده است [۱۶]. در این تحقیق برای حل معضل نوسان‌های حول صفحه لغزش، از راهکار تعیین محدوده جذب حول صفحه لغزش استفاده شده است. متغیرهای مدل برای هر شخص، به صورت برون‌خط شناسایی شده‌اند و در نتیجه رفتار متغیر با زمان سیستم عضله مفصل، در نظر گرفته نشده است. در مرجع [۱۷] یک راهکار کنترلی مبتنی بر کنترل مقاوم [۱۴]، به همراه تخمین‌گر فازی برای کنترل موقعیت مفصل زانو پیاده‌سازی و به صورت عملی بر روی افراد سالم مورد ارزیابی قرار گرفته است.

در این مقاله، یک روش مقاوم بر پایه راهکار کنترل لغزشی برای کنترل حرکت مفصل زانو ارائه شده است. برای سیستم عضله-مفصل از ساختار مدل کانونی استفاده و از سیستم‌های منطق فازی برای شناسایی بخش غیرخطی و خطی مدل استفاده شده است.

مهمترین ویژگی کنترل مد لغزشی، قابلیت مقابله با عدم قطعیت‌های مدل و سیستم است. هنگامی که حدود عدم قطعیت‌ها مشخص نیست، لازم است که بهره جمله ناپیوسته بزرگ انتخاب شود. این امر در خروجی کنترل نوسان ایجاد می‌کند که نامطلوب است. در این مقاله برای غلبه بر عدم قطعیت‌های ساختار یافته و ساختار نیافته، از یک کنترل کننده جبران‌ساز تطبیقی استفاده شده است. در این راهکار، حدود مربوط به عدم قطعیت‌ها به طور برخط، به گونه‌ای تنظیم می‌شوند تا پایداری سیستم کنترل حلقه بسته تضمین شود.

کارایی راهکار کنترلی ارائه شده، ابتدا به صورت مطالعه شبیه‌سازی بر روی مدلی از سیستم عضله-مفصل و سپس به طور عملی برای ۳ شخص سالم مورد ارزیابی قرار گرفته است.

در ادامه، ساختار مقاله دارای ۱۰ بخش کلی است. در بخش‌های ۲ و ۳ مفاهیم مربوط به کنترل لغزشی و سیستم‌های

منطق فازی به نحوه اندیشیدن انسان نزدیکی بیشتری دارد. بنابراین در کارکردهای مربوط به مهندسی کنترل، ترجیح داده می‌شوند [۲۰]. رابطه (۵) شکل کلی آئین قانون مربوط به یک سیستم منطق فازی با n ورودی، یک خروجی و تعداد n_r قانون اگر-آنگاه^{۲۴} را نشان می‌دهد.

$$R_r: \text{if } \theta_1 \text{ is } A_1^r \text{ and } \dots \text{ and } \theta_n \text{ is } A_n^r \text{ then } y_o \text{ is } D^r \quad (5)$$

که در آن $\Theta = \{\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n\}$ و y به ترتیب ورودی‌ها و خروجی سیستم منطق فازی هستند. تابع عضویت پیرو در قانون آئین است. A_1^r تا A_n^r مبین مجموعه‌های فازی مربوط به متغیرهای ورودی در قانون r ام هستند. توابع عضویت مربوط به این مجموعه‌ها گوسین^{۲۵} در نظر گرفته شده است [۲۱]. معادله مربوط به این توابع در رابطه (۶) نشان داده شده است. در رابطه (۶) c_j^r و δ_j^r به ترتیب مرکز و عرض تابع گوسین هستند. با استفاده از فازی ساز سینگلتون^{۲۶}، نافازی‌ساز متوسط مراکز^{۲۷} و قانون استنتاج ضرب^{۲۸} خروجی سیستم منطق فازی به صورت رابطه (۸) به دست خواهد آمد [۲۲].

$$\mu_{A_j^r}(\theta_j) = \exp\left\{-\left(\frac{\theta_j - c_j^r}{\delta_j^r}\right)^2\right\} \quad (6)$$

$$y_o = \sum_{r=1}^{n_r} w^r(\Theta) a^r \quad (7)$$

$$w^r = \frac{\prod_{j=1}^{n_i} \mu_{A_j^r}(\theta_j)}{\sum_{j=1}^{n_r} \prod_{j=1}^{n_i} \mu_{A_j^r}(\theta_j)} \quad (8)$$

اگر این سیستم به‌عنوان تقریب‌زننده عمومی برای تخمین تابعی مانند $g(\Theta)$ استفاده شود، با استفاده از نمایش برداری، تابع مورد نظر به صورت رابطه (۹) قابل بیان است.

$$g(\Theta) = A^* W(\Theta) + \Delta g(\Theta) \quad (9)$$

در این رابطه $\Delta g(\Theta)$ خطای تخمین است و a^r ها مراکز توابع عضویت پیروهای قوانین هستند. A^* برداری از a^r های بهینه است. $W(\Theta)$ برداری از w^r ها است. منظور از a^r های بهینه، مقادیری برای متغیرهای a^r هستند که رابطه (۱۰) را در مورد خطای تخمین ارضا کنند. به عبارت دیگر با استفاده از این متغیرها حداقل خطای تخمین حاصل می‌شود.

$$u_o = (g(\theta_r, \Theta) - f(\theta, \dot{\theta}) - k_f \operatorname{sgn}(s)) / b \quad (4)$$

$$g(\theta_r, \Theta) = -\theta_r^{(n)} + \sum_{i=1}^n C_n^i \lambda^i \left(\frac{d}{dt}\right)^{(n-i)} \tilde{\theta}$$

که در آن k_f و $|\Delta f(\Theta)| \leq k_f$ میزان حد خطای تخمین است. به عبارت دیگر k_f حد میزان عدم قطعیت ساختاری و غیرساختاری بوده و متغیری نامعلوم است. رابطه (۴) دارای جمله ناپیوسته^{۲۱} $k_f \operatorname{sgn}(s)$ است. به علت دینامیک‌های ناشناخته موجود در حلقه کنترل و نحوه پیاده‌سازی عملی که به‌صورت گسسته در حوزه زمان صورت می‌گیرد، وجود جمله ناپیوسته به بروز نوسان‌هایی با فرکانس محدود در فضای خطا و مشتقات خطا، حول صفحه لغزش و وجود نوسان‌های ایجاد شده به بروز نوسان در سیگنال ورودی کنترلی منجر خواهد شد. ورودی کنترل نوسانی ممکن است دینامیک‌های مدل نشده فرکانس بالای سیستم را تحریک کند. این امر سبب از بین رفتن کارایی کنترل کننده خواهد شد. هموارسازی^{۲۰} تغییرات سیگنال کنترل درون محدوده‌ای حول صفحه لغزش، از راهکارهای معمول برای حل این مشکل است [۱۵]. در این راهکار محدوده‌ای حول صفحه لغزش تعریف می‌شود. قانون کنترل به گونه‌ای انتخاب می‌شود که منحنی فضای حالت سیستم به طرف محدوده تعیین شده حول صفحه لغزش جذب شود. در این راهکار درون محدوده مورد نظر $|\sigma| \leq \Phi$ جمله ناپیوسته $k_f \operatorname{sgn}(s)$ در رابطه (۴) با یک پیوسته جایگزین می‌شود. اما همان‌طور که پیشتر عنوان شد با افزایش عرض این محدوده، میزان نوسان‌ها کاهش، ولی خطای دنبال‌کنندگی افزایش می‌یابد و برعکس.

۳- سیستم منطق فازی

طی سال‌های اخیر استفاده از تقریب‌زننده‌های عمومی^{۲۲} به عنوان راهکاری برای غلبه بر عدم قطعیت‌ها در سیستم‌های دینامیکی غیرخطی مورد توجه قرار گرفته‌اند [۱۸]. در اکثر موارد از شبکه‌های عصبی مصنوعی یا سیستم‌های منطق فازی^{۲۳} (FLS)، برای تخمین توابع ناشناخته به‌کاررفته در یک روش کنترلی استفاده شده است [۱۹]. از میان تقریب‌زننده‌های عمومی که دارای متغیرها خطی هستند، عملکرد سیستم‌های

²¹ Discontinues
²⁵ If-Then

²² Smooth
²⁶ Gaussian

²³ Universal Approximators
²⁷ Singleton fuzzifier

²⁴ Fuzzy Logic Systems
²⁸ Center average defuzzifier

۴-۲- تخمین مقدار b

با توجه به نقش قابل توجه متغیر b در تعیین اندازه سیگنال ورودی کنترلی و نرخ تغییرات آن (رابطه ۶)، نیاز به تنظیم برخط این متغیر با توجه خطای دنبال کنندگی است. در این مقاله، برای تخمین مقدار این متغیر از یک سیستم منطق فازی با ساختار سلسله مراتبی استفاده شده است:

$$\mu_{A_j^r}(\theta_j) = \exp\left\{-\left(\frac{\theta_j - c_j^r}{\delta_j^r}\right)^2\right\} \quad (11)$$

$$b = \sum_{r=1}^{n_r} w^r(\theta) d^r \quad (12)$$

$$w^r = \frac{\prod_{j=1}^{n_i} \mu_{A_j^r}(\theta_j)}{\sum_{j=1}^{n_r} \prod_{j=1}^{n_i} \mu_{A_j^r}(\theta_j)} \quad (13)$$

در روابط (۱۱) تا (۱۳)، ورودی‌های سیستم فازی به ترتیب θ خروجی سیستم و $\dot{\theta}$ نرخ تغییرات خروجی سیستم در هر لحظه بوده‌اند. d^r ضرایب سیستم تخمین‌گر فازی هستند. خروجی سیستم فازی مقدار متغیر b را در هر لحظه از زمان تعیین می‌کند (رابطه ۱۲). برای تنظیم برخط ضرایب سیستم تخمین‌گر فازی، از سیستم فازی دیگری استفاده شده است:

$$\Delta d^r = \sum_{r=1}^{n_r} w^{mr}(\dot{e}, \dot{e}) h^r \quad (14)$$

$$w^{mr} = \frac{\mu_{A_1^r} \cdot \mu_{A_2^r}}{\sum_{r=1}^{n_r} \mu_{A_1^r} \cdot \mu_{A_2^r}} \quad (15)$$

$$\mu_{A_1^r}(\dot{e}) = \exp\left\{-\left(\frac{\dot{e} - c_j^r}{\delta_j^r}\right)^2\right\} \quad (16)$$

$$\mu_{A_2^r}(\dot{e}) = \exp\left\{-\left(\frac{\dot{e} - c_j^r}{\delta_j^r}\right)^2\right\}$$

در روابط (۱۴) تا (۱۶)، ورودی سیستم فازی، خطای دنبال‌کنندگی و \dot{e} نرخ تغییرات خطای دنبال‌کنندگی، بوده‌اند. h^r ضرایب سیستم منطق فازی هستند که با مقادیر ثابت تصادفی، مقداردهی شده‌اند. خروجی سیستم فازی میزان تنظیم ضرایب تخمین‌گر فازی، d^r را در هر لحظه از زمان تعیین کرده است (رابطه ۱۴). بر این اساس ضرایب تخمین‌گر

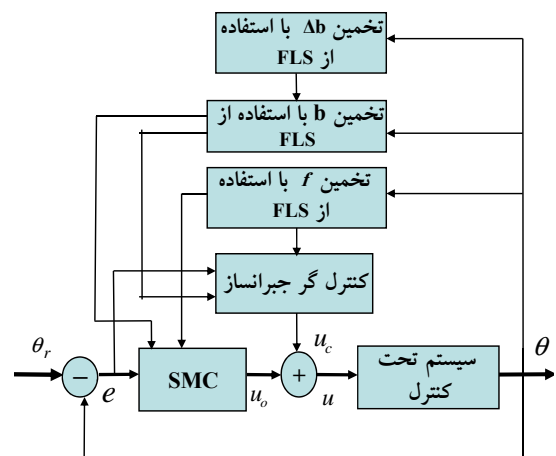
$$A^* = \arg \min_{A \in R^{1 \times n_r}} \left\{ \sup_{\Theta \in \mathcal{D}} |A.W(\theta) - g(\theta)| \right\} \quad (10)$$

۴- طراحی راهکار کنترل

شکل ۱ نمودار بلوکی ساختار سیستم کنترلی را نشان می‌دهد. رابطه (۱) برای بیان دینامیک سیستم تحت کنترل در نظر گرفته شده است. در این بخش، نحوه تخمین f و b با استفاده از سیستم‌های فازی استفاده شده است. از آنجاکه دینامیک عضله با زمان تغییر می‌کند اما قوانین سیستم‌های فازی ثابت هستند در نتیجه وجود خطا در متغیرهای مدل در طول زمان اجتناب‌ناپذیر است. از طرفی مدل در نظر گرفته شده دارای دینامیک‌های مدل نشده زیادی مانند تأخیر است بنابراین، راهکاری برای جبران عدم قطعیت‌های مربوط به تخمین f و b ارائه شده و توضیح داده می‌شود.

۴-۱- تخمین تابع f

برای تخمین تابع f به عنوان قسمت غیرخطی معادله مدل سیستم (رابطه ۱)، از یک سیستم منطق فازی مطابق روابط (۶) تا (۸) استفاده شده است. ورودی‌های سیستم فازی به ترتیب عبارتند از θ خروجی سیستم و $\dot{\theta}$ نرخ تغییرات خروجی سیستم در هر لحظه از زمان و خروجی سیستم منطق فازی مقدار تابع f را در هر لحظه از زمان تعیین کرده است.



شکل ۱- نمودار بلوکی ساختار سیستم کنترل

$$\|\ddot{D}\| \leq \rho_b \quad \|\tilde{G}\| \leq \rho_f \quad (21)$$

برای جبران عدم قطعیت‌های ساختار یافته بر اساس آنچه در مرجع [۱۴] ارائه شده است، سیگنال جبران‌سازی u_c تعیین شده است. ورودی کنترلی u_c مطابق رابطه (۲۲) است.

$$u_c = B_f^1 \cdot W_f(\Theta) + u_1 + \{B_b^1 \cdot W_b(\Theta) + u_2\} \cdot u_o \quad (22)$$

$$B_f^1 = -\left(\frac{\hat{\rho}_f^2}{b_{\max}}\right) \cdot s \cdot W_f(\Theta) / (\hat{\rho}_f |s| \|W_f(\Theta)\| + \epsilon_f) \quad (23)$$

$$B_b^1 = -\left(\frac{\hat{\rho}_b}{b_{\max}}\right) \cdot s \cdot u_o \cdot W_b^T(\Theta) / (\hat{\rho}_b |s| \|W_b(\Theta)\| + \epsilon_b)$$

$$u_1 = -(\hat{k}_f^2 / b_{\max}) \cdot s / (\hat{k}_f |s| + \epsilon_1) \quad (24)$$

$$u_2 = -(\hat{k}_b^2 / b_{\max}) \cdot s / (\hat{k}_b |s| + \epsilon_2)$$

ورودی کنترلی جبران‌ساز u_c (رابطه ۲۲) به خروجی کنترل کننده مقاوم u_o (رابطه ۴) افزوده شده است. بر این اساس، سیگنال ورودی کنترلی مطابق رابطه (۲۵) خواهد بود.

$$u = u_o + u_c \quad (25)$$

در روابط (۲۲) تا (۲۴) ϵ_f ، ϵ_b ، ϵ_1 و ϵ_2 متغیرهای طراحی هستند و $\hat{\rho}_f$ ، \hat{k}_f ، $\hat{\rho}_b$ و \hat{k}_b مقادیر تخمین زده شده برای حدود عدم قطعیت‌ها در هر لحظه از زمان هستند و b_{\max} مقدار حداکثر متغیر b است که جزء متغیرهای طراحی است. اندازه حدود عدم قطعیت‌ها به‌طور تطبیقی در هر لحظه از زمان تنظیم شده‌اند. تنظیم بر خط این متغیرها مطابق رابطه‌های (۲۶) تا (۲۸) بوده است. در رابطه‌های (۲۶) و (۲۷) $\delta_1 > 0$ ، $\delta_2 > 0$ ، $\delta_f > 0$ ، $\delta_b > 0$ و $\gamma_1 > 0$ ، $\gamma_2 > 0$ ، $\gamma_f > 0$ و $\gamma_b > 0$ و $\gamma_2 > 0$ متغیرهای طراحی هستند.

با تعریف تابع لیاپانوفی مطابق رابطه (۲۸) و با استفاده از روابط (۲۲-۲۷) همگرایی نمایی^{۳۰} مقدار تابع لیاپانوف به سمت مقدار کوچکی حول صفر می‌رود، و در نتیجه پایداری سیستم حلقه بسته قابل اثبات است [۱۴]. علاوه بر این می‌توان عرض ناحیه حول صفحه لغزش را کاهش داد تا خطای دنبال کننده دچار نقصان کمتری شود.

فازی، d^r ‌ها، در هر لحظه از زمان طبق رابطه (۱۷) تنظیم می‌شوند:

$$d^r(t+1) = d^r(t) + \Delta d^r(t) \quad (17)$$

۴-۳- قانون کنترل

۴-۳-۱- کنترل کننده مقاوم

در این تحقیق برای تضمین همگرایی نمایی خطای دنبال کننده‌گی به سمت صفر، از یک کنترل کننده مقاوم لغزشی استفاده شده است. برای غلبه بر نوسان‌های حول صفحه لغزش، از راهکار تعریف یک محدوده حول صفحه لغزش استفاده شده است. سیگنال کنترلی مربوط به این کنترل کننده مطابق رابطه (۴) تعیین شده است.

۴-۳-۲- کنترل کننده جبران‌ساز تطبیقی

پیشتر عنوان شد قانون کنترل باید به‌گونه‌ای استخراج گردد که ضمن همگرایی نمایی مقدار خطای دنبال کننده‌گی به سمت صفر، اثر عدم قطعیت‌های ساختاری و غیر ساختاری مربوط به شناسایی مدل را تضمین کند. در رابطه‌های (۱۸) و (۱۹)، $\Delta f(\Theta)$ و $\Delta b(\Theta)$ میزان عدم قطعیت ساختار نیافته مربوط به تخمین تابع ناشناخته f و مقدار ناشناخته b است.

$$f(\Theta) = G \cdot W_f(\Theta) + \Delta f(\Theta) \quad (18)$$

$$b(\Theta) = D \cdot W_b(\Theta) + \Delta b(\Theta) \quad (19)$$

اگر بردار مربوط به متغیرهای تخمین‌گر تابع f و بردار مربوط به متغیرهای بهینه به ترتیب با G و G^* در نظر گرفته شود و بردار مربوط به متغیرهای تخمین‌گر مقدار b و بردار مربوط به متغیرهای بهینه به ترتیب با D و D^* در نظر گرفته شوند. خطای تخمین بردار متغیرهای سیستم منطقی فازی به صورت رابطه (۲۰) خواهد بود. رابطه (۲۱) حد میزان خطای تخمین برداری را نشان می‌دهد که در آن ρ_f و ρ_b حد بالای خطای تخمین برداری هستند و $\|\cdot\|$ نشان دهنده نرم اقلیدسی^{۲۹} است.

$$\tilde{G} = G - G^* \quad \tilde{D} = D - D^* \quad (20)$$

²⁹ Euclidian norm

³⁰ Exponentially convergence

به طوری که ورودی‌های سیستم منطق فازی مقدار زاویه مفصل زانو و نرخ تغییرات زاویه مفصل زانو در هر لحظه بوده‌اند. مقدار متغیر b در هر لحظه از زمان توسط سیستم تخمین‌گر فازی دو سطحی^{۳۱} تخمین زده شده است. در این ساختار، ورودی‌های سیستم منطق فازی مقدار زاویه مفصل زانو و نرخ تغییرات زاویه مفصل زانو در هر لحظه از زمان بوده است. خروجی سیستم فازی مقدار متغیر b را در هر لحظه از زمان تعیین کرده است. تنظیم متغیرهای سیستم تخمین‌گر فازی در هر لحظه از زمان، به وسیله سیستم منطق فازی دیگری تعیین شده است که ورودی‌های آن مقدار خطا و نرخ تغییرات خطا در هر لحظه از زمان بوده است. ساختار این دو سیستم فازی مطابق روابط (۱۱) تا (۱۳) بوده است.

در سیستم‌های منطق فازی مورد استفاده، ۵ تابع عضویت گوسی برای هر یک از ورودی‌ها در نظر گرفته شده است و در مجموع ۲۵ قانون فازی استخراج شده است. مراکز و واریانس توابع عضویت گوسین ثابت و بر اساس اطلاعات تجربی اولیه در مورد عملکرد سیستم عضله-مفصل، مبتنی بر آزمایش‌های انسانی گذشته، تعیین شده‌اند و در طول آزمایش‌های انسانی اندکی تنظیم شده‌اند. بازه در نظر گرفته شده برای متغیر ورودی زاویه مفصل زانو بین ۴۵- تا ۹۰ درجه است، به طوری که وقتی ساق پا در حالت آویز قرار دارد، زاویه مفصل زانو ۰° در نظر گرفته شده است و بنابراین حالت بازشدگی کامل مفصل زانو ۹۰° در نظر گرفته شده است. بیشترین مقدار بسته شدن مفصل زانو (خم شدن به داخل) نیز ۴۵- در نظر گرفته شده است. برای نرخ تغییرات زاویه مفصل زانو بین ۱۰۰- تا ۶۰۰ درجه بر ثانیه در نظر گرفته شده‌اند. مقدار خطا و نرخ تغییرات خطا بین -۹۰ تا ۹۰ درجه در نظر گرفته شده‌اند. θ نشان‌دهنده مسیر مرجع مطلوب مربوط به زاویه مفصل زانو است. به منظور کنترل دنبال‌کنندگی زاویه مفصل زانو، شدت تحریک اعمالی به عضلات چهار سر رانی در هر لحظه بر اساس رابطه (۳۰) تعیین شده است.

شایان توجه است که مدل کانونی در نظر گرفته شده برای سیستم عضله-مفصل (رابطه ۲۹)، دارای عدم قطعیت‌های

$$\begin{aligned}\dot{\hat{\rho}}_f &= -\delta_f \cdot \hat{\rho}_f + \gamma_f |s| \cdot \|W_f(\Theta)\| \\ \hat{\rho}_f(0) &> 0 \\ \dot{\hat{\rho}}_b &= -\delta_b \cdot \hat{\rho}_b + \gamma_b |s \cdot u_o| \cdot \|W_b(\Theta)\| \\ \hat{\rho}_b(0) &> 0\end{aligned}\quad (26)$$

$$\begin{aligned}\dot{\hat{k}}_f &= -\delta_1 \hat{k}_f + \gamma_1 |s| \\ \hat{k}_f(0) &> 0 \\ \dot{\hat{k}}_b &= -\delta_2 \hat{k}_b + \gamma_2 |s| \\ \hat{k}_b(0) &> 0\end{aligned}\quad (27)$$

$$V = \frac{1}{2} S^2 + \frac{\tilde{\rho}_f^2(t)}{2\gamma_f} + \frac{\tilde{k}_f^2(t)}{2\gamma_1} + \frac{\tilde{\rho}_b^2(t)}{2\gamma_b} + \frac{\tilde{k}_b^2(t)}{2\gamma_2}\quad (28)$$

$$\begin{aligned}\tilde{\rho}_f(t) &= \dot{\rho}_f(t) - \rho_f, \tilde{k}_f(t) = \hat{k}_f(t) - k_f \\ \tilde{\rho}_b(t) &= \dot{\rho}_b(t) - \rho_b, \tilde{k}_b(t) = \hat{k}_b(t) - k_b\end{aligned}$$

۵- کنترل سیستم عضله-مفصل

معادلات مربوط به سیستم عضله-مفصل به عنوان یک سیستم غیرخطی به شکل کانونی در رابطه (۲۹) در نظر گرفته شده است [۱۶].

$$\ddot{\theta} = f(\theta, \dot{\theta}) + b \cdot u \quad (29)$$

در رابطه (۲۹) θ زاویه مفصل زانو یا به عبارت دیگر خروجی سیستم عضله-مفصل است. $\dot{\theta}$ نرخ تغییرات زاویه مفصل زانو و $\ddot{\theta}$ مشتق دوم تغییرات زاویه مفصل زانو است. u ورودی کنترلی یا به عبارتی خروجی کنترل‌کننده است. در حقیقت u شدت تحریک اعمالی به عضلات چهار سر رانی است و ورودی سیستم عضله-مفصل است. با توجه به معادله دینامیکی سیستم عضله-مفصل، مطابق رابطه (۲۹)، رابطه مربوط به s بر اساس رابطه (۳)، به وسیله رابطه (۳۰) قابل بیان است.

$$s = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^2 \tilde{\theta} \quad (30)$$

f به عنوان قسمت غیرخطی معادله دینامیک سیستم، تابعی است ناشناخته بر حسب زاویه مفصل زانو و نرخ تغییرات زاویه و b به عنوان قسمت خطی معادله دینامیک سیستم، عددی مثبت و مخالف صفر است. تعیین مقدار تابع f در هر لحظه از زمان توسط یک سیستم منطق فازی با ساختاری مطابق با روابط (۱۱) تا (۱۳) صورت گرفته است.

³¹ Two Level

$$\tau_m(t) = A(t)A_{TA}(t)A_{TV}(t) \quad (31)$$

$$A(t) = a_1A(t-SP) + a_2A(t-2SP) + b_0r(t-SP) \quad (32)$$

$$A_{TA}(t) = 1 - \frac{\theta(t) - \theta_0^2}{\theta_w^2} \quad (33)$$

$$A_{TV}(t) = \frac{k_{\dot{\theta}}[\dot{\theta}_{\max k} - \dot{\theta}(t)]}{k_{\dot{\theta}}[\dot{\theta}_{\max k}] - \dot{\theta}(t)} \quad (34)$$

$$r(t) = \gamma_0 + \gamma_1[PW(t) - D] + \gamma_2[PW(t) - D]^2 + \gamma_3[PW(t) - D]^3 \quad (35)$$

$$PW(t) = PW_{\max} z(t) \quad (36)$$

$$\tau_m(t) = \left(\frac{1}{4} \cdot m \cdot l^2 + \frac{1}{2} \cdot I\right) \cdot \ddot{\theta}(t) + \frac{1}{2} \cdot m \cdot g \cdot l \cdot \sin(\theta(t)) - K_s[\theta(t) - \theta_0] - K_b \dot{\theta}(t) \quad (37)$$

رابطه (۳۲) دینامیک فعال سازی^{۳۴} عضله را بیان می کنند. رابطه (۳۳) ارتباط بین گشتاور و طول عضله، رابطه (۳۴) ارتباط بین گشتاور و سرعت تغییر طول عضله و رابطه (۳۵) گشتاور ایجاد شده بر اثر انقباض عضله را نشان می دهد. دینامیک انقباض عضله به وسیله یک مدل ARMA درجه دو مدل شده است به طوری که تأخیر ذاتی انقباض عضله لحاظ شود (رابطه ۳۱). جدول ۱ متغیرهای مربوط به قسمت عضلانی مدل را نشان می دهد. رابطه (۳۷) مربوط به قسمت اسکلتی است که از مدل پاندول آویزان برای آن استفاده شده است.

جدول ۱- متغیرهای مدل عضله- مفصل [۸]

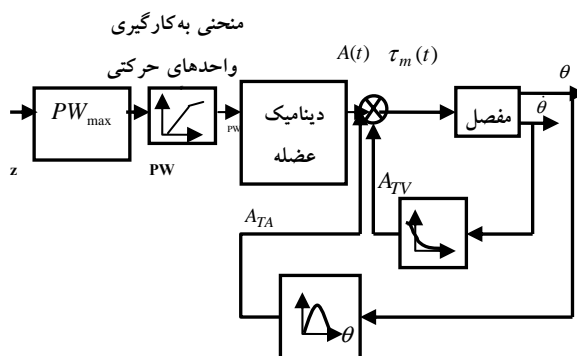
| τ_m | گشتاور ایجاد شده توسط عضله | θ_w | عرض مؤثر منحنی گشتاور- زاویه |
|---|------------------------------------|--|--------------------------------|
| A | ضریب فعال سازی عضله | $k_{\dot{\theta}}$ | شیب منحنی گشتاور- سرعت |
| A_{TA} | رابطه گشتاور- زاویه | $\dot{\theta}_{\max}$ | حداکثر سرعت تغییر طول عضله |
| A_{TV} | رابطه گشتاور- سرعت | $\gamma_0, \gamma_1, \gamma_2, \gamma_3$ | ضرایب منحنی به کارگیری عضله |
| a_1, a_2, b_0 | متغیر رابطه دینامیک فعال سازی عضله | PW | عرض پالس تحریک |
| r | به کارگیری واحدهای حرکتی عضله | PW_{\max} | حداکثر عرض پالس تحریک |
| SP | پریود تحریک | D | حداقل عرض پالس مؤثر تحریک عضله |
| $\theta, \dot{\theta}$ <td>زاویه مفصل زانو و نرخ تغییرات آن</td> <td>θ_0</td> <td>مقدار اولیه زاویه مفصل</td> | زاویه مفصل زانو و نرخ تغییرات آن | θ_0 | مقدار اولیه زاویه مفصل |
| m | جرم قسمت اسکلتی | l | طول قسمت اسکلتی |
| I | ممان اینرسی قسمت اسکلتی | K_s, K_b | ضرایب سختی و میرایی مفصل |

ساختاری و غیرساختاری است. به عنوان مثال تأخیر خالص و متغیر با زمان سیستم یکی از عدم قطعیت های غیرساختاری آن است. با توجه به ویژگی های کنترل کننده ارائه شده، انتظار می رود در حضور عدم قطعیت های موجود، کنترل کننده کارایی قابل قبولی داشته باشد.

۶- مطالعات شبیه سازی

راهکار کنترلی ارائه شده بر روی مدلی از سیستم عضله- مفصل، به عنوان بیمار مجازی، به صورت شبیه سازی کامپیوتری مورد ارزیابی قرار گرفته است. مدل مربوط به سیستم عضله- مفصل و متغیرهای مربوط به آن در مرجع [۸] ارائه شده اند. این مدل دارای دو قسمت اسکلتی و عضلانی است. برای قسمت اسکلتی که به دینامیک تغییرات زاویه مفصل زانو مربوط است، از مدل پاندول آویزان^{۳۳} استفاده شده است. برای قسمت عضلانی از مدلی مبتنی بر مدل هیل استفاده شده است. شکل (۲) نمودار بلوکی مدل سیستم عضله- مفصل را نشان می دهد.

هنگامی که عرض پالس یا سطح دامنه تحریک ورودی به عضله تغییر کند تعداد فیبرهای عضلانی به کار گرفته شده تغییر می کند. به این ترتیب میزان نیروی تولید شده در عضله تغییر خواهد کرد. رابطه بین شدت تحریک ورودی و نیروی تولید شده بر اثر انقباض عضله، منحنی به کارگیری^{۳۳} واحدهای حرکتی نام دارد، برای منحنی به کارگیری واحدهای حرکتی، بلوک دیگری لحاظ شده است. روابط مربوط به بلوک های مختلف قسمت عضلانی مدل سیستم عضله- مفصل به وسیله روابط (۳۱) تا (۳۷) بیان شده است.



شکل ۲- نمودار بلوکی مدل سیستم عضله- مفصل [۸]

³² Swing pendulum

³³ Recruitment Curve

³⁴ Activation Dynamic

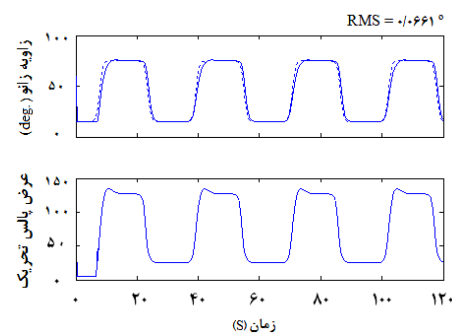
۱-۶- بررسی اثر اغتشاش مکانیکی

شکل ۵ نتیجه کارائی کنترل را در حضور اغتشاش خارجی نشان می‌دهد. اغتشاش مکانیکی معادل ۵۰٪ حداکثر گشتاور ایجاد شده حول مفصل، در ثانیه چهارم در خروجی اعمال شده و بعد از ۳۰s، در ثانیه هفتم حذف شده است. ملاحظه می‌شود در بازه زمانی اعمال اغتشاش مکانیکی، کنترل کننده با افزایش شدت تحریک ورودی عضله، امکان غلبه بر اغتشاش مکانیکی را ایجاد کرده است. همچنین دقت دنبال کنندگی در خروجی دچار نقصان قابل ملاحظه‌ای نشده است و مقدار جذر میانگین مربعات خطای دنبال کنندگی 0.0756° بوده است.

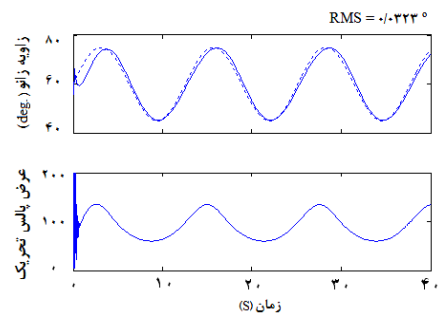
۲-۶- بررسی اثر پدیده خستگی عضلانی

برای بررسی قابلیت‌های کنترل کننده در غلبه بر پدیده خستگی عضلانی، بهره ورودی مدل عضله (معادله ۳۲) $(b=20)$ در طول زمان به گونه‌ای کاهش داده شده است که بعد از ۱۲۰s به ۵۰٪ خود برسد $(b=10)$. به این ترتیب بروز پدیده خستگی عضلانی در مدل عضله لحاظ شده است. شکل ۶ نتیجه این ارزیابی را نشان می‌دهد. همان‌طورکه ملاحظه می‌شود کنترل کننده، شدت تحریک ورودی عضله را در طول زمان افزایش داده است و به این ترتیب توانسته است بر پدیده خستگی عضلانی غلبه کند. مقدار جذر میانگین مربعات خطای دنبال کنندگی برابر 0.0933° بوده است. در مجموع نتایج به دست آمده از مطالعات شبیه‌سازی نشان می‌دهند، با استفاده از راهکار کنترلی پیشنهاد شده علاوه بر دستیابی به خطای دنبال کنندگی قابل قبول برای مسیرهای مرجع متفاوت، پایداری سیستم کنترل حلقه بسته نیز حفظ شده است. به علاوه کنترل کننده قادر بوده است دنبال کنندگی و پایداری را به طور توأمان در خروجی ایجاد کند. همچنین نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که راهکار کنترلی قابلیت غلبه بر اغتشاش‌های مکانیکی و خستگی عضلانی را به خوبی دارد.

شکل‌های ۳ و ۴، نمونه‌ای از نتایج حاصل از مطالعه شبیه‌سازی را برای دو مسیر مرجع دوزنقه‌ای و سینوسی زاویه مفصل زانو نشان می‌دهند. در این شکل‌ها، مسیر مرجع مورد نظر و خروجی سیستم عضله-مفصل روی هم رسم شده‌اند. ملاحظه می‌شود کنترل کننده شدت تحریک ورودی را به گونه‌ای تنظیم کرده که خروجی مدل سیستم عضله-مفصل به خوبی توانسته است مسیرهای مرجع مورد نظر را دنبال کند. مسیر مرجع در نظر گرفته شده در شکل ۳ دوزنقه‌ای شکل است. با توجه به نتیجه به دست آمده، کنترل کننده قابلیت دنبال کردن و پایداری 35° در خروجی را به طور توأمان داشته است. مقدار جذر میانگین مربعات 36° خطای دنبال کنندگی 0.0661° بوده است. مسیر مرجع در نظر گرفته شده در شکل ۴ سینوسی است و فرکانس تغییرات آن از مسیر مرجع دوزنقه‌ای بیشتر است. به این ترتیب قابلیت کنترل کننده در دنبال کردن مسیر مرجع متفاوت و دوره تناوب کوتاه‌تر مورد ارزیابی قرار گرفته است. همچنین مقدار جذر میانگین مربعات خطای دنبال کنندگی 0.0323° بوده است.



شکل ۳- نتایج مربوط به مطالعه شبیه‌سازی با مسیر مرجع دوزنقه‌ای. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه‌گیری شده در خروجی مدل سیستم عضله-مفصل؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر

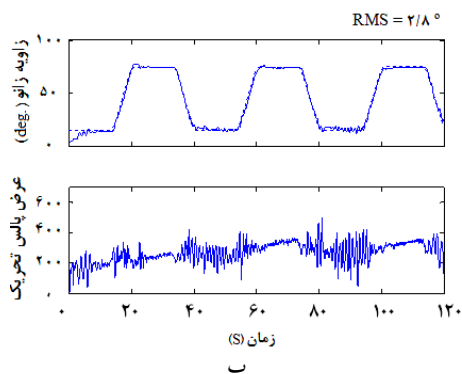
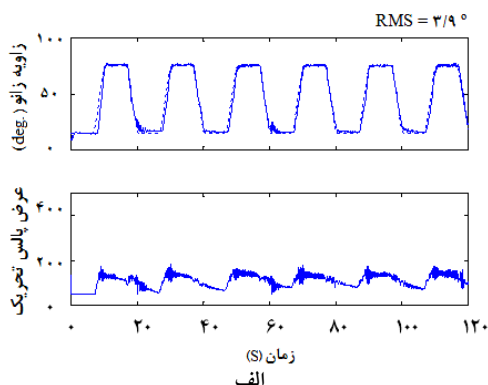


شکل ۴- نتایج مربوط به مطالعه شبیه‌سازی با مسیر مرجع سینوسی. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه‌گیری شده در خروجی مدل سیستم عضله-مفصل؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر

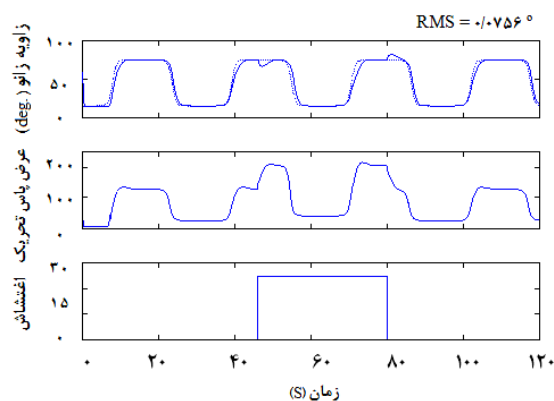
³⁵ Stabilization

³⁶ Root Mean Square

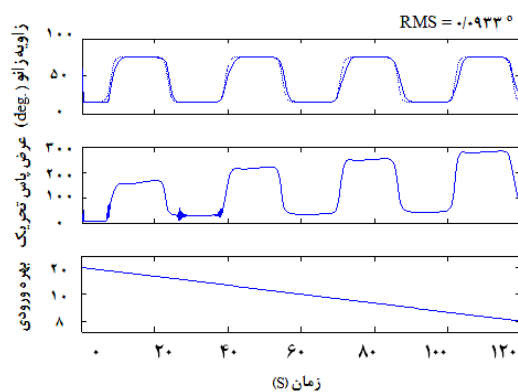
کند. پالس‌های تحریک از نوع جریانی هستند. شکل موج پالس‌های تحریک مستطیلی، دو فازه و متقارن هستند. میزان تفکیک‌پذیری^{۳۸} عرض پالس‌های تحریک ۱۴۵ μs بوده است. سطح دامنه پالس‌های تحریک بین ۰ تا ۱۰۰ میلی‌آمپر قابل تغییر بوده است. میزان تفکیک‌پذیری سطح دامنه تحریک ۱mA بوده است. برای استفاده کاربر از این سیستم و پیاده‌سازی راهکارهای کنترلی مختلف، نرم‌افزارهای مناسبی توسعه داده شده‌اند [۲۴، ۲۳]. این نرم‌افزارها در محیط‌های نرم‌افزاری MATLAB^{۳۹} و سیمولینک^{۴۰} توسعه داده شده‌اند [۲۵]. امکان نمایش داده‌های مربوط به زاویه مفصل زانو به صورت بی‌درنگ^{۴۱} وجود دارد. سیگنال‌های تحریک از طریق الکترودهای سطحی به عضلات چهار سر رانی اعمال شده و مقدار زاویه مفصل زانو به‌طور برخط اخذ شده است. مقدار زاویه مفصل زانوی و مشتق آن به‌عنوان ورودی‌های سیستم فازی در نظر گرفته شده‌اند. فرکانس نمونه‌برداری از زاویه مفصل زانو برابر با ۱KHz و فرکانس پالس‌های تحریک برابر با ۲۵Hz بوده است.



شکل ۷- نتایج کنترل مربوط به آزمون اول (الف) و دوم (ب) شخص HK. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه‌گیری شده؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر



شکل ۵- نتایج مربوط به مطالعه شبیه‌سازی با مسیر مرجع دوزنقه‌ای، در حضور اغتشاش مکانیکی در خروجی. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه‌گیری شده در خروجی مدل سیستم عضله-مفصل؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر



شکل ۶- نتایج مربوط به مطالعه شبیه‌سازی با مسیر مرجع دوزنقه‌ای، در هنگام بروز پدیده خستگی عضلانی. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه‌گیری شده در خروجی مدل سیستم عضله-مفصل؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر

۷- آزمایش‌های انسانی

آزمایش‌های انسانی روی ۳ فرد سالم انجام گرفته است. به‌منظور تولید و اعمال سیگنال‌های تحریک الکتریکی به عضله و اخذ داده‌های مربوط به زاویه مفصل زانو، از یک سیستم تحریک‌کننده الکتریکی ۸ کاناله کامپیوتری^{۳۷} استفاده شده است. این سیستم در آزمایشگاه ابزار دقیق مهندسی پزشکی دانشکده برق دانشگاه علم و صنعت ایران طراحی و ساخته شده است [۲۴، ۲۳]. این سیستم قادر است الگوهای مختلف تحریک را به‌طور مجزا از طریق ۸ کانال تحریک، به‌وسیله الکترودهای سطحی به عضلات درگیر حرکت اعمال

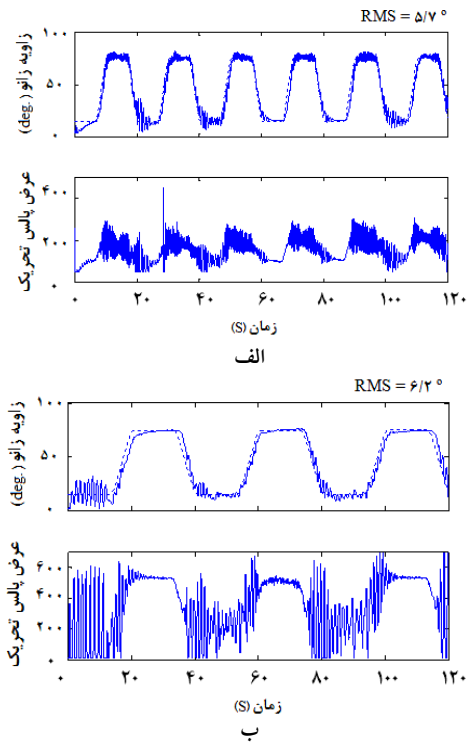
³⁷ Computer based eight channels electrical stimulator
⁴⁰ Simulink

³⁸ Resolution
⁴¹ Real Time

³⁹ Mathematical Laboratory

۸- نتایج

شکل های ۷ تا ۹ نمونه ای از نتایج آزمایش های انسانی صورت گرفته بر روی ۳ فرد سالم را نشان می دهند. مسیر مرجع مورد نظر برای زاویه مفصل زانو، دوزنقه ای متناوب در نظر گرفته شده است. خروجی کنترل کننده در حقیقت میزان عرض پالس های تحریک را تعیین می کند. مقدار عرض پالس های تحریک بین ۰ تا $700\mu s$ قابل تغییر بوده اند. سطح دامنه تحریک برابر 45 mA در نظر گرفته شده است. مسیر مرجع مورد نظر و زاویه مفصل زانوی اندازه گیری شده بر روی هم رسم شده اند. در آزمایش های انجام شده متغیرهای $\epsilon_1, \epsilon_f, \epsilon_b, \epsilon_2, \epsilon_f, \gamma_1, \gamma_2$ به ترتیب $0/15, 0/15, 0/15, 0/15, 0/15, 10, 10, 10, 0/15$ در نظر گرفته شده اند. همچنین برای b_{max} مقدار 100 منظور شده است.



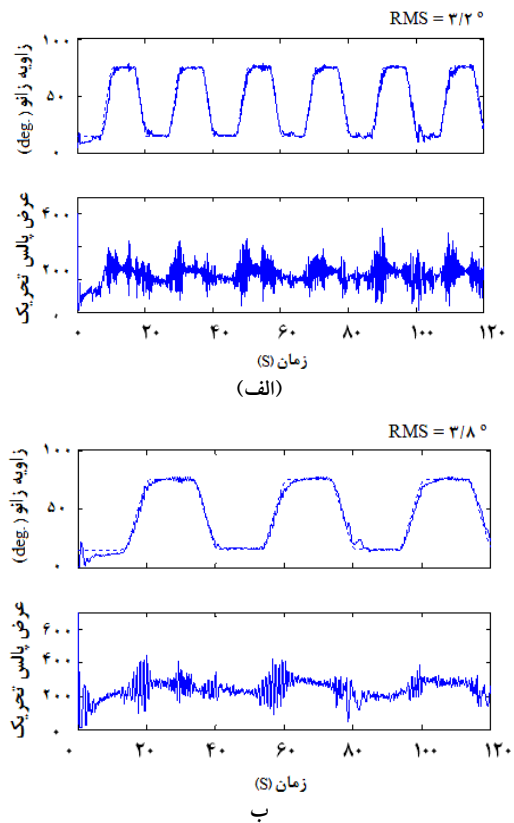
شکل ۹- نتایج کنترل مربوط به آزمون اول (الف) و دوم (ب) شخص ME. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه گیری شده؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر

بر اساس این نتایج کنترل کننده ارائه شده توانسته است عرض پالس های تحریک را به گونه ای تنظیم کند که زاویه مفصل زانو بتواند مسیر مرجع مورد نظر را دنبال کند. از طرفی مشاهده می شود جذر میانگین مربعات خطای دنبال کنندگی در ۳ فرد مورد آزمایش بین $2/8^\circ$ تا $6/2^\circ$ بوده است. با توجه به اینکه مسیر مرجع بین 15° تا 75° بوده است، مقادیر به دست آمده برای RMS خطای دنبال کنندگی، قابل قبول است.

برای بررسی کمی دقیق تر کارایی کنترل کننده در آزمایش های انجام شده، جذر میانگین مربع خطای دنبال کنندگی نرمالیزه شده ^{۴۲} مربوط به ۵ آزمایش در سه روز مختلف برای هر فرد، محاسبه شده و در جدول ۲ آمده است. جدول ۲- میانگین مربع خطای دنبال کنندگی نرمالیزه شده در ۳ روز

مختلف برای ۳ شخص سالم

| روز فرد | ۱ | ۲ | ۳ |
|---------|------|------|------|
| AA | 0/48 | 0/63 | 0/52 |
| HK | 0/27 | 0/43 | 0/88 |
| ME | 0/48 | 1/4 | 1/2 |



شکل ۸- نتایج کنترل مربوط به آزمون اول (الف) و دوم (ب) شخص AA. خط پر: زاویه مفصل زانو اندازه گیری شده؛ خط چین: مسیر مرجع مورد نظر

⁴² Normalized Root Mean-Square Tracking Error

نایب‌نویسه سیگنال کنترلی (رابطه ۶) است، جایگزین می‌شود. سیستم‌های با عدم قطعیت زیاد به محدوده با عرض وسیع‌تری نیاز دارند. اما باید توجه داشت با افزایش عرض محدوده، سیستم کنترل دارای رفتار لغزشی نخواهد بود.

اگرچه با افزایش عرض محدوده حول صفحه لغزش، اثر نوسان‌های ناخواسته کاهش می‌یابد اما خطای دنبال‌کنندگی افزایش می‌یابد و برعکس. با کاهش اثر عدم قطعیت‌های مربوط به تخمین مدل می‌توان عرض محدوده را کاهش داد. بنابراین در مطالعه حاضر برای غلبه بر عدم قطعیت‌های مربوط به تخمین دینامیک سیستم، از یک کنترل‌کننده جبران‌ساز تطبیقی استفاده شده است. در کنترل‌کننده جبران‌ساز، تنها میزان حدود عدم قطعیت‌ها به‌طور برخط تنظیم شده‌اند و به این ترتیب حجم محاسبات برخط در مقایسه با روش‌های معمول کنترل تطبیقی کاهش می‌یابد. در ضمن مقدار ضریب بخش نایب‌نویسه سیگنال کنترلی (رابطه ۶)، به‌عنوان یک متغیر طراحی، خارج از محدوده حول صفحه لغزش، به اندازه کافی بزرگ انتخاب شده است تا از رابطه $|\Delta f(\Theta)| \leq k_f$ تخطی نشود.

به منظور تخمین دینامیک‌های سیستم عضله-مفصل از سیستم‌های منطبق فازی استفاده شده است. علاوه بر این متغیرهای مدل با استفاده از یک سیستم تخمین‌گر فازی دیگر به‌طور برخط تنظیم شده‌اند. به علت استفاده از سیستم‌های منطبق فازی برای شناسایی مدل، نیازی به اطلاعات اولیه در مورد دینامیک سیستم عضله-مفصل نیست.

پیش از انجام آزمایش‌های انسانی و برای ارزیابی اولیه راهکار کنترلی، مطالعاتی به‌صورت شبیه‌سازی‌های کامپیوتری روی مدلی از سیستم عضله-مفصل، به عنوان بیمار مجازی، انجام گرفته است. سعی شده که مدل بیمار مجازی ویژگی‌های اصلی سیستم عضله-مفصل را داشته باشد. به‌ویژه تأخیر بین ورودی و خروجی عضله در معادلات دینامیک فعال‌سازی عضله لحاظ شده است. در مرحله بعد روش کنترلی مورد نظر به صورت عملی درباره ۳ فرد سالم مورد ارزیابی قرار گرفته است.

میانگین مربع خطای دنبال‌کنندگی بر اساس رابطه (۴۱) محاسبه شده است.

$$NRMS = \frac{1}{(\theta_{\max} - \theta_{\min})} \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (\theta(t) - \theta_d(t))^2} \times 100 \quad (41)$$

که در آن $\theta(t)$ زاویه مفصل اندازه‌گیری شده است در هر لحظه است، $\theta_d(t)$ اندازه مسیر مرجع در هر لحظه از زمان است، T کل دوره آزمایش است و θ_{\min} و θ_{\max} به ترتیب حداقل و حداکثر زاویه مفصل اندازه‌گیری شده هستند.

۹- نتیجه‌گیری

در این تحقیق یک کنترل‌کننده تطبیقی مقاوم فازی مبتنی بر کنترل لغزشی، برای کنترل حرکت مفصل زانو ارائه شده و به صورت عملی بر روی ۳ فرد سالم مورد ارزیابی قرار گرفته است. عدم نیاز به مدلی دقیق و پیچیده از سیستم، از نکات قابل توجه در راهکار کنترلی ارائه شده است. زیرا که برای پیاده‌سازی کنترل لغزشی به‌عنوان یک راهکار کنترلی مقاوم، به مدل بسیار دقیقی از سیستم تحت کنترل نیاز نیست و تنها شرط لازم این است که حدود عدم قطعیت‌های مدل مشخص باشند. در این راهکار کنترلی به مدلی با شکل کانونی نیاز است که به طبع دارای عدم قطعیت‌های ساختاری و غیرساختاری است. در طراحی راهکار کنترلی ارائه شده، سعی بر این بوده است که به جای پیچیده کردن مدل سیستم، ساختار کنترل‌کننده به گونه‌ای طراحی شود که امکان غلبه بر عدم قطعیت‌های مدل وجود داشته باشد و کنترل‌کننده بتواند در حضور عدم قطعیت‌ها و دینامیک‌های مدل نشده، کارایی قابل قبولی داشته باشد. مهمترین قابلیت کنترل‌کننده لغزشی تضمین همگرایی نمایی خطای دنبال‌کنندگی خروجی سیستم به سمت صفر است. اما مهمترین مشکل راهکار کنترل لغزشی، بروز نوسان‌های حول صفحه لغزش است. این پدیده به تحریک دینامیک‌های مدل نشده فرکانس بالای سیستم منجر می‌شود. دینامیک‌های مدل نشده سیستم از دلایل اصلی بروز این پدیده هستند. تعریف محدوده حول صفحه لغزش از راهکارها مشهور برای حل این معضل است. در این محدوده، قانون کنترل نایب‌نویسه با یک تابع پیوسته که تقریبی از بخش

مراجع

- [1] Kobetic R., Triolo R.J. and Marsolais E.B., Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia; *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1997; 1: 23-29.
- [2] Davis J.A., Triolo R.J., Uhler J., Bieri C., Rohde L., Lissy D. and Kukke S., Preliminary performance of surgically implanted neuroprosthesis for standing and transfers-Where do we stand?; *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2001; 38: 609-617.
- [3] Robinson C.J., Peckham PH and Hoshemia N., Introduction to Functional electrical stimulation, neuroprosthetics and rehabilitation engineering; *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering* 1996; 4: 216-217.
- [4] Veltink P.H., Donaldson N., A perspective on the control of FES-supported standing; *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering* 1998; 6: 109-112.
- [5] Hausdorff JM, Durfee W.K., Open-loop position control of the knee joint using electrical stimulation of quadriceps and hamstrings; *Medical and Biological Engineering and Computing* 1991; 29: 269-280.
- [6] Veltink P.H., Control of FES-induced cyclical movements of the lower leg; *Medical and Biological Engineering and Computing* 1991; 29: NS8-NS12.
- [7] Chang G., Luh J., Liao G., Lai J., Chung C.K., Kuo B. and Kuo T.S., A Neuro-control System for Knee Joint Position Control with Quadriceps Stimulation; *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering* 1997; 5: 2-11.
- [8] Abbas J., Chizeck H.J., Neural Network Control of Functional Neuromuscular Stimulation Systems; *Computer Studies*; *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 1995; 42: 1117-1127.
- [9] Abbas J., Riess J., Adaptive Neural Network Control Cyclic Movements Using Functional Neuromuscular Stimulation; *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering* 2000; 8: 42-52.
- [10] Ferrarin M., Palazzo F., Riener R. and Quintern J., Model-Based Control of FES-induced Single Joint Movements; *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 2001; 9: 245-257.
- [11] Mirzarandi A.-R., Erfanian A. and Kobravi H.R., Adaptive Inverse control of Knee Joint Position In Paraplegic Subjects Using Recurrent Neural Network; In *Proceeding of 10th Annual Conference of International Functional Electrical Stimulation Society*; 2005.
- [12] Previdi F., Carpanzano E., Design of a gain scheduling controller for knee-joint angle control by using functional electrical stimulation; *IEEE Transaction on Control Systems Technology* 2003; 11: 310-324.
- [13] Kurosawa K., Futami R., Watanabe T. and Hoshimiya N., Joint angle control by FES using a feedback error learning controller; *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2005; 13: 359-371.
- [14] Diaz D.V., Tang T., Adaptive Robust Fuzzy Control of Nonlinear systems; *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetic*, 2004; 34: 1596-1601.
- [15] Slotin J.J.E., Li W., *Applied Nonlinear Control*. Englewood Cliffs, Nj: Prentice-Hall; 1997.
- [16] Schauer T., Holderbaum W. and Hunt K.J., Sliding-mode control of knee-joint angle: experimental results; In *Proceeding of 7th Annual Conference of*

نتایج حاصل از آزمایش‌های انسانی انجام گرفته بر روی ۳ فرد سالم نشان می‌دهند که راهکار کنترلی ارائه شده قادر به کنترل حرکت مفصل زانو بوده است. مسیر مرجع در نظر گرفته شده برای زاویه مفصل زانو، شبه دوزنقه‌ای متناوب بوده است. علت در نظر گرفتن این مسیر مرجع، شباهت آن به مسیر حرکت زوایای مفصل زانو در هنگام کارکرد ایستادن، نشست و گام برداشتن بوده است.

طول زمان آزمایش‌های انسانی ۲ دقیقه بوده است. به این ترتیب، بروز پدیده خستگی عضلانی اجتناب ناپذیر است، بنابراین قابلیت کنترل کننده در غلبه بر خستگی عضلانی نیز قابل ارزیابی خواهد بود. ملاحظه می‌شود کنترل کننده دامنه تحریک ورودی را به گونه‌ای تنظیم کرده که در تمام سیکل‌ها، زاویه مفصل زانو به سطح حداکثر تعیین شده در مسیر مرجع رسیده است. این امر نشان می‌دهد، امکان غلبه بر پدیده خستگی عضلانی که بر اثر تحریک طولانی مدت رخ داده، وجود داشته است.

۱۰- پیشنهادها

در تحقیق انجام گرفته برای کنترل حرکت زاویه مفصل زانو، از تحریک الکتریکی عضلات چهار سر رانی استفاده شده است. اما در حرکت‌های واقعی در افراد سالم، عضلات موافق^{۴۳} و مخالف^{۴۴} درگیر یک حرکت، به‌طور توأمان فعال می‌شوند. بنابراین به نظر می‌رسد در گام بعدی باید راهکاری اندیشیده شود تا عضلات مخالف نیز برای کنترل حرکت تحریک شوند و کنترل کننده میزان تحریک عضلات موافق و مخالف را به‌طور همزمان تعیین کند.

سپاسگزاری

این تحقیق در آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران در دانشگاه علم و صنعت ایران و با حمایت مالی این دانشگاه انجام شده است. بدین وسیله از همه کسانی که آزمایش‌های طولانی مدت این تحقیق را تحمل کردند و امکان اجرای این پژوهش را فراهم آوردند، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌شود.

⁴³ Agonist⁴⁴ Antagonist

- [21] Wang L.X., Adaptive Fuzzy Systems and control, Design, and Stability analysis; Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1994.
- [22] Wang L.X., A Course in Fuzzy systems and Control, Prentice-Hall; 1997.
- [23] Kobravi H.R., Erfanian A., A transcutaneous computer-based closed-loop motor neuroprosthesis for real-time movement control; In Proceeding of 9th Annual Conference of International. Functional Electrical Stimulation Society; England, 2004.
- [۲۴] کبروی حمیدرضا، عرفانیان امیدوار عباس؛ یک سیستم تحریک کننده عصبی-عضلانی مدار بسته کامپیوتری برای کنترل بی درنگ حرکت در عضو فلج، مجله علمی-پژوهشی دانشگاه علم و صنعت ایران، ۱۳۸۵؛ ۳، ۳۱-۲۱.
- [25] The Mathworks, Inc, Simulink: Dynamic System Simulation for Matlab, Natick, M.A., The Mathworks, 1998-2000.
- International Functional Electrical Stimulation Society; 2002.
- [۱۷] کبروی حمیدرضا، عرفانیان امیدوار عباس؛ کنترل کننده تطبیقی فازی برای کنترل موقعیت مفصل زانو با استفاده از تحریک الکتریکی عضلات چهارسر رانی؛ سیزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، تهران، ۱۳۸۵.
- [18] Chenging X., Shin C., Design of a Multilevel Fuzzy Controller for Nonlinear Systems and Stability Analysis; IEEE Transaction on Fuzzy Systems. 2005; 13: 761-770.
- [19] Spooner J.T., Passino K.M., Stable adaptive control using fuzzy systems and neural network; IEEE Transaction on Fuzzy Systems 1996; 4: 339- 359.
- [20] Chang Y.O., A robust tracking control for chaotic Chua's circuits via fuzzy approach; IEEE Transaction on Circuit and Systems 2001; 48: 889- 895.