MEJDS. 2023; 13:143.

Published online 2023 Dec. **Review Article**

Review of Methods and Control Algorithms in Functional Electric Stimulation

Montazeri M[1], *Yousefi MR[1,2], Shojaei Kh[1,2], Shahgholian Gh[1]

Author Address
1. Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran;
2. Digital Processing and Machine Vision Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran.
***Corresponding Author Email:** yousefi@iaun.ac.ir

Received: 2021 December 16; **Accepted:** 2022 August 25

Abstract

Background & Objective: Functional electrical stimulation (FES) is a promising technique for rehabilitation and increasing the level of movement in paraplegic subjects. In this method, the movement in the hindlimbs can be restored by controlling the electrical current pulses and stimulating the intraspinal motor neurons or muscular fibers below the spinal lesion. In FES, functional control signals are received from a controller that creates a motor function for the paraplegic subject. By changing the pulse width or pulse amplitude of the current pulses (control input), the level of the contraction for generating the functional movement of the hindlimb joints can be altered. The electrodes are inserted into the spinal cord to stimulate the desired movement by stimulating the flexor and extensor muscles and motor neurons connected to the desired joint. Therefore, the superposition of torque in flexor and extensor muscles is applied to the musculoskeletal system and joint moves.
Methods: In FES, a model of the musculoskeletal system that acts on simultaneous movement of the hip and knee joints (multi–joint) is used as the virtual patient. In general, the skeletal segment of the model consists of a planar swinging pendulum model of a two–link rigid robotic manipulator with nonlinear constraints on the hip and knee joint movements. A biarticular model of six muscles is used to generate the torques of the skeletal part of the model. Four muscles are considered for flexing and extending the hip and knee joints (one for flexing the joint and one for extending), and two biarticular muscles work on flexing the hip (knee) joint and extending the knee (hip) joint synergically. On the other hand, excellent tracking performance can be obtained with high precision, and the controllers can automatically switch between control inputs and the muscles by regulating the stimulation pulse width. The stimulation pulse width of muscles is continuous, nonsingular, with low chattering. The model dynamics can be assumed unknown and identified online without the controller's requirement for offline calibration. The controller robustly and rapidly switched the activation between the muscles to track the desired trajectory of the knee and hip joint. Various control methods, such as combining fuzzy adaptive or neural networks with classic sliding mode control, have generated FES control signals. Such hybrid methods have led to the chattering phenomenon, the control signal's singularity, and the controller's low speed outside and on the sliding surface.
Results: Rehabilitation movement in paralyzed limbs of paraplegic subjects based on FES in their muscles is associated with problems such as reflection in the spinal cord and unwanted movements, joint disturbances, fatigue, etc.
Conclusion: The controller could automatically regulate the stimulation pulse width without considering the effect of the applied ground reaction force so that, by switching between muscles synergically, excellent tracking results were obtained in the presence of external unit step disturbance and muscle fatigue. The major challenges for developing an appropriate control method for stimulating paralyzed limbs include high–order nonlinear and time–varying properties of the neuromusculoskeletal system, spasms, and muscle fatigue. These drawbacks limit using prespecified stimulation patterns and open–loop control systems in the FES application.
Keywords: Functional Electrical Stimulation (FES), Musculoskeletal System, Controler, Muscle Dynamic Model.

Copyright © 2023, MEJDS. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

مجله مطالعات ناتوانی ۱۴۰۲؛ (۱۳):۱۴۳.

انتشار برخط آذر ۱۴۰۲ مقاله مروری

مروری بر روش‌ها و دیدگاه‌های کنترلی تحریک الکتریکی عملکردی

مریم منتظری[۱]، *محمدرضا یوسفی نجف‌آبادی[۲،۱]، خوشنام شجاعی[۲،۱]، غضنفر شاهقلیان[۱]

توضیحات نویسندگان

۱. دانشکدهٔ مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران؛

۲. مرکز تحقیقات پردازش دیجیتال و بینایی ماشین، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران.

***رایانامهٔ نویسندهٔ مسئول:** yousefi@iaun.ac.ir

تاریخ دریافت: ۲۵آذر۱۴۰۰؛ **تاریخ پذیرش:** ۳شهریور۱۴۰۱

چکیده

مقدمه: کنترل حرکات اعضای فلج افراد دارای معلولیت دارای پیچیدگی‌های فراوانی است. عضله به‌عنوان سامانهٔ حرکتی غیرخطی و متغیر با زمان شناخته می‌شود. تحریک الکتریکی عملکردی (FES)، روشی امیدبخش برای بازیابی و افزایش سطح حرکت در بیماران پاراپلژیک است. محل کاشته‌شدن الکترودها در داخل نخاع به‌گونه‌ای تنظیم می‌شود که نورون‌های حرکتی عضله‌های جمع‌کننده و بازکنندهٔ مفصل مربوط، به‌شکل فعال درمی‌آیند و به‌دنبال آن عضله‌های متناسب با مفصل تحریک می‌شوند؛ بنابراین گشتاور خروجی عضله‌های بازکننده و جمع‌کنندهٔ مفصل به‌صورت مجموع به ساختار اسکلتی مفصل وارد می‌شود و حرکت مفصل مدنظر را در پی دارد.

روش‌بررسی: در این پژوهش ضمن بررسی روش تحریک الکتریکی عملکردی و انواع روش‌های آن به‌منظور بازیابی حرکت، انواع مدل‌های ارائه‌شده برای مدل‌سازی سیستم عصبی‌اسکلتی‌عضلانی معرفی و مرور شد و در انتها بررسی مزایا و معایب هرکدام به‌طور اجمالی صورت گرفت. در ادامه انواع روش‌های کنترلی ارائه‌شده در تحقیقات پیشین در بحث بازیابی حرکت با استفاده از مدل‌های حرکت ارزیابی و مرور شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد، ایجاد حرکت در اعضای فلج افراد دارای معلولیت با استفاده از عضله‌های خود فرد و به‌کمک تحریک الکتریکی عملکردی با مشکلات خاصی ازجمله ایجاد انعکاس در نخاع و بروز حرکات ناخواستهٔ اغتشاش در مفصل، خستگی و غیره همراه است.

نتیجه‌گیری: از موانع اصلی برای ارائهٔ راهکاری کنترلی مناسب به‌منظور تحریک عضلات فلج می‌توان به خواص بسیار پیچیده و غیرخطی سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی، اسپاسم عضلانی و خستگی عضلانی اشاره کرد که استفاده از الگوهای تحریک از پیش آماده‌شده و سیستم کنترل حلقهٔ باز، کارایی روش تحریک الکتریکی عملکردی را محدود می‌کند.

کلیدواژه‌ها: تحریک الکتریکی عملکردی، سیستم عصبی‌اسکلتی‌عضلانی، کنترل‌کننده، مدل دینامیکی عضله.

حق انتشار محفوظ است © ۱۴۰۲، مجله مطالعات ناتوانی. این یک مقاله با دسترسی آزاد است که تحت مجوز اختیار_غیرتجاری ۴/۰ بین‌المللی (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.fa) منتشر شده است که به شما اجازه می‌دهد که مواد منتشر شده در این مقاله را با شرط ارجاع مناسب به نسخهٔ اصلی، به‌طور غیرتجاری نسخه‌برداری و توزیع کنید.

۱ مقدمه

ضایعهٔ حاد نخاعی[1] درنتیجهٔ لهشدگی یا پارگی نقطه‌ای از طناب نخاعی به‌وجود می‌آید و می‌تواند منجربه کاهش یا ازدست‌رفتن حرکت و توان حسی و کاهش عملکرد ارگان‌های بدن زیر سطح ضایعه شود. نقاط شایع‌تر آسیب، مهره‌های گردن و سینه است. در فردی مبتلا به ضایعهٔ نخاعی، با قطع‌شدن مسیر ارتباطی سیگنال‌های حرکتی[2] (پیام‌های حرکتی) صادرشده از مغز به عضله‌های حرکتی، درصورتی‌که بتوان این سیگنال‌ها را در محلی پایین‌تر از محل ایجاد ضایعه تولید کرد، امکان بازسازی ارتباط حرکتی میان مغز و عضو فلج فراهم می‌شود. تحریک الکتریکی عملکردی[3]، از روش‌هایی است که به‌وسیله آن می‌توان با تحریک نورون‌های حرکتی داخل نخاعی زیر قسمت آسیب‌دیده (۱،۲) یا تحریک مستقیم فیبرهای عضلانی (۳،۴)، حرکت در اندام‌های زیر سطح ضایعه را بازیابی کرد. از چالش‌های اصلی در بازگرداندن حرکت ازدست‌رفته در عضوی فلج با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، توسعهٔ یک روش کنترلی[4] در حالت حلقهٔ بسته برای تنظیم پارامترهای تحریک الکتریکی واردشده به عضله‌های حرکتی است.

برای کنترل حلقهٔ بستهٔ حرکت مفصل‌ها با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، دو چالش اصلی پیش رو قرار دارد: چالش اول ارائهٔ مدلی تحلیلی کامل از سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی است. این مدل می‌تواند برای مدل‌سازی حرکت در عضله‌های بالاتنه یا حرکت در عضله‌های پایین‌تنه استفاده شود؛ چالش دوم طراحی کنترل‌کننده‌ای مقاوم برای اعمال پالس‌های الکتریکی به‌عنوان خروجی کنترل‌کننده به ورودی مدل است. کنترل‌کننده باید این قابلیت را داشته باشد که با تغییر دامنه یا عرض پالس تحریک بتواند باعث ردیابی زاویهٔ خروجی مفصل مطابق با الگویی مطلوب شود. باتوجه به تغییر لحظه‌ای دینامیک پارامترهای فرایند با زمان، همچنین غیرخطی و ناشناخته‌بودن دینامیک‌های فرایند می‌توان گفت، از خصوصیات کنترل‌کنندهٔ بحث‌شده برای این‌گونه سیستم‌ها مقاومت دربرابر تغییرات ناگهانی و اغتشاش‌های[5] داخلی و خارجی است. در یک مدل دستگاه عصبی‌اسکلتی‌عضلانی، ورودی‌های دستگاه، سیگنال جریان الکتریکی تحریک و خروجی‌های آن شامل تغییرات زوایای مفصل‌های درحین حرکت است. با تنظیم پارامترهای تحریک الکتریکی توسط کنترل‌کننده به‌صورت حلقهٔ بسته مقدار گشتاور خروجی عضله‌های سیستم تغییر می‌کند و به‌دنبال آن زوایای خروجی دستگاه اسکلتی‌عضلانی تحت کنترل درمی‌آیند (۷ـ۵).

کنترل تطبیقی[6] و کنترل مقاوم[7] دو روش اساسی مقابله با اثر عدم قطعیت‌های مدل است. قانون کنترل در سیستم‌های کنترل مقاوم معمولاً علاوه‌بر داشتن بخشی شبیه به قانون کنترل در روش خطی‌سازی پس‌خورد[8] یا کنترل معکوس[9]، دارای عبارت‌هایی برای جبران اثر عدم قطعیت‌های مدل است. کنترل مد لغزشی[10]، از رویکردهای ساده برای کنترل مقاوم به‌شمار می‌رود و یکی از روش‌های ساده ولی قدرتمند در مبارزه با عدم قطعیت‌های مدل فرایند است (۱،۲). از دیدگاه دیگر می‌توان گفت، تئوری کنترل مد لغزشی برپایهٔ این نکتهٔ مهم استوار است که مسئلهٔ کنترل سیستمی غیرخطی با عدم قطعیت در مدل و با معادلات دیفرانسیل مرتبهٔ بالا را به مسئلهٔ کنترل سیستمی درجهٔ اول غیرخطی و با عدم قطعیت در مدل تبدیل می‌کند. این کاهش درجهٔ سیستم به آسان‌شدن طراحی کنترل‌کننده کمک خواهد کرد. به‌دلیل دینامیک پیچیده و رفتار متغیر با زمان دستگاه عصبی‌اسکلتی‌عضلانی، شیوهٔ کنترل مد لغزشی می‌تواند انتخاب مناسبی برای کنترل دقیق این‌گونه سیستم‌ها باشد. برپایهٔ طراحی کنترل‌کننده‌های مُد لغزشی درزمینهٔ کنترل حرکت، کارهای مختلفی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی (۴ـ۱) برای به‌کارانداختن عضله‌های موافق و مخالف[11] انجام شده است. از مزایای این روش کنترلی می‌توان به هم‌گرایی سریع خطای ردیابی در زمان محدود و ازبین‌بردن مسئلهٔ منفردشدن[12] سیگنال کنترلی و حذف پدیدهٔ نوسانات نامطلوب با دامنه و فرکانس ثابت با نام غیرتناوبی[13] اشاره کرد.

از محدودیت‌های اصلی تمامی کنترل‌کننده‌های مذکور که از روش کنترل‌کنندهٔ مُد لغزشی کلاسیک برای بحث کنترل حرکت استفاده کرده‌اند، این است که در زمان قرارگرفتن دینامیک‌های سیستم بر صفحهٔ لغزش (فاز لغزش)، خطای ردیابی و مشتق مرتبهٔ اول آن در زمان بی‌نهایت به‌سمت صفر میل پیدا می‌کند. همچنین همان‌طورکه اشاره شد، در تعدادی از این پژوهش‌ها (۱،۲) در نزدیکی صفحهٔ لغزش برای کاهش پدیدهٔ نوسانات نامطلوب با دامنه و فرکانس ثابت، یک شبکهٔ عصبی یا کنترل‌کنندهٔ تناسبی‌ـانتگرال‌گیرـمشتق‌گیر[14] به‌عنوان جایگزین کنترل‌کنندهٔ اصلی به‌کار رفت؛ بنابراین مشکل ردیابی نمایی این‌گونه کنترل‌کننده‌ها نیز در نزدیکی صفحهٔ لغزش کماکان به‌قوت خود باقی است. یکی از راهکارهای غلبه بر محدودیت هم‌گرایی نمایی تمام کنترل‌کننده‌های مذکور، استفاده از کنترل مُد لغزشی ترمینال[15] است (۷ـ۱).

به‌طورکلی مباحث مطرح‌شده در این مقاله در سه بخش تقسیم‌بندی شد: در بخش اول، دربارهٔ تحریک الکتریکی عملکردی و انواع روش‌های تحریک الکتریکی برای بازیابی حرکت مطالبی ارائه شد؛ در بخش دوم انواع مدل‌های ارائه‌شده در بحث مدل‌سازی سیستم عصبی‌اسکلتی‌عضلانی مربوط به عضله‌های بالاتنه و پایین‌تنه معرفی شد و در انتها معرفی مزایا و معایب هرکدام به‌طور اجمال صورت گرفت؛ در بخش سوم انواع روش‌های کنترلی ارائه‌شده در تحقیقات پیشین در بحث بازیابی حرکت با استفاده از مدل‌های حرکت مبتنی‌بر بازوی ربات و مدل‌های برمبنای ساختار غیرخطی عضله‌ها به‌همراه دستگاه اسکلتی بررسی شد. در انتهای مقاله نیز جمع‌بندی صورت

1. Acute spinal cord injury
2. Movement Signals
3. Functional Electrical Stimulation (FES)
4. Control Method
5. Disturbance
6. Adaptive Control
7. Robust Control
8. Linear Feedback Control
9. Inverse Control Method
10. Sliding Mode Control (SMC)
11. Flexor and Extensor Muscles
12. Singularity
13. Chattering
14. Proportional-Integral-Derivative (PID)
15. Terminal Sliding Mode Control (TSMC)

گرفت.

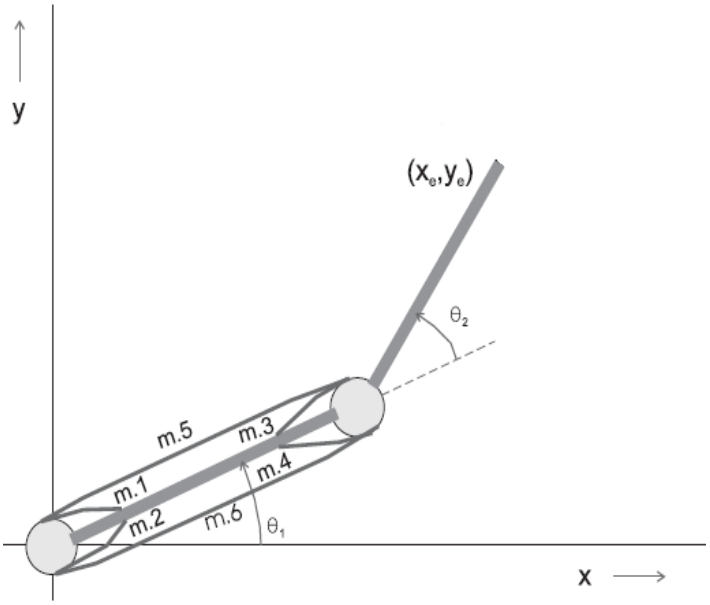
ـ تحریک الکتریکی عملکردی: ضایعهٔ حاد نخاعی درنتیجهٔ لهشدگی یا پارگی نقطه‌ای از طناب نخاعی به‌وجود می‌آید و می‌تواند منجربه کاهش یا ازدست‌رفتن حرکت و توان حسی و کاهش عملکرد ارگان‌های بدن زیر سطح ضایعه شود. نقاط شایع‌تر آسیب، مهره‌های گردن و سینه است. از عوارض ثانویهٔ ضایعهٔ نخاعی می‌توان به عوارض دستگاه ادراری، مشکلات کنترل مدفوع، زخم‌های فشاری، تشکیل لخته در وریدهای عمقی و آمبولی ریوی، اسپاسم عضلانی، مشکلات جنسی و... اشاره کرد.

تاکنون درمانی قطعی برای تمام انواع ضایعات نخاعی ارائه نشده است؛ اما روش‌هایی مانند طب سوزنی، فیزیوتراپی و... برای بهبود این بیماری پیشنهاد شده است. در فردی سالم سیگنال‌های حرکتی با صدور از مغز و انتقال ازطریق نخاع باعث به‌وجودآمدن حرکات ارادی در اندام‌های پایینی بدن می‌شوند؛ اما در فردی مبتلا به ضایعهٔ نخاعی، با قطع‌شدن این سیگنال‌ها، ارتباط میان مغز و اندام‌های حرکتی مختل خواهد شد؛ درصورتی‌که بتوان این سیگنال‌ها را در محلی پایین‌تر از محل ایجاد ضایعه تولید کرد، امکان بازسازی ارتباط حرکتی میان مغز و عضو فلج فراهم می‌شود. تحریک الکتریکی عملکردی یکی از روش‌هایی است که به‌وسیلهٔ آن می‌توان با تحریک نورون‌های حرکتی داخل نخاعی زیر قسمت آسیب‌دیده، حرکت در اندام‌های پایینی بدن را بازسازی کرد؛ به‌طورکلی می‌توان گفت، تحریک الکتریکی عملکردی عمل ایجاد حرکت در عضوهای فلج‌شده را به چندین روش متفاوت انجام می‌دهد. علاوه‌بر تحریک نورون‌های حرکتی داخل نخاع، امکان استفاده از روش‌های تحریک درون‌ماهیچه‌ای (۸)، تحریک رشته‌های عصبی، تحریک قشر سخت‌شامه‌ای نخاع (۹)، تحریک ریشه‌های عصبی نخاع و تحریک درون‌نخاعی (۱۰)، برای ایجاد حرکت در عضله‌های تحتانی وجود دارد. شاید بتوان گفت، در میان روش‌های مختلف تحریک بیان‌شده، روش‌های تحریک رشته‌های عصبی و تحریک درون‌ماهیچه‌ای درمقایسه با روش‌های تحریک قشر سخت‌شامه‌ای نخاع، تحریک ریشه‌های عصبی نخاع و تحریک درون‌نخاعی به‌علت غیرتهاجمی‌بودن از دیدگاه کلینیکی از قابلیت عملکردی بهتری برخوردار هستند. تحریک الکتریکی عصب داخل ماهیچه برای بازیابی حرکت در اندام‌های عضو فلج موفقیت‌هایی را به‌دنبال داشته است؛ ولی این نوع تحریک (تحریک رشته‌های عصبی) از عیوبی ذاتی بی‌بهره نیست. چون تحریک رشته‌های عصبی نیاز به الکترودهای تونلی دارد که به‌صورت زیرپوستی عصب داخل ماهیچه را تحریک می‌کند، با گذشت زمان و بر اثر ایجاد تکان‌های شدید ماهیچه، امکان شکسته‌شدن الکترودها افزایش می‌یابد (۱۱). همچنین در روش‌های تحریک رشته‌های عصبی و تحریک درون‌ماهیچه‌ای، مشکل اصلی آن است که به‌دلیل حرکت عضو و انقباض عضله حین تحریک، با به‌وجودآمدن جابه‌جایی در موقعیت مکانی الکترودها، میدان پتانسیلی ایجادشده توسط جریان تحریک داخل عضله تغییر می‌کند. همچنین چون آستانهٔ تحریک در روش تحریک درون‌ماهیچه‌ای درمقایسه با روش‌های تحریک ریشه‌های عصبی نخاع و تحریک درون‌نخاعی بیشتر است (در حد چند میلی‌آمپر)، خستگی عضلانی در روش تحریک درون‌ماهیچه‌ای به‌مراتب بیشتر از روش‌های تحریک داخل نخاعی یا سخت‌شامه‌ای خواهد بود و منحنی به‌کارگیری نیز شیب تندی دارد. یکی دیگر از عیب‌های تحریک رشته‌های عصبی آن است که در این روش به‌علت وجود تفاوت در ضخامت فیبرهای عصبی، آستانهٔ تحریک لازم برای فیبرهای عصبی متفاوت خواهد بود؛ به‌طوری‌که فیبرهای ضخیم‌تر آستانهٔ تحریک کمتری درمقایسه با فیبرهای با ضخامت کم دارند (اصل اندازه)؛ این امر سبب می‌شود نورون‌های فیبرهای عصبی عضله به‌صورت غیرهم‌زمان آتش کنند؛ درواقع در این روش‌ها تحریک الکتریکی، نورون‌های حرکتی و رشته‌های عصبی بزرگ‌تر را که زودتر خسته می‌شوند، سریع‌تر فعال می‌کنند (۱۲).

درمقایسه با دو نوع تحریک بیان‌شده (تحریک رشته‌های عصبی و تحریک درون‌ماهیچه‌ای)، تحریک روی قشر سخت‌شامه‌ای نخاع، ریشه‌های نخاع و ریزتحریک داخل نخاعی روش‌های جدیدتری هستند که مشکلات مهم دو روش قبلی را شامل خستگی عضلانی، احتمال شکسته‌شدن الکترودها و جابه‌جایی آن‌ها از محل نصب، برطرف می‌کنند. به‌دلیل اینکه در این روش‌ها (تحریک قشر سخت‌شامه‌ای نخاع، تحریک ریشه‌های عصبی نخاع، تحریک درون‌نخاعی) به‌طور مستقیم تحریک از ناحیهٔ نخاعی برای به‌حرکت انداختن عضله‌های فلج‌شده صادر می‌شود، خستگی عضلانی تاحدود زیادی برطرف می‌گردد و درمقایسه با دو روش قبل نیاز به آستانهٔ جریان تحریک کمتری وجود دارد (درحد چندصد میکرو آمپر). تحریک درون‌نخاعی در بخش مهره‌های واقع در ناحیهٔ کمری، درمقایسه با تحریک بخش‌های جانبی نخاع از مزیت‌هایی برخوردار است: اول اینکه، نورون‌هایی که وظیفهٔ کنترل گروه‌های متفاوتی از عضله‌ها را عهده‌دار هستند، در بخش‌های متفاوتی از ناحیهٔ نخاع کمری‌خاجی به نام حوضچه‌های حرکتی قرار دارند و با تحریک دسته‌ای این نورون‌ها می‌توان حرکات عضله‌های مختلف را کنترل کرد؛ دوم اینکه تحریک الکتریکی اعمال‌شده توسط ریزالکترودها از دقت زیادی برخوردار است؛ به‌طوری‌که قادر است به‌صورت مرکزی و به‌طور برگزیده تنها گروه کوچکی از نورون‌های حرکتی یا آکسون‌ها را فعال کند که کنترل حرکتی خاص در عضله‌ای خاص را بر عهده دارند؛ سوم اینکه در حالت عادی نخاع درمقایسه با عضله‌های حرکتی نسبتاً بدون حرکت است؛ حتی درحالتی‌که فشارهای زیادی بر عضله‌های قسمت‌های تحتانی وارد شود؛ بنابراین امکان آسیب‌دیدن الکترودها در اثر ایجاد تنش ناشی‌از حرکت عضله‌های جانبی به‌حداقل کاهش پیدا می‌کند (۱۲،۱۳).

ـ مدل سیستم عصبی‌اسکلتی‌عضلانی: تاکنون مدل‌های متفاوتی از سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی در حالت‌های بالاتنه و پایین‌تنه به‌صورت تحلیلی و براساس سیستم‌های غیرخطی عدم قطعیت‌دار و تغییرپذیر با زمان ارائه شده است (۵،۶،۱۴،۱۵). مدل عصبی‌عضلانی‌اسکلتی استفاده‌شده در پژوهش استراو (۵) به‌عنوان ساده‌ترین مدل توصیف‌کنندهٔ حرکات بالاتنهٔ انسان در صفحهٔ افقی بود (شکل ۱). در این مدل، شانه و آرنج توسط مفصل‌های چرخنده با یک درجهٔ آزادی بیان شده است. این مفصل‌ها دربرگیرندهٔ چهار عضلهٔ فشرده‌شدهٔ تک‌مفصلی و دو عضلهٔ دومفصلی است. ورودی مدل

عضله شامل عرض پالس تحریک الکتریکی، فرکانس تحریک، طول عضله و سرعت عضله می‌شود. خروجی سیستم نیروی عضله است. در مدل‌سازی این سیستم از منحنی به‌کارگیری عضله در حالت خطی توسط یک تابع تکه‌ای با دو مقدار پهنای پالس آستانه و پهنای پالس اشباع، مشخصهٔ فرکانسی برای تغییر نیروی تولیدشده توسط عضله در اثر تغییر فرکانس تحریک و ثابت‌های زمانی فعال‌شدن و غیرفعال‌شدن عضله استفاده شده است. سیستم اسکلتی این مدل به‌صورت یک بازوی ربات دو لینک صفحه‌ای مدل‌سازی شده است. همچنین در این مدل گشتاورهای غیرفعال اعمالی بر مفصل‌ها مدل‌سازی شده است.



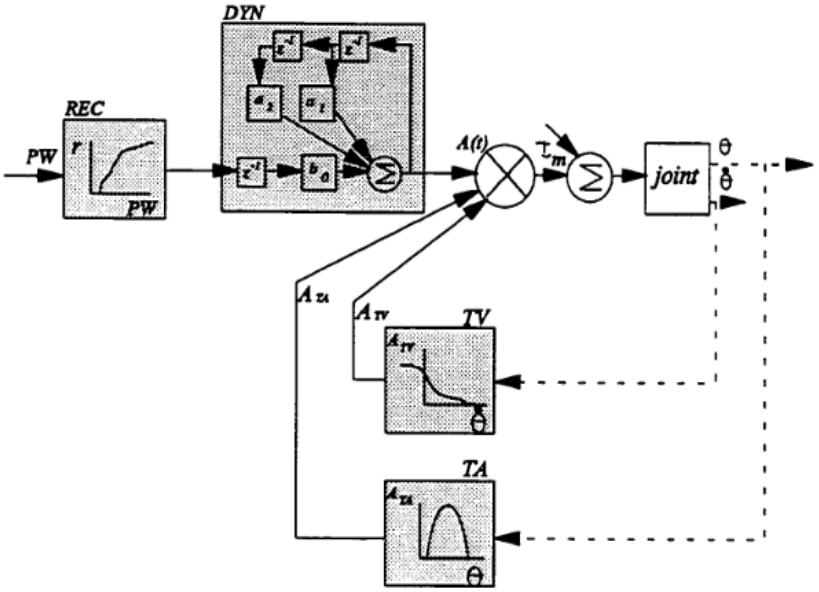
شکل ۱. طرح و نمای کلی مدل اسکلتی‌عضلانی ارائه‌شده. در این مدل از شش عضله برای حرکت صفحه‌ای مفصل‌های آرنج و شانه استفاده شده است. عضله‌های m1 و m2 مربوط به حرکت مفصل شانه، عضله‌های m3 و m4 مربوط به حرکت مفصل شانه و عضله‌های m5 و m6 مربوط به حرکات هم‌زمان مفصل‌های شانه و آرنج است (۵).

درجهت بهبود دقت مدل‌سازی، عباس و چیزِک از یک مدل اسکلتی‌عضلانی به‌عنوان بیمار مجازی در مطالعات شبیه‌سازی استفاده کردند. مدل عضلهٔ تحریک‌شدهٔ الکتریکی، از منحنی به‌کارگیری خطی، دینامیک خطی و رابطهٔ غیرخطی زاویه‌ـ گشتاور و سرعت‌ـ گشتاور تشکیل شده است (شکل ۲). بخش اسکلتی به‌صورت تک‌مفصلی و پاندول آویزان با یک درجهٔ آزادی است. ورودی مدل عضله عرض پالس تحریک الکتریکی با فرکانس ۲۰ هرتز و خروجی آن گشتاور ایجادشده در مفصل ران است. با اعمال پالس الکتریکی به عضله، تمام عضله یا تعدادی از فیبرهای عضلانی فعال می‌شوند. با تغییر پهنای پالس (دامنهٔ پالس) تعداد فیبرهای عضلانی فعال‌شده تغییر می‌کند و درنتیجه نیروی تولیدشده توسط عضله نیز تغییر خواهد کرد. رابطهٔ میان پهنای پالس و نیروی حالت پایدار تولیدشده به‌عنوان منحنی به‌کارگیری شناخته می‌شود؛ بنابراین منحنی به‌کارگیری رابطهٔ ورودی‌ـ خروجی حالت پایدار برای یک عضله است. این منحنی غیرخطی بوده و از نواحی مرده و اشباع تشکیل شده است. از محدودیت‌های مدل ارائه‌شده آن است که تنها در این کار مدل عضله‌های تک‌مفصلی ارائه می‌شود (۱۴).

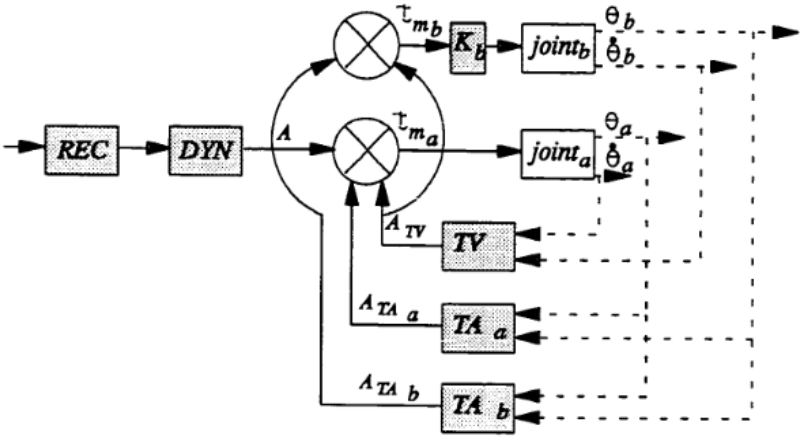
همچنین محققان، در پژوهشی دیگر یک مدل از سیستم عصبی‌اسکلتی‌عضلانی برای کنترل حرکت هم‌زمان مفصل‌های ران و زانو ارائه دادند. در این مدل (شکل ۳) با استفاده از منحنی‌های به‌کارگیری غیرخطی و رابطهٔ غیرخطی زاویه‌ـ گشتاور و سرعت‌ـ گشتاور برای هر مفصل می‌توان مجموع گشتاورهای خروجی عضله‌های هر مفصل و واردشده به مفصل را محاسبه کرد و در انتها از زاویه و دینامیک مرتبهٔ اول زاویهٔ مفصل، بازخورد لازم را تولید کرد. بخش اسکلتی این مدل به‌صورت دومفصله در حالت پاندول آویزان با حرکت صفحه‌ای مدل‌سازی شده است. از شش عضله برای حرکت هم‌زمان مفصل‌های زانو و ران استفاده شده است. دو عضله برای بازکردن و جمع‌کردن مفصل زانو، دو عضله برای بازکردن و جمع‌کردن مفصل ران، یک عضله برای بازکردن مفصل ران و جمع‌کردن مفصل زانو و یک عضله برای جمع‌کردن مفصل ران و بازکردن مفصل زانو در نظر گرفته می‌شود. عضله‌های خاصره‌ای مازویی[1] و سرینی[2] به‌ترتیب مسئول جمع‌کردن[3] و بازکردن[4] مفصل ران هستند. عضله‌های دوسر رانی[5] و پهن[6] به‌ترتیب برای جمع‌کردن و بازکردن مفصل زانو استفاده می‌شوند. عضلهٔ عقب ران[7] به‌صورت مشترک (همکاری گروهی) بر دو مفصل ران و زانو عمل می‌کند و مسئولیت بازکردن مفصل ران و جمع‌کردن مفصل زانو را بر عهده دارد. عضلهٔ راست رانی[8] مسئول

[1]. Iliopsoas
[2]. Gluteus
[3]. Flexion
[4]. Extension
[5]. Biceps
[6]. Vasti
[7]. Hamstring
[8]. Rectus Femoris

جمع‌کردن مفصل ران و بازکردن مفصل زانو است. با اعمال پالس الکتریکی به ورودی عضله، تمام عضله یا بخشی از فیبرهای عضلانی عضله فعال می‌شوند. با تغییر پهنای پالس تعداد فیبرهای عضلانی فعال‌شده تغییر می‌کند و درنتیجه نیروی تولیدشده در خروجی عضله نیز تغییر خواهد کرد (۱۵).



شکل ۲. دیاگرام بلوکی مدل عضله شامل تقریب منحنی به‌کارگیری، دینامیک خطی انقباض، وابستگی گشتاور با زاویه و وابستگی گشتاور با سرعت (۱۴)

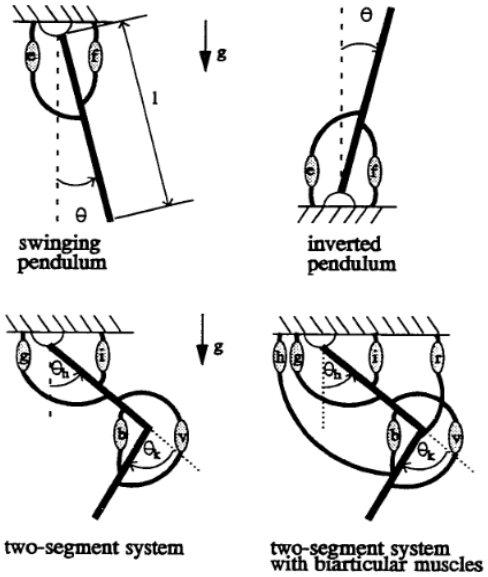


شکل ۳. دیاگرام بلوکی مدل عضله در حالت دومفصله شامل شش عضلهٔ الکتریکی (۱۵)

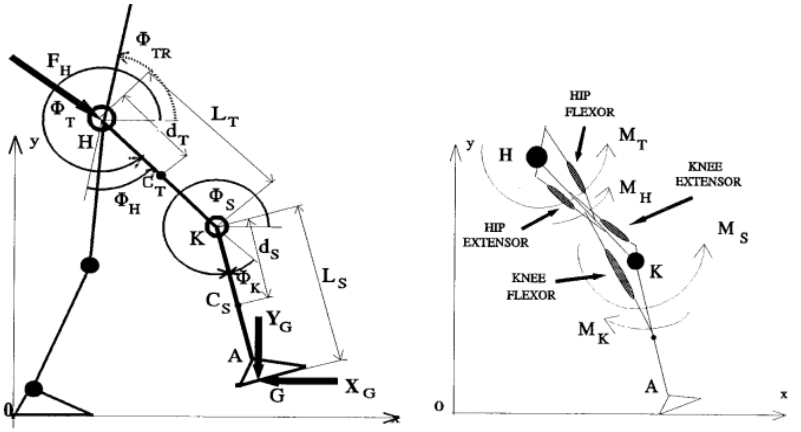
همچنین می‌توان از مدل‌های متفاوتی به‌غیر از پاندول آویزان برای مدل‌سازی حرکت مفصل در بخش اسکلتی استفاده کرد (شکل ۴). ساده‌ترین مدل‌سازی برای حالت تک‌مفصله، به‌کارگیری پاندول آویزان (پایدار) است. در مدل‌سازی دوم بخش اسکلتی برای مفصل تکی، معادلات پاندول وارون (ناپایدار) به‌کار می‌رود. در حالت دومفصله می‌توان از سیستم‌های «دوبخشی» و «دوبخشی با عضله‌های دومفصلی» برای مدل‌سازی حرکت مفصل‌های استفاده کرد. در مدل دوبخشی، حرکت هر مفصل توسط دو عضلهٔ بازکننده و جمع‌کنندهٔ مفصل کنترل می‌شود؛ بنابراین برای به‌حرکت درآوردن دو مفصل، در کل باید از چهار مدل عضله در بخش عضلانی استفاده شود. در مدل دوبخشی با عضله‌های دومفصلی علاوه‌بر عضله‌های بازکننده و جمع‌کنندهٔ هر مفصل دو عضله نیز به سیستم اضافه می‌شود. یک عضله مسئول بازکردن مشترک هر دو مفصل و یک عضله مسئول جمع‌کردن دو مفصل به‌صورت مشترک است (۱۵).

پوپویک و همکاران از یک مدل راه‌رفتن انسان به‌منزلهٔ بیمار مجازی در مطالعات شبیه‌سازی خود استفاده کردند. مدل دربرگیرندهٔ یک سیستم دومفصله با مفصل‌های زانو و ران است. در این مدل سر و بازوها و تنه به‌عنوان عاملی فشرده‌شده در سیستم مدل در نظر گرفته شده‌اند. در این مدل تعامل میان پاها و نیز پاشنه و اثر نیروی اعمالی از کف هر پا به‌صورت کامل مدل‌سازی شده است (شکل ۵). از محدودیت‌های مدل عضله‌های حین راه‌رفتن یک پا این است که در مدل‌سازی کل سیستم تنها از عضله‌های تک‌مفصله در بحث حرکت استفاده می‌شود (۶)؛ بنابراین با توضیحات مذکور مشخص است که انتخاب نوع مدل‌سازی بخش عضلانی و نیز بخش اسکلتی در بحث مدل‌سازی و

ایجاد حرکت توسط فرایند، اهمیت خاصی دارد.



شکل ۴. مدل‌های متفاوت مدل‌سازی‌شدهٔ بخش اسکلتی. شکل‌ها به‌ترتیب از بالا به پایین و چپ به راست: ۱. مدل پاندول آویزان برای حرکت یک مفصل؛ ۲. مدل پاندول وارون برای حرکت یک مفصل؛ ۳. مدل دوبخشی با چهار عضله برای حرکت هم‌زمان دو مفصل؛ ۴. مدل دوبخشی با عضله‌های دومفصلی برای حرکت هم‌زمان دو مفصل (۱۵)



(ب) (الف)

شکل ۵. الف. مدل بالاتنه درحال راه‌رفتن به‌همراه عضله‌های بازکننده و جمع‌کنندهٔ زانو و ران
ب. مدل بالاتنه به‌همراه زوایای مفصل‌ها و نیروهای عمل‌کننده بر مفصل‌ها به‌همراه طول بازوهای مدل (۶)

ـ کنترل حرکت با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی: یکی از چالش‌های اصلی در بحث بازیابی حرکت با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، توسعهٔ الگوریتمی کنترلی برای تولید الگوهای تحریک الکتریکی به‌منظور اعمال به الکترود تحریک است. از موانع اصلی برای ارائهٔ راهکاری کنترلی مناسب به‌منظور تحریک عضله‌های فلج، خواص بسیار پیچیده و غیرخطی با درجهٔ فوق‌العاده زیاد سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی، اسپاسم عضلانی و خستگی عضلانی است؛ استفاده از الگوهای تحریک از پیش آماده‌شده و سیستم کنترل حلقهٔ باز، کارایی روش تحریک الکتریکی عملکردی را محدود می‌کند. به‌منظور غلبه بر محدودیت‌های بیان‌شده، تابه‌حال الگوریتم‌های کنترلی متفاوتی برای کنترل حلقهٔ بستهٔ تحریک الکتریکی عملکردی ارائه شده است (۱۷ ـ ۶). در پژوهشی، راهکاری کنترلی بهینه برای تعیین قدرت انقباض عضله‌های چهارگانهٔ مفصل‌های ران و زانو به‌منظور کنترل یک مدل راه‌رفتن درحالت تحمل وزن برای دنبال‌کردن الگوهای مطلوب مفصل‌ها استفاده شد. محدودیت این تحقیق آن بود که کنترل بهینه برای کنترل برخط حرکت براساس تحریک عصبی‌عضلانی عملکردی مناسب نیست (۶). روحانی و همکاران، یک کنترل‌کنندهٔ تناسبی‌ـ انتگرال‌گیر‌ـ مشتق‌گیر به‌منظور کنترل حرکت مفصل قوزک پا برای حفظ تعادل ایستادن در یک پروتز عصبی طراحی کردند. از محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به کنترل تنها یک مفصل، درنظرنگرفتن خستگی عضلانی و استفاده از یک مدل خطی مرتبهٔ اول برای مدل‌سازی فعالیت دینامیکی عضله‌های مفصل قوزک اشاره کرد

(۱۷). در پژوهشی، روش کنترلی حلقهٔ بسته برمبنای شبکهٔ عصبی برای کنترل حرکت یک‌مفصلهٔ مدل دوعضله‌ای ران پا، به‌کار رفت. در این تحقیق از ترکیب یک شبکهٔ عصبی دولایه (کنترل پیش‌خورد) با الگوریتم یادگیری تطبیقی برای تنظیم وزن‌های شبکه و یک کنترل‌کنندهٔ تناسبی‌ـ مشتق‌گیر (بازخورد) برای تولید عرض پالس (سیگنال کنترلی) تحریک عضله‌های بازشونده و جمع‌شوندهٔ مفصل ران بهره برده شد (۱۴). در تحقیق مشابه دیگری، شبکه‌ای عصبی تطبیقی برای کنترل حرکت رکاب‌زنی با استفاده از تحریک عصبی‌عضلانی عملکردی به‌کار رفت (۱۶). باتوجه به اینکه شبکهٔ عصبی طراحی‌شده در پژوهش‌هایی (۱۴،۱۶) برمبنای بلوک‌های تولید الگو و شکل‌دهی الگو، ورودی تحریک الکتریکی عضله تولید می‌شود، محدودیت اصلی دو تحقیق، کنترل حرکت با به‌کارگیری تنها الگوهای مرجع حرکتی سینوسی و شبه‌سینوسی برای مفصل‌های پایین‌تنه بود (۱۴،۱۶). کنترل حرکات اعضای فلج افراد دارای معلولیت، پیچیدگی‌های فراوانی دارد. عضله به‌عنوان سیستمی حرکتی غیرخطی و متغیر با زمان شناخته می‌شود. ایجاد حرکت در اعضای فلج افراد دارای معلولیت با استفاده از عضله‌های خود فرد و به‌کمک تحریک الکتریکی عملکردی، با مشکلات خاصی ازجمله ایجاد انعکاس در نخاع و بروز حرکات ناخواستهٔ اغتشاش در مفصل، خستگی و غیره همراه است. همچنین چگونگی درنظرگرفتن سیگنال مرجع مطلوب حرکت عضو فلج، مسئلهٔ مهمی در سیستم‌های تحت کنترل است. عدم قطعیت جزء اجتناب‌ناپذیر سیستم‌های دینامیکی است و امکان دارد خطا در تخمین مدل، تغییر پارامترها، پدیده‌های فیزیکی معلوم و ویژگی‌های محیطی ایجاد شود. به‌علت داشتن دینامیک‌های مدل‌نشدهٔ سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی، اختلال‌های خارجی واردشده به سیستم، وجود عدم قطعیت در دینامیک‌های سیستم و تغییرات پارامترهای سیستم از فردی به فرد دیگر، تمامی کنترل‌کننده‌های معرفی‌شدهٔ قبل در بحث کاهش خطای ردیابی دنبال‌کردن الگوهای مطلوب حرکتی درحالت برخط، کارایی زیادی ندارند.

روشی مؤثر برای غلبه بر عدم قطعیت‌های مدل، کنترل تطبیقی است (۱۸). کنترل تطبیقی، با تطبیق برخط پارامترهای سیستم حلقهٔ بسته (شامل مدل فرایند یا کنترل‌کننده به‌صورت‌های مستقیم یا غیرمستقیم) برای غلبه بر عدم قطعیت به‌کار می‌رود. در پژوهشی، یک کنترل‌کنندهٔ غیرهم‌زمان حلقهٔ بسته به‌منظور کنترل تحریک عصبی‌عضلانی طولانی‌مدت برای باز و بسته‌کردن مفصل زانو توسعه داده شد. در این تحقیق ورودی کنترلی (عرض پالس) با محاسبه برمبنای انتگرال علامت خطای ردیابی با انجام عمل سوئیچ‌زنی میان کانال‌های تحریک برای غلبه بر خستگی عضلانی به‌صورت نمایی، خطای ردیابی الگوی مرجع را به صفر کاهش داد. از محدودیت‌های تحقیق انجام‌شده این بود که الگوریتم کنترلی تنها برای کنترل باز و بسته‌کردن مفصل تکی زانو به‌منظور دنبال‌کردن الگویی مطلوب سینوسی به‌کار رفته است (۱۹). در کار مشابه دیگری از این گروه از یک کنترل‌کنندهٔ تطبیقی غیرخطی برای کنترل گشتاور ایزومتریک عضلهٔ چهارسر ران به‌کمک تحریک الکتریکی عملکردی سطحی به‌منظور جبران اثر خستگی عضلانی استفاده شد. در این کار، شبکه‌ای عصبی برای تخمین دینامیک‌های سیستم عضلانی‌اسکلتی به‌کار رفت (۲۰). الگوریتم‌های کنترل تطبیقی برپایهٔ این فرض استوار است که ساختار سیستم معلوم فرض شود یا اینکه سیستم نامعلوم و از پارامترهای خطی برخوردار باشد. همچنین عملکرد گذرا، دینامیک‌های نامعلوم مدل فرایند، یادگیری خارج از خط، هم‌گرایی مدل و پایداری سیستم در کاربردهای واقعی در حضور اغتشاش‌های خارجی و پارامترهای متغیر با زمان مدل فرایند، استفاده از روش‌های کنترل تطبیقی را محدود می‌کنند.

ـ مروری بر کنترل‌کننده‌های مد لغزشی و تطبیقی در بحث تحریک الکتریکی عملکردی: کنترل مقاوم، راهکاری کنترلی قدرتمند و مفید برای مقابله با اثر عدم قطعیت‌های مدل، خواص غیرخطی و اختلال‌های خارجی با دامنهٔ محدود است. کنترل مقاوم برمبنای مد لغزشی یکی از روش‌های ساده ولی قدرتمند در مبارزه با عدم قطعیت‌های مدل فرایند است (۲۳ـ۲۱). درحوزهٔ کنترل مقاوم مد لغزشی، قانونی کنترلی برپایهٔ دانش قبلی از عدم قطعیت‌های موجود در سیستم برای جبران اثر آن‌ها و همچنین هم‌گرایی نمایی خطای ردیابی سیستم به‌دست می‌آید (۲۲). برای کنترل حرکت با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، دینامیک غیرخطی فرایند براساس قوانین کنترل تطبیقی باید شناسایی شود. برای این کار از دو روش تقریب‌زنی سیستم منطق فازی[1] (۲۶-۲۴)، شبکه‌های عصبی[2] (۲۷-۳)، ترکیب منطق فازی با قانون یادگیری براساس شبکهٔ عصبی[3] (۲۹-۱) و شبکهٔ عصبی‌ـ فازی ویولت[4] (۳۰) استفاده می‌شود. یکی از عیوب کنترل‌کننده‌های مد لغزشی، سوئیچ‌زنی زیاد کنترل‌کننده برای نگه‌داشتن دینامیک سیستم روی صفحهٔ لغزش و درنتیجه تحریک مدهای فرکانس بالای فرایند (۲۲) و وقوع پدیدهٔ نوسانات نامطلوب با دامنه و فرکانس ثابت است. برای ازبین‌بردن این پدیده راهکارهای مختلفی توسط افراد مختلف ارائه شده است (۳۳ـ۲). محققان، زمانی‌که دینامیک سیستم نزدیک به صفحه لغزش می‌شود از یک نورون برای کنترل سیستم استفاده کردند (۲،۳). اسلاتین و لی، با تعریف یک لایه با ضخامت محدود اطراف صفحهٔ کنترلی لغزش، مانع از بروز این پدیده شدند (۲۲). یکی از عیوب این روش افزایش خطای حالت ماندگار سیستم است. وانگ و همکاران، با استفاده از کنترل مقاوم سعی در کاهش این پدیده داشتند (۳۱). وانگ و همکاران نیز با جایگزینی ترم گسستهٔ صفحهٔ لغزش با حالت پیوسته، با به‌روزرسانی آن به‌صورت تطبیقی، کاهش این پدیده را به‌نحو پذیرفتنی کنترل کردند (۳۲). از معایب این روش، افزایش مدت‌زمان قرارگیری دینامیک سیستم بر صفحهٔ لغزش است. استفاده از کنترل‌کننده‌های مد لغزشی مرتبهٔ بالا[5] (۳۳،۳۴) نیز از روش‌هایی است که برای کاهش این پدیده به‌کار می‌رود. در جمع‌بندی کلی گفته می‌شود، براساس کارهای انجام‌شدهٔ مذکور با استفاده از تقریب‌زننده‌های فراگیر می‌توان دینامیک‌های غیرخطی متغیر با زمان سیستم عصبی‌اسکلتی‌عضلانی را در زمان کنترل حرکت با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی به‌صورت برخط شناسایی

[1]. Fuzzy Logic System
[2]. Neural Networks
[3]. Fuzzy Neural Network
[4]. Wavelet Fuzzy Neural
[5]. High-Order Sliding Mode Control

کرد.

برپایهٔ طراحی کنترل‌کننده‌های مد لغزشی کلاسیک درزمینهٔ کنترل حرکت، کارهای مختلفی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی برای به‌کارانداختن عضله‌های موافق و مخالف انجام شده است (۳۵ـ ۱). کبروی و عرفانیان با استفاده از کنترل مد لغزشی غیرمتمرکز در حالت تطبیقی، یک روش کنترلی مقاوم برای کنترل حرکت عضله‌های بازشونده و جمع‌شوندهٔ قوزک پا در بیماران مبتلا به ضایعهٔ نخاعی طراحی کردند. نتایج آن‌ها در این پژوهش بیانگر کنترل بسیار خوب دنبال‌کردن مسیرهای متفاوت مطلوب حرکت مفصل قوزک پا با غلبه بر خستگی عضله‌ها و اغتشاشات خارجی بود (۴). در روش کنترلی انجام‌شده، آجودانی و عرفانیان با استفاده از شبکه‌های عصبی و تخمین عدم قطعیت‌های سیستم کنترلی برمبنای کنترل‌کنندهٔ عصبی‌ـ مد لغزشی در حالت تطبیقی، کنترل حرکت عضله‌های پایین‌تنهٔ افراد سالم و بیماران مبتلا به ضایعهٔ نخاعی را به‌منظور دنبال‌کردن الگوی ذوزنقه‌ای مطلوب برای حرکت زانو (پریود حرکت: بیست ثانیه) انجام دادند. برای غلبه بر پدیدهٔ نوسانات نامطلوب با دامنه و فرکانس ثابت از شبکه‌ای عصبی با یک نورون استفاده شد. در این روش کنترل‌کننده با نزدیک‌شدن مسیر حرکت به صفحهٔ لغزش، از حالت مد لغزشی به یک کنترل‌کنندهٔ عصبی سوئیچ کرد (۳). در پژوهش اسدی و عرفانیان، با استفاده از کنترل‌کننده‌ای تطبیقی‌ـ فازی‌ـ عصبی مد لغزشی به‌طور هم‌زمان، حرکت مفصل‌های قوزک و زانوی رت (یک پا) در هوا ازطریق تحریک میکرونی نخاع با اعمال الگوهای تحریک پیوسته، برای دنبال‌کردن الگوهای مطلوب از پیش تعیین‌شده کنترل شدند. در پژوهش آن‌ها برای حذف پدیدهٔ نوسانات نامطلوب با دامنه و فرکانس ثابت از تکنیک مشابه انجام‌شده در پژوهش آجودان و عرفانیان (۳) استفاده شد. در این پژوهش آن‌ها نشان دادند، برمبنای کنترل مد لغزشی با ایجاد الگوهای تحریک منظم و پیوسته می‌توان با تحریک حوضچه‌های حرکتی داخل نخاع مربوط به عضله‌های بازشونده و جمع‌شوندهٔ مفصل‌های قوزک پا و زانو به‌صورت انتخابی، به راهبردی مقاوم کنترلی دربرابر دینامیک‌های غیرخطی مدل فرایند و اغتشاشات دست یافت. از محدودیت‌های این کار، کاهش سرعت دورهٔ حرکت گام‌برداری حیوان (چهار ثانیه) به‌میزان یک‌چهارم الگوی حرکتی مطلوب از پیش تعیین‌شده و کاهش دامنهٔ حرکتی و استفاده از الگوی مطلوب شبه‌سینوسی بود (۲). اخیراً روشنی و عرفانیان، با استفاده از آرایه‌ای میکروالکترودی موفق به کنترل حرکت هم‌زمان مفصل‌های قوزک پا و زانو در رت با الگوهای طبیعی (استخراج الگوها درحین حرکت طبیعی حیوان بر تردمیل) با پریود حرکت دو ثانیه (دوبرابر سریع‌تر درمقایسه با پژوهش اسدی و عرفانیان (۲)) ازطریق تحریک درون‌نخاعی شدند. در این کار پالس‌های الکتریکی با تحریک هم‌زمان دو نقطهٔ متفاوت از یک حوضچهٔ حرکتی داخل نخاع مخصوص یک عضلهٔ خاص در اندام پایین‌تنه با استفاده از آرایه‌ای هشت‌الکترودی، حرکت گام‌برداری حیوان را به‌صورت حلقهٔ بسته کنترل کردند. مزیت الگوریتم کنترلی این کار درمقایسه با پژوهش اسدی و عرفانیان (۲)، استفاده از کنترل‌کننده‌ای تناسبی‌ـ انتگرال‌گیر‌ـ مشتق‌گیر درعوض شبکهٔ عصبی با یک نورون برای حذف پدیدهٔ نوسانات نامطلوب با دامنه و فرکانس ثابت بود. از محدودیت‌های اصلی این کار می‌توان به افزایش تعداد الکترودهای تحریک برای کنترل هم‌زمان تمام مفصل‌های درگیرشونده حین راه‌رفتن در دو پا (هر پا دوازده عدد الکترود) اشاره کرد (۱). محدودیت مشترک پژوهش‌های انجام‌شده (۱،۲) آن بود که سرعت هم‌گرایی الگوریتم‌های کنترلی در این دو روش ازلحاظ هم‌گرایی خطای ردیابی به‌علت تغییر وضعیت کنترل‌کننده از حالت مد لغزشی خطی کلاسیک به شبکهٔ عصبی با یک نورون (۲) و کنترل‌کنندهٔ تناسبی‌ـ انتگرال‌گیر‌ـ مشتق‌گیر (۱) در یک لایهٔ مرزی در همسایگی صفحهٔ لغزش کند است. در پژوهشی، یک کنترل‌کنندهٔ تطبیقی فازی مد لغزشی در حالت چندورودی‌ـ چندخروجی برای کنترل مدل راه‌رفتن یک پا با تحریک الکتریکی عملکردی طراحی و شبیه‌سازی شد. مدل عضله‌ها و سیستم اسکلتی درحین راه‌رفتن برمبنای مدل ارائه‌شده در پژوهش پوپویک و همکاران (۶) بود و به‌صورت کامل ناشناخته فرض شد و دینامیک‌های استفاده‌شدهٔ آن در قانون کنترلی مد لغزشی توسط یک کنترل‌کنندهٔ فازی شناسایی شد (۷). در پژوهشی، الگوریتم‌های کنترلی مشابهی برمبنای ترکیب کنترل‌کننده‌های تطبیقی و مد لغزشی کلاسیک، برای کنترل حرکت مفصل زانو و ایستادن با حالت حفظ تعادل و راه‌رفتن به‌کمک واکر با استفاده از تحریک عصبی‌عضلانی الکتریکی ارائه شد (۳۵). از محدودیت‌های تمام کارهای انجام‌شدهٔ مذکور در طراحی کنترل‌کننده به‌روش مد لغزشی کلاسیک این بود که بر صفحهٔ لغزش در مدت‌زمان بی‌نهایت به‌صورت نمایی مقدار خطای ردیابی و مشتق آن صفر می‌شود؛ درواقع سوئیچ‌زدن‌های معمول در کنترل لغزشی کلاسیک عبارت است از صفحه‌های فضایی خطی که پایداری مجانبی را فقط تضمین می‌کنند؛ لذا دینامیک‌های خطا در زمان محدود صفر نخواهند شد.

۲ بحث

تحریک الکتریکی عملکردی، یکی از شیوه‌های امیدبخش برای بازیابی حرکت ازدست‌رفته بعد از ایجاد ضایعهٔ نخاعی است. در این روش با تحریک نورون‌های حرکتی داخل نخاعی یا فیبرهای عضلانی زیر قسمت آسیب‌دیده، می‌توان حرکت در اندام‌های پایینی بدن را با کنترل پالس‌های جریان الکتریکی بازیابی کرد. از موانع اصلی برای ارائهٔ راهکاری کنترلی مناسب برای تحریک عضلات فلج، خواص بسیار پیچیده و غیرخطی با درجهٔ فوق‌العاده زیاد سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی و اسپاسم عضلانی و خستگی عضلانی است که استفاده از الگوهای تحریک از پیش آماده‌شده و سیستم کنترل حلقهٔ باز، کارایی روش تحریک الکتریکی عملکردی را محدود می‌کند. در میان کنترل‌کننده‌های حلقهٔ بستهٔ مختلف و کنترل‌کننده‌های مد لغزشی کلاسیک، کنترل‌کنندهٔ مد لغزشی ترمینال از سرعت هم‌گرایی سریع‌تر دینامیک‌های سیستم به‌مقدار صفر در زمان محدود و دقت ردیابی بیشتر برخوردار است؛ بااین‌حال، پدیدهٔ اعوجاجات ناخواستهٔ فرکانس بالای نامطلوب با دامنهٔ ثابت (غیرتناوبی[1]) و نامنفرد[2]شدن سیگنال کنترلی دو مشکل اصلی تمامی کنترل‌کننده‌های مد لغزشی ترمینال

[1]. Chattering

[2]. Singularity

کلاسیک است. پدیدهٔ غیرتناوبی در اثر سوئیچ‌زنی‌های متعدد قانون کنترلی در اطراف صفحهٔ لغزش به‌وجود می‌آید که منجربه تحریک مدهای فرکانس بالا و مدل‌نشدهٔ مدل فرایند می‌شود. کنترل‌کننده به‌صورت خودکار عرض پالس‌های تحریک را کنترل می‌کند؛ درحالی‌که دامنهٔ پالس‌های تحریک الکتریکی در طولانی‌مدت برای کاهش اثر خستگی عضلانی نیز باید تنظیم شود.

۳ نتیجه‌گیری

از موانع اصلی برای ارائهٔ راهکاری کنترلی مناسب به‌منظور تحریک عضلات فلج می‌توان به خواص بسیار پیچیده و غیرخطی سیستم عصبی‌عضلانی‌اسکلتی، اسپاسم عضلانی و خستگی عضلانی اشاره کرد که استفاده از الگوهای تحریک از پیش آماده‌شده و سیستم کنترل حلقهٔ باز، کارایی روش تحریک الکتریکی عملکردی را محدود می‌کند.

٤ بیانیه‌ها

دردسترس‌بودن داده‌ها و مواد

دردسترس‌بودن داده‌ها و مواد مدنظر قرار گرفته است.

تزاحم منافع

نویسندگان اعلام می‌کنند که هیچ‌گونه تضاد منافعی ندارند.

منابع مالی

این پژوهش، خروجی مستقیم رسالهٔ دکتری انجام‌شده در دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد است.

مشارکت نویسندگان

محمدرضا یوسفی نجف‌آبادی و خوشنام شجاعی و غضنفر شاهقلیان، هر سه در ارائهٔ ایدهٔ پژوهشی و طراحی مطالعه همکاری مؤثر داشتند. کار جمع‌آوری و آنالیز و تفسیر داده‌ها به‌عهدهٔ مریم منتظری بود.

References

1. Roshani A, Erfanian A. A modular robust control framework for control of movement elicited by multi-electrode intraspinal microstimulation. J Neural Eng. 2016;13(4):046024. https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/4/046024
2. Asadi AR, Erfanian A. Adaptive neuro-fuzzy sliding mode control of multi-joint movement using intraspinal microstimulation. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2012;20(4):499–509. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2012.2197828
3. 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. https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2017030
4. Kobravi HR, Erfanian A. Decentralized adaptive robust control based on sliding mode and nonlinear compensator for the control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist–antagonist muscles. J Neural Eng. 2009;6(4):046007. https://doi.org/10.1088/1741-2560/6/4/046007
5. Stroeve S. Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. posture control. Biol Cybern. 1999;81(5–6):475–94. https://doi.org/10.1007/s004220050577
6. Popovic D, Stein RB, Namik Oguztoreli M, Lebiedowska M, Jonic S. Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study. IEEE Trans Rehab Eng. 1999;7(1):69–79. https://doi.org/10.1109/86.750554
7. Nekoukar V, Erfanian A. An adaptive fuzzy sliding-mode controller design for walking control with functional electrical stimulation: a computer simulation study. Int J Control Autom Syst. 2011;9(6):1124–35. https://doi.org/10.1007/s12555-011-0614-4
8. Same M, Rouhani H, Masani K, Popovic M. Closed-loop control of ankle plantarflexors and dorsiflexors using an inverted pendulum apparatus: a pilot study. J Autom Control. 2013;21(1):31–6. https://doi.org/10.2298/jac1301031s
9. Wenger N, Moraud EM, Gandar J, Musienko P, Capogrosso M, Baud L, et al. Spatiotemporal neuromodulation therapies engaging muscle synergies improve motor control after spinal cord injury. Nat Med. 2016;22(2):138–45. https://doi.org/10.1038/nm.4025
10. Holinski BJ, Everaert DG, Mushahwar VK, Stein RB. Real-time control of walking using recordings from dorsal root ganglia. J Neural Eng. 2013;10(5):056008. https://doi.org/10.1088/1741-2560/10/5/056008
11. Bamford JA, Putman CT, Mushahwar VK. Intraspinal microstimulation preferentially recruits fatigue-resistant muscle fibres and generates gradual force in rat. J Physiol. 2005;569(3):873–84. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.094516
12. Changfeng Tai, Booth AM, Robinson CJ, De Groat WC, Roppolo JR. Isometric torque about the knee joint generated by microstimulation of the cat L6 spinal cord. IEEE Trans Rehab Eng. 1999;7(1):46–55. https://doi.org/10.1109/86.750551
13. Changfeng Tai, Booth AM, Robinson CJ, De Groat WC, Roppolo JR. Multimicroelectrode stimulation within the cat L6 spinal cord: influences of electrode combinations and stimulus interleave time on knee joint extension torque. IEEE Trans Rehab Eng. 2000;8(1):1–10. https://doi.org/10.1109/86.830943
14. Abbas JJ, Chizeck HJ. Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies. IEEE Trans Biomed Eng. 1995;42(11):1117–27. https://doi.org/10.1109/10.469379
15. Abbas JJ. Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems [PhD dissertation]. Case

Western Reserve University; 1992.
16. 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. https://doi.org/10.1109/7333.948462
17. Rouhani H, Same M, Masani K, Li YQ, Popovic MR. PID controller design for FES applied to ankle muscles in neuroprosthesis for standing balance. Front Neurosci. 2017;11:347. https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00347
18. Rouhollahi K, Emadi Andani M, Askari Marnanii J, Karbassi SM. Rehabilitation of the Parkinson's tremor by using robust adaptive sliding mode controller: a simulation study. IET Syst Biol. 2019;13(2):92–9. https://doi.org/10.1049/iet-syb.2018.5043
19. Downey RJ, Cheng TH, Bellman MJ, Dixon WE. Closed-loop asynchronous neuromuscular electrical stimulation prolongs functional movements in the lower body. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2015;23(6):1117–27. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2427658
20. Sharma N, Kirsch NA, Alibeji NA, Dixon WE. A nonlinear control method to compensate for muscle fatigue during neuromuscular electrical stimulation. Front Robot AI. 2017;4:68. https://doi.org/10.3389/frobt.2017.00068
21. Bandyopadhyay B, Deepak F, Kim KS. Sliding mode control using novel sliding surfaces. Springer Science & Business Media; 2009.
22. Slotine JJ, Li W. Applied nonlinear control. New Jersy: Prentice-Hall; 1991.
23. Bera MK, Kumar P, Biswas RK. Robust control of HIV infection by antiretroviral therapy: a super-twisting sliding mode control approach. IET Syst Biol. 2019;13(3):120–8. https://doi.org/10.1049/iet-syb.2018.5063
24. Labiod S, Boucherit MS, Guerra TM. Adaptive fuzzy control of a class of MIMO nonlinear systems. Fuzzy Sets Syst. 2005;151(1):59–77. https://doi.org/10.1016/j.fss.2004.10.009
25. Wang M, Chen B, Liu X, Shi P. Adaptive fuzzy tracking control for a class of perturbed strict-feedback nonlinear time-delay systems. Fuzzy Sets Syst. 2008;159(8):949–67. https://doi.org/10.1016/j.fss.2007.12.022
26. Wu TS, Karkoub M, Chen CT, Yu WS, Her MG, Su JY. Robust tracking design based on adaptive fuzzy control of uncertain nonlinear MIMO systems with time delayed states. Int J Control Autom Syst. 2013;11(6):1300–13. https://doi.org/10.1007/s12555-012-0543-x
27. Wen G, Chen CLP, Liu YJ, Liu Z. Neural network-based adaptive leader-following consensus control for a class of nonlinear multiagent state-delay systems. IEEE Trans Cybern. 2017;47(8):2151–60. https://doi.org/10.1109/TCYB.2016.2608499
28. Yu S, Yu X, Man Z. A fuzzy neural network approximator with fast terminal sliding mode and its applications. Fuzzy Sets Syst. 2004;148(3):469–86. https://doi.org/10.1016/j.fss.2003.12.004
29. Faa-Jeng Lin, Kuo-Kai Shyu, Rong-Jong Wai. Recurrent-fuzzy-neural-network sliding-mode controlled motor-toggle servomechanism. IEEE/ASME Trans Mechatron. 2001;6(4):453–66. https://doi.org/10.1109/3516.974859
30. Wu X, Wang Y, Dang X. Robust adaptive sliding-mode control of condenser-cleaning mobile manipulator using fuzzy wavelet neural network. Fuzzy Sets Syst. 2014;235:62–82. https://doi.org/10.1016/j.fss.2013.07.009
31. Wei-Yen Wang, Mei-Lang Chan, Hsu CCJ, Tsu-Tian Lee. H/sub /spl infin// tracking-based sliding mode control for uncertain nonlinear systems via an adaptive fuzzy-neural approach. IEEE Trans Syst, Man, Cybern B. 2002;32(4):483–92. https://doi.org/10.1109/TSMCB.2002.1018767
32. Wang J, Rad AB, Chan PT. Indirect adaptive fuzzy sliding mode control: part I: fuzzy switching. Fuzzy Sets Syst. 2001;122(1):21–30. https://doi.org/10.1016/S0165-0114(99)00179-7
33. Defoort M, Floquet T, Kokosy A, Perruquetti W. A novel higher order sliding mode control scheme. Systems & Control Letters. 2009;58(2):102–8. https://doi.org/10.1016/j.sysconle.2008.09.004
34. Farhoud A, Erfanian A. Fully automatic control of paraplegic fes pedaling using higher-order sliding mode and fuzzy logic control. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2014;22(3):533–42. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2296334
35. Kobravi HR, Erfanian A. A decentralized adaptive fuzzy robust strategy for control of upright standing posture in paraplegia using functional electrical stimulation. Med Eng Phys. 2012;34(1):28–37. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.06.013