مدلسازی حرکتی بیماران قطع نخاعی با استفاده از یک روبات توانبخشی

وهاب امینی‌آذر[1] رسول فرحی[2]

۱- استادیار- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر- دانشگاه آزاد اسلامی واحد مهاباد- مهاباد- ایران

Aminiazar@iau-mahabad.ac.ir

۲- مربی- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر- دانشگاه آزاد اسلامی واحد مهاباد - مهاباد- ایران

Farahiiirasoul@gmail.com

چکیده: **روند قدرت بخشیدن به ماهیچه‌ها جهت رساندن آنها به مقادیر نرمال و معمول (توانبخشی)، یک پروسه زمان بر بوده و نیاز به هزینه و دقت بالایی دارد. ماشین‌های تمرین دهنده‌ی بسیاری برای مقاصد توانبخشی وجود دارند. اکثر این ماشین‌ها به دلایلی، بصورت محدود و ویژه مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مقاله، یک روش کنترلی هوشمند برای تبعیت از رفتار اندام سالم ارائه و بر روی یک روبات مسطح ۳ درجه آزادی پیاده‌سازی می‌شود. سینماتیک معکوس روبات با استفاده از شبکه عصبی حل می-شود و پارامترهای کنترلی با استفاده از الگوریتم ژنتیک در طی پروسه توانبخشی بهینه‌سازی می‌شوند (استراتژی هوشمند). نرم-افزار مطلب برای انجام شبیه سازی‌ها در یک حالت استاندارد فیزیوتراپی مورد استفاده قرار می گیرد. در پایان نشان داده می‌شود که روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روشهای مشابه کم هزینه‌تر است و با وجود دقت بالا نیاز به صرف انرژی و نیروی کمتری دارد.**

واژه‌های کلیدی: **توانبخشی روباتیکی، الگوریتم ژنتیک، شبکه‌های عصبی، کنترل بهینه، کنترل امپدانس**

نوع مقاله: **پژوهشی**

DOI: 10.52547/jiaeee.19.3.191

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۰/۰۸/۰۸

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۴۰۰/۰۳/۱۷

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۴/۰۲

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر وهاب امینی‌آذر

نشانی نویسنده‌ی مسئول: آذربایجان غربی، مهاباد، خیابان دانشگاه، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مهاباد، گروه مهندسی برق و کامپیوتر

۱- مقدمه

ضایعه نخاعی[1] در اثر آسیب طناب نخاعی ناشی از ضربه با بیماری یا نقایص مادرزادی به وجود می‌آید. علائم بالینی برحسب میزان و محل آسیب متفاوت است [۱].

مشکلات همراه ضایعه نخاعی عبارت است از: کاهش ظرفیت حیاتی، پوکی استخوان، افت فشار خون وضعیتی، اختلال واکنشی خودکار، اسپاستیسیته، استخوان سازی نابه جا، زخم فشاری و مشکلات جنسی. شیوع افسردگی و اضطراب در این افراد به ترتیب ۳۰ تا ۴۰ و ۲۰ تا ۲۵ درصد گزارش شده است. افزون بر این اختلال استرس پس از ضربه در این افراد بیشتر از افراد فاقد عارضه جسمانی است [۴-۲] . با توجه به مطالب ذکر شده، نیاز به یک سیستم هوشمند که بتواند توانبخشی را در حالت‌های پیش بینی نشده بر اساس مقاومت و باز خوردهای آنی بیمار در طول انجام پروسه توانبخشی و دوره‌های متفاوت درمان انجام دهد، بیشتر و بیشتر احساس می شود، در این راستا ضرورت نیاز به استفاده از تکنولوژی‌های مکاترونیکی در حوزه توانبخشی کاملاً مشهود است. در واقع در توانبخشی روباتیکی هدف این است که تا حد امکان روبات در تعامل با بیمار مانند یک فیزیوتراپ عمل نماید. به این منظور می‌توان برای بیشتر کردن احساس حضور بیمار، از محیط‌های مجازی شبیه‌سازی شده استفاده نمود. همچنین هرچه بتوان درجات آزادی بیشتری از دست یا پا را بصورت کنترل‌شده درگیر فرآیند توانبخشی نمود می‌توان به نتایج بهتری دست پیدا کرد. از آنجاییکه یکی از اجزای سیستم‌های روباتیکی توانبخشی انسان است، نیازهای خواسته شده از سیستم‌های کنترلی این روبات‌ها بر مبنای نیاز انسانی است که در حال توانبخشی می‌باشد و این نیازها بر اساس وضعیت بیمار و طبق نظر فیزیوتراپ تعیین می‌گردند [۶-۴].

شروانی و همکاران در [۷] یک کنترلر تطبیقی (یکپارچه قوی خطای علامت) را پیشنهاد داده‌اند که از استحکام خوبی برخوردار است و کارایی ردیابی مسیر مرجع را دارد. این روش پیشنهادی همچنین می تواند قصد بیمار برای کنترل مسیر راه رفتن یا حرکت را با توجه به سیگنال الکترومیوگرام محاسبه کند و می تواند به کاربران برای دستیابی به حرکت های خمش/کشش زانو کمک کند.

ژانگ و همکاران در [۸] یک اسکلت بیرونی نرم پوشیدنی زانو را پیشنهاد کردند. این سیستم کنترل تطبیقی می تواند اطلاعات زاویه مفصل زانو را اندازه گیری کند. متوسط هزینه متابولیک راه رفتن را می‌توان با کمک به حرکت مفصل زانو در حین راه رفتن تا ۶,۸۵ درصد کاهش دهد، همچنین رفتار حرکت بیمار و حرکت واقعی اندام تحتانی یکنواخت نیست. ترکیب این دو فناوری می تواند اسکلت بیرونی زانو را هوشمندتر کند و امنیت بیمار را ایمن‌تر کند.

وال و همکاران در [۹] یک دستگاه کمکی هیبریدی راه رفتن و سیستم کنترل را پیشنهاد داده‌اند، چارچوب روش پیشنهادی براساس آموزش انتقال مبتنی بر رمزگذار خودکار طراحی شده است که می-تواند از سیگنال های EEG[2] برای طبقه بندی وظایف به ربات توانبخشی کمک کند تا نیاز بیمار را درک کند و به بیمار کمک کند تا تمرینات توانبخشی را به طور موثر انجام دهد.

لاول و همکاران در [۱۰] یک نمونه اولیه از اسکلت بیرونی توانبخشی راه رفتن را پیشنهاد دادند، که می توان از آن برای تأیید حالت راه رفتن ، اصلاح راه رفتن و مشخص کردن حالت راه رفتن شخصی در در فرآیند توانبخشی آینده استفاده کرد.

کاظمی و همکاران در [۱۱] یک استراتژی جدید گشتاور محاسبه شده را برای کنترل بازوی رباتیک با بکارگیری مدل‌سازی خطی پارامتر متغیرچندوجهی را پیشنهاد دادند. در روش پیشنهادی مدل ربات به وسیله شناسایی دینامیک ربات در نقاط کار مختلف، حول مسیری دلخواه که تمامی محدوده حرکتی مفصل‌ها را پوشش می‌دهد صورت می‌پذیرد.

هوشمند و همکاران در [۱۲] رویکردی جدید برای کنترل بازوی ربات با مفاصل انعطاف‌پذیر بر پایه کنترل‌کننده پیش‌بین و راهبرد کنترل ولتاژ درحضور اغتشاشات خارجی ارائه شده است. در این رویکرد از یک بازوی مفصل منعطف دو درجه آزادی جهت مدلسازی، طراحی، تحلیل و شبیه سازی استفاده می شود. طراحی کنترل کننده یک بار با فیدبک از تمامی حالات سیستم (کنترل کننده اصلی) و بار دیگر تنها با فیدبک موقعیت موتور (کنترل کننده کاهش یافته) انجام می شود که در این صورت برخی از تجهیزات سخت افزاری حذف خواهد شد.

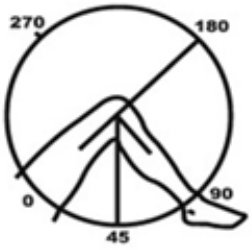
سلیمانپور و همکاران در [۱۳] مسئله برنامه‌ریزی مسیر برای توده ربات‌ها به صورت سه‌بعدی و به کمک روش فرا ابتکاری جمعیت ذرات بهبودیافته را پیشنهاد دادند. روش پیشنهادی روی مسئله با تعداد ربات‌های و تنوع محیطی متفاوت آزموده می‌شود. نتایج آزمایش‌ها، کارایی روش پیشنهادی را نسبت به الگوریتم جمعیت ذرات از دو جنبه طول مسیر و زمان سفر تائید می‌کند.

با توجه ادبیات موضوع مشخص است که پروسه قدرت بخشیدن به اندامهای فوقانی و تحتانی افراد مبتلا به ضایعه نخاعی برای رساندن آنها به مقدار طبیعی و نرمال یک کار پرهزینه بوده و نیاز به زمان و حوصله زیادی دارد، این پروسه توانبخشی نامیده می‌شود. یک ساختار هوشمند که بتواند جایگزین اعمال فیزیوتراپیست شده و این قبیل کارهای تکراری فیزیکی را با کمترین کمک و راهنمایی یک همکار فیزیوتراپیست انجام دهد، پروسه توانبخشی را ساده‌تر کرده و نقش مهمی در کاهش هزینه‌ها دارد. ماشین‌های تمرین دهنده زیادی از قبیل حرکات منفعل مداوم برای اهداف توانبخشی وجود دارد. اما به علت کارآیی دینامیکی ضعیف و احتمالاً هزینه بالای آنها به صورت محدود مورد استفاده قرار می‌گیرند و برای سرعت‌های نرمال و زیاد، اندام‌ها انرژی بیشتری را برای حرکت بر روی مسیر مطلوب مصرف می‌کنند [۱۹-۱۴]. از طرفی دیگر طراحی سیستم کنترلی یکی از مشکلات اصلی در ساختار روبات‌های توانبخشی است. بررسی‌های

مختلفی برای کنترل حرکت روبات‌های فیزیوتراپی متصل به اندام‌های انسان توسعه یافته‌اند [۱۹-۱۶].
به نظر می‌رسد که تجهیزات توسعه یافته برای اهداف توانبخشی معمولاً دو روش کنترلی را به کار می‌گیرند؛ کنترل ترکیبی (کنترل موقعیت و نیرو) و کنترل امپدانس. روش‌های هوشمند که بر اساس مراحل توانبخشی بهینه‌سازی می‌شوند کمتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

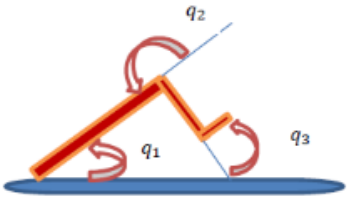
در این مقاله می‌خواهیم از تجربیات و کارهای گذشته استفاده کرده و الگوریتم بهینه‌ای را جهت توانبخشی اندام‌های پایین بدن پیشنهاد داده و به تبع آن یک ساختار کنترل کننده هوشمند برای روبات توانبخشی مشابه شکل (۲) معرفی نماییم و نتایج شبیه سازی را برای یک حالت ساده اولیه که در آن بیمار بصورت نشسته تحت عمل فیزیوتراپی قرار می‌گیرد، نشان دهیم و سپس الگوریتم را برای حالتی که بخواهیم آنرا جهت پیاده سازی روی مجموعه روبات پیشنهادی آماده کنیم، تعمیم می‌دهیم.

مهم‌ترین هدف سیستم توسعه یافته در این مقاله معرفی یک سیستم کم هزینه است که امنیت بیمار را با استفاده از یک ساختار قابل انعطاف کنترل شونده توسط یک استراتژی کنترلی هوشمند تضمین کند. پارامترهای کنترلی بر اساس مراحل توانبخشی و نیز فاکتورهای امنیت بهینه‌سازی می‌شوند. این سیستم می‌تواند برای توانبخشی دو اندام (زانو و لگن) مورد استفاده قرار گیرد. ساختار پیشنهادی شکل (۱) بر اساس حرکات باز و بسته شدن زانو و لگن بنا نهاده شده است [۱۷].



شکل (۱): حرکات باز و بسته شدن زانو و لگن [۱۷]

مقاله دارای بخش‌های زیر است:
در بخش دوم و سوم، به ترتیب استراتژی کنترلی و کاربردهای شبکه-های عصبی در الگوریتم پیشنهادی مورد بحث قرار می-گیرند. در بخش چهارم، به تحلیل پایداری سیستم کنترلی پیشنهادی می‌پردازیم. در بخش یافته‌ها پیاده‌سازی و شبیه-سازی الگوریتم پیشنهادی انجام می‌شود و بالاخره در بخش آخر نتیجه‌گیری و بحث در مورد نتایج مقاله ارائه خواهد شد.



شکل (۲): شماتیک روبات ۳ درجه آزادی به منظور توانبخشی مفاصل لگن و زانو و مچ پا [۲۰]

۲- استراتژی کنترلی مورد استفاده در الگوریتم پیشنهادی

برای این منظور یک روبات مسطح ۳ درجه آزادی را که بتواند به پاهای بیمار وصل شود، تعریف می‌کنیم (شکل۲).
در شکل (۲)، q_1 ، q_2 و q_3 به ترتیب زوایای لگن، زانو و مچ پا هستند و محدودیت‌های آنها بر اساس پروسه باز و بسته شدن زانو و لگن نشان داده شده در شکل (۱) می‌باشند.
استراتژی‌های کنترلی سیستم‌های توانبخشی می‌توانند به سه دسته تقسیم شوند:

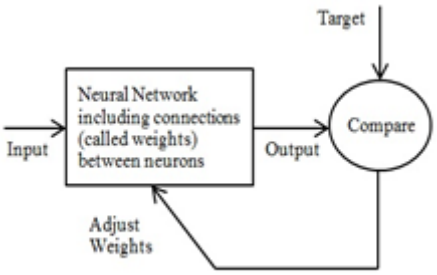
۱) کنترل نیرو
۲) کنترل موقعیت
۳) کنترل ترکیبی(نیرو و موقعیت) [۲۲-۲۰].

برخلاف روبات‌های صنعتی از آنجایی که روبات‌های توانبخشی در تعامل با انسان قرار دارند باید به صورت پایدار، مطمئن و سازگار با شرایط پیکربندی شوند [۲۳]. استراتژی کنترل امپدانس که توسط هوگان [۲۲و۲۱] پیشنهاد شده است مناسب‌ترین روش برای این کاربردها است. هدف کنترل امپدانس، کنترل موقعیت و نیرو با القاء یک مقاومت مکانیکی به نیروهای خارجی تولید شده توسط محیط می‌باشد. امپدانس مقاومت مکانیکی یک مفهوم توسعه یافته برای سفتی مکانیزم در مقابل نیروی وارد شده به آن است [۲۵و۲۴].

۳- شبکه‌های عصبی و کاربردآن در الگوریتم پیشنهادی

شبکه‌های عصبی[۳] به منظور آموزش و نگاشت توابع غیر خطی کاربرد زیادی در شناسایی و کنترل دسته‌ی روبات دارند. همان-طور که قبلاً اشاره شد معمولاً سینماتیک معکوس روبات‌ها یک مسئله‌ی غیرخطی است و بدست آوردن یک جواب منحصر به فرد، مشکل است. بنابراین در این مطالعه استفاده از شبکه عصبی پرسپترون چند لایه به منظور تخمین زوایای مفاصل پیشنهاد می‌شود.

ایدهٔ دوم استفاده از شبکه عصبی در کنترل روبات توانبخشی از اینجا بوجود آمد که نتایج آزمایشات نشان داده است که در نخاع پستانداران بالغ مراکز آموزش پذیری وجود دارد که موتور نورون‌های مسئول راه رفتن را فعال و کنترل می‌نماید. واژه آموزش‌پذیری بدین مفهوم است که در نخاع شبکه‌هایی از مدارات عصبی وجود دارد که مسئول تولید الگویی از فعالیت‌های متناوب، وابسته به زمان و متناوب در نورون‌های حرکتی پا می‌باشد. این مراکز، فعالیتی شبیه به نبض زدن قلب را داشته، به نحوی که به صورت مستقل از مغز عمل می‌نمایند. سازمان-بندی مراکز تولید کننده الگوها پس از آسیب نخاع دچار تغییراتی می‌شوند. در ابتدا تصور بر این بود که سیستم عصبی بعد از آسیب دیدن قادر نخواهد بود الگوهای حرکت عضو آسیب دیده را مجدداً فرا بگیرد، اما تحقیقات در حوزه علوم اعصاب این نظریه را رد کرده است و ثابت شده است که در صورت آسیب دیدن نورون-های عصبی که الگوهای راه رفتن در آنها از قبل ذخیره شده است، نورون‌های دیگری می‌توانند این وظیفه را بر عهده گیرند. اگرچه هنوز مکانیزم‌های موثر بر آنها به درستی مشخص نیست ولی نقش ورودی-های محیطی به شدت مطرح می‌باشد. شکل (۳) ساختار شبکه عصبی را نشان می‌دهد.



شکل (۳): ساختار شبکه عصبی [۲۱]

در شکل (۳)، Input ، AdjustWeights، Output و Target ،به ترتیب ورودی، تنظیم وزن‌ها، خروجی و هدف در شبکه‌های عصبی می‌باشند.

شبکه عصبی مورد استفاده در این مقاله، یک شبکه عصبی پرسپترون چند لایه[۴] با دو لایه می‌باشد (تابع Tansig در لایهٔ اول و تابع $Purelin$ در لایهٔ دوم). بهترین تعداد نورون‌ها در لایهٔ اول با استفاده از الگوریتم تکراری بدست می‌آید. الگوریتم بهینه‌سازی Levenberg – Maquardt یا Trainlm برای آموزش شبکه استفاده شده است.

۴- تحلیل پایداری سیستم کنترل پیشنهادی

امنیت بیمار یکی از مهمترین فاکتورها در سیستم‌های توانبخشی می‌باشد که با استفاده از پایداری نرم‌فزار و سخت‌افزار تأمین می‌شود. شرایط پایداری سیستم‌های روبات که توسط کنترل کننده‌های سفتی و مقاوم کنترل می‌شوند مورد بررسی تعداد زیادی از محققان قرار گرفته است [۲۲و۲۱]. در این مقاله شرایط پایداری جدیدی برای کنترل کننده پیشنهادی بر اساس رابطه‌ی بین اندازه زاویه مفاصل روبات و زوایای مطلوب بدست آمده از خروجی شبکه عصبی ارائه می‌شود. تحلیل پایداری براساس مقاله‌ای که در مرجع [۲۶] آمده است، صورت می‌گیرد.

همانطوری که در بخشهای بعدی نشان داده می‌شود انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب (ΔP) نیز به عنوان فاکتور دیگری برای پایداری سیستم در نظر گرفته می‌شود. در این مقاله امنیت به این دلیل که پارامترهای کنترلی تحت شرایط زیر سازگار می‌شوند، تضمین می‌شود:

۱) قیود پایداری در نامعادله مرجع [۲۶]
۲) اختلاف بین مسیر واقعی و مطلوب
۳) میزان آسیب بیمار
۴) مراحل مختلف درمان.

هر موقع که شرایط ذکر شده تأمین نشود، روبات متوقف می‌شود. بنابراین پارامترهای کنترلی نقش مهمی در پایداری سیستم دارند و در این مقاله با استفاده از یک استراتژی بهینه‌سازی تکاملی (GA)[۵] مشخص می‌شوند که در بخش‌های بعدی به بررسی آن پرداخته می‌شود.

۵- الگوریتم ژنتیک و کاربرد آن در روش پیشنهادی

در الگوریتم ژنتیک پیشنهادی، کدگذاری مقداری برای کروموزوم‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. هدف اصلی رسیدن به مینیمم ΔP با در نظر گرفتن مقدار (F) است که از یک مقدار آستانه بیشتر نشود و به این علت که پارامترها چند بعدی هستند کروموزوم‌ها نیز به جای بردار خطی به صورت ماتریسی خواهند بود. در این حالت هر کروموزوم می‌تواند به صورت زیر نمایش داده شود:

M_d	K_d	D_d	F

شکل (۴): ساختار کروموزم پیشنهادی

که در آن به ترتیب F نیروی خارجی وارد شده بر MP[۶] توسط محیط می‌باشد (این نیرو می‌تواند به صورت نیروی عمل و عکس العمل بین پای بیمار و MP تعریف شود)، D_d ماتریس ضرایب میرایی مطلوب، K_d ماتریس ضرایب سفتی مطلوب و M_d ماتریس ضرایب اینرسی مطلوب می‌باشد [۲۳].

۶- یافته‌ها

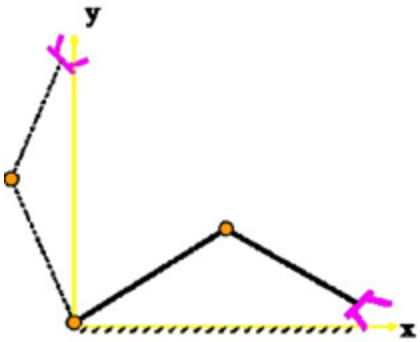
برای پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی بر روی روبات ۳ درجه آزادی ذکر شده مراحل زیر را به ترتیب انجام می‌دهیم:

۱) موقعیت و جهت مطلوب از فیزیوتراپیست گرفته می‌شود.

۲) اندازه زوایای مفاصل متناسب با موقعیت مطلوب MP و بر اساس سینماتیک معکوس پیدا می‌شود. (خروجی شبکه عصبی).

۳) پارامترهای کنترل امپدانس با استفاده از الگوریتم ژنتیک جهت تعیین گشتاورهای مورد نیاز مفاصل بهینه می‌شوند.

تمامی این مراحل در بخش های قبلی توضیح داده شده است.برای این منظور یک روش ساده فیزیوتراپی تعریف می‌شود که در شکل (۵) نشان داده شده است.



شکل (۵): حالت توانبخشی

زاویه‌ها و سرعت مفاصل برای این روبات در سه مرحله مورد بررسی قرار می‌گیرد:

۱) مسیر افقی از $(x,0)$ و $(x_r,0)$ با سرعت یک متر بر ثانیه که در آن x طول پا در حداکثر باز شدن پا و x_r فاصله بین لگن و دسته‌ی روبات در مینیمم بسته شدن.

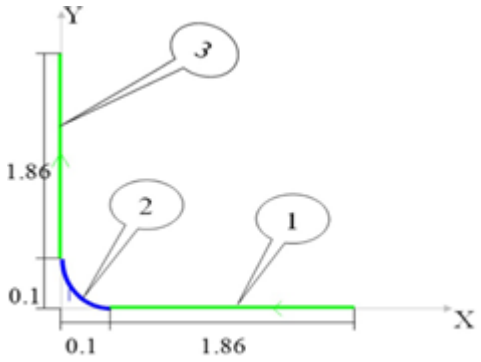
۲) مسیر دایره ای از $(x_r,0)$ تا $(0,y_r)$ با سرعت یک رادیان بر ثانیه برای انجام عمل بسته شدن.

۳) مسیر عمودی از $(0,y_r)$ تا $(0,y)$ با سرعت یک متر بر ثانیه برای انجام عمل باز شدن.

۴) در شکل (۷)، teta و velocity ،به ترتیب زاویه وسرعت مفاصل می‌باشند.

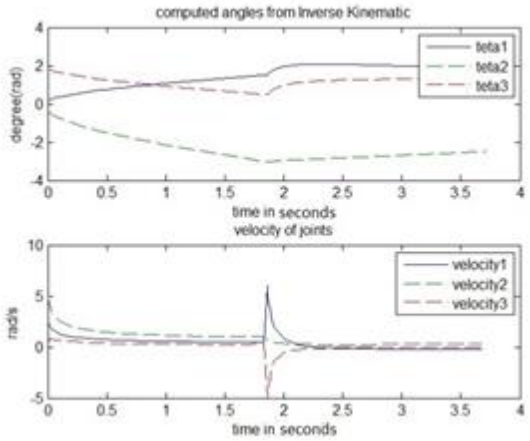
۵) حال از شبکه عصبی پرسپترون چند لایه پیشنهادی برای حل سینماتیک معکوس روبات (پیداکردن زاویه مفاصل روبات با داشتن مسیر حرکت دسته روبات) استفاده می‌کنیم.

۶) برای مفصل۱ وزن و بایاس بدست آمده از شبکه عصبی پرسپترون چند لایه پیشنهادی در جدول (۱) نشان داده شده است.



شکل (۶): سه مرحله از مسیرهای حرکت [۲۵]

اندازه این زاویه‌ها و سرعت مفاصل در شکل (۷) نشان داده شده است.



شکل (۷): زاویه و سرعت مفاصل

W(1,1) و b(1) به ترتیب وزن و بایاس لایه اول و W(2,1) و b(2) وزن و بایاس لایه دوم را نشان می‌دهند.

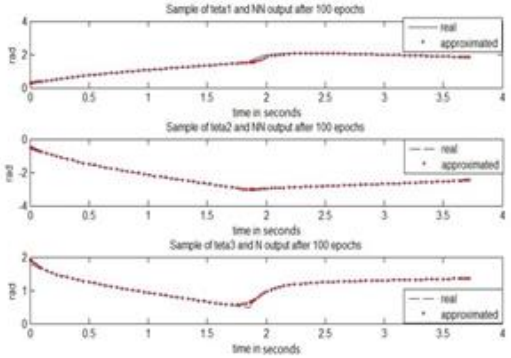
مقادیر تخمین زده شده اندازه و سرعت مفاصل با استفاده از شبکه عصبی به همراه اندازه‌های واقعی آنها در شکل (۸) و شکل (۹) نشان داده شده است.

در شکل (۸)، real و approximated ،به ترتیب زوایای واقعی و تخمینی بدست امده در شبکه عصبی پرسپترون چند لایه پیشنهادی می‌باشند.

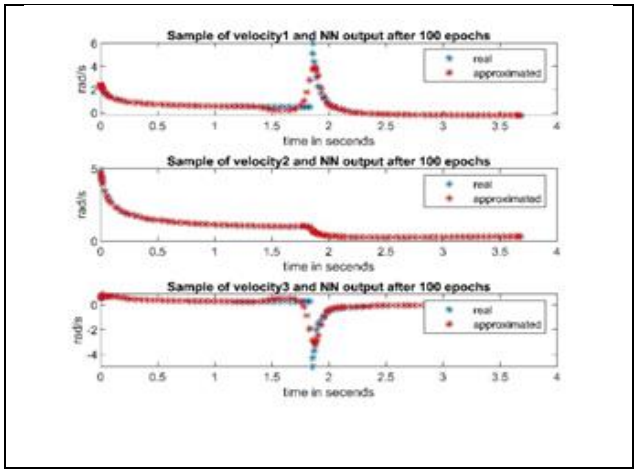
در شکل (۹)، real و approximated ،به ترتیب سرعت واقعی و تخمینی بدست امده در شبکه عصبی پرسپترون چند لایه پیشنهادی می‌باشند.

جدول(۱): وزن و بایاس شبکه عصبی پرسپترون پیشنهادی برای مفصل۱

w(1,1)	w(2,1)	b(1)	b(2)
-1.3370	-2.7945	2.3883	0.4767
0.1686	-0.6542	-0.3739	
0.1437	-0.3735	-0.1026	
0.1332	-0.2878	-0.0565	
0.1914	-0.8640	-0.6795	
0.9674	2.5398	0.0812	
1.1624	-0.6009	-1.2252	
-0.1694	0.6654	0.3890	
-0.1473	0.4066	0.1242	
0.1583	-0.5220	-0.2194	
3.0389	-1.9478	-5.9277	
-0.0881	1.4560	-1.0628	
-0.1891	0.8422	0.6456	
0.1916	-0.8684	-0.6839	
0.1392	-0.3344	-0.0800	
0.1100	-0.1665	-0.0099	
-0.1663	0.6228	0.3329	
-1.0580	0.0915	1.6298	
11.9988	1.5388	-23.2530	



شکل (۸): زاویه تخمینی بدست آمده از شبکه عصبی پرسپترون چند لایه پیشنهادی بعد از ۱۰۰ ایپاک



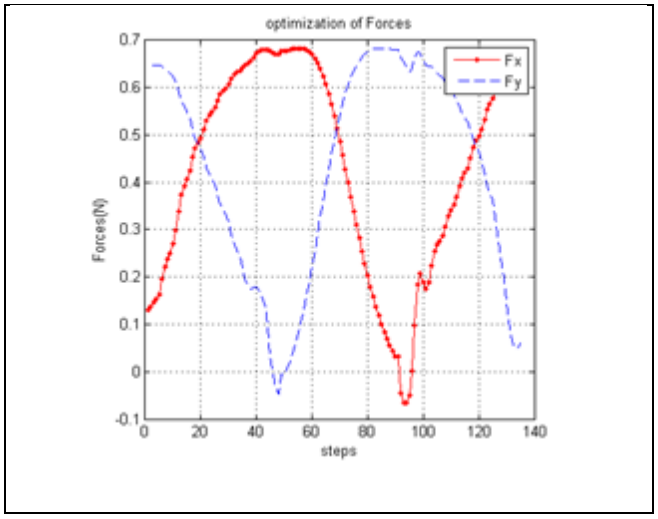
شکل (۹): سرعت تخمینی بدست آمده از شبکه عصبی پرسپترون چند لایه پیشنهادی بعد از ۱۰۰ ایپاک

پارامترهای کنترل امپدانس (M_d, K_d, D_d) در مرحله‌ی اول با استفاده از روش سعی و خطا انتخاب شده و سپس با استفاده از الگوریتم ژنتیک بهینه‌سازی می‌شوند. این پارامترها به صورت زیر مقداردهی می‌شوند [۲۵]:

$$Kd = 0.07\left(\frac{N}{m}\right)$$

$$Md = 0.07kg, Dd = 0.07\left(\frac{Ns}{m}\right)$$

اگر وزن شخص بیمار را ۷۰ کیلوگرم در نظر بگیریم و نیز $\Delta P = 10\text{cm}$. نیروها و گشتاورهای خطی مورد نیاز برای حرکت روبات در مسیر مطلوب (برای ۱۴۰ نقطه از مسیر در ۴ ثانیه) به ترتیب در شکل‌های (۱۰) و (۱۱) نشان داده شده‌اند.



شکل (۱۰): نیرو وارد شده به دسته روبات

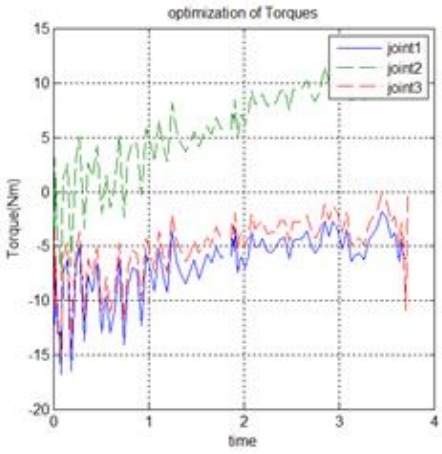
در شکل (۱۰)، Fx و Fy به ترتیب نیروی وارد شده به دسته روبات در جهت محور xها و yها می‌باشند.

حال گشتاورهای بدست آمده از شکل (۱۱) برای حرکت مفاصل روبات مورد استفاده قرار می‌گیرند. در نهایت میزان انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب در شکل (۱۲) نشان داده شده است.

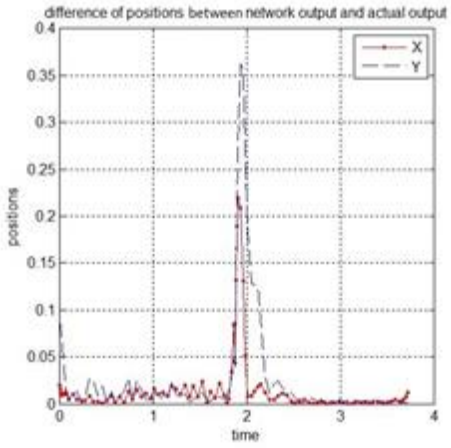
در شکل (۱۲)، x و y به ترتیب میزان انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب در جهت محور Xها و Yها می‌باشند.

ضمناً مقادیر بهینه پارامترهای ژنتیک در روش پیشنهادی که در شکل (۱۳) نمایش داده شده است. برابر خواهند بود با:

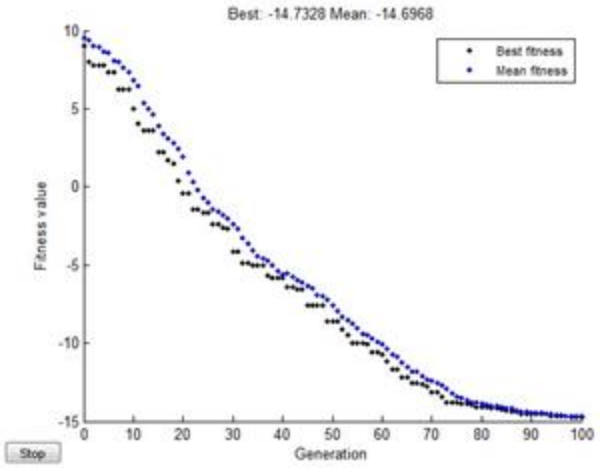
α=1.466 , β = 2.006



شکل (۱۱) : گشتاورهای مفاصل



شکل (۱۲): میزان انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب



شکل (۱۳): تابع شایستگی الگوریتم ژنتیک

۷- نتیجه‌گیری

هدف از این مقاله، انجام عمل توانبخشی برای بیمار و پیروی کردن از رفتار عمل فیزیوتراپیست با کمترین کمک و نیاز به فیزیوتراپیست می‌باشد که به این عمل روبوتراپی گفته می‌شود.

نتایجی را که از پیاده سازی الگوریتم پیشنهادی بدست می‌آید می‌توان بصورت زیر جمع بندی کرد:

۱) ایجاد مسیر مرجع ثابت کاملاً اختیاری و متناسب با شرایط بیمار و دوره درمان می‌باشد. مثلاً می‌توان در مراحل اولیه فیزوتراپی از مسیرهای ساده(پیاده سازی موردی اول) استفاده کرد و در هر مرحله سادگی مسیر را کاهش داده و مسیرهای جدیدتری را تعریف کرد. البته مسیر مرجع می‌تواند به صورت تابعی شامل پارامترهای قابل تنظیم معرفی گردد که این پارامترها بر اساس یک الگوریتم تطبیقی تغییر می‌یابند. در واقع تعیین مسیر مرجع مناسب ثابت و متغیر می‌تواند زمینه تحقیقی خوبی در آینده باشد. ما در این کار مسیرهای مرجع و نیز سرعت‌های حرکت را با همکاری متخصص فیزیوتراپی و بعد از چند جلسه مراجعه به محل فیزیوتراپی و مشاهده اعمالی که جهت توانبخشی چند نفر از مراجعه کنندگان صورت می‌گرفت، تعیین و انتخاب کردیم.

۲) به دو دلیل برای حل سینماتیک معکوس روبات از شناساگر شبکه عصبی استفاده شد: دلیل اول این است که با یک شناسایی غیر خطی سر و کار داریم و دلیل دوم و مهمتر این که همانطور که در بخش‌های قبل عنوان شد اگر بتوان الگوهای راه رفتن انسان را توسط یک شبکه عصبی شناسایی کرد، احتمال جایگزین کردن نورون‌های عصبی انسان با ساختار شبکه عصبی مصنوعی طراحی شده وجود دارد بنابراین با توجه به احتمال جایگزین کردن سیستم کنترلی مفاصل شخص بیمار (اعصاب کنترلی)با شبکه عصبی مصنوعی ، این مسئله نیز می تواند موضوع تحقیق مناسبی در آینده باشد.

۳) یکی از مواردی که در این مقاله مورد توجه بسیار قرار گرفته است و می‌تواند معیار خوبی جهت ارزیابی با سایر کارهای مشابه قرار بگیرد بحث تضمین امنیت شخص بیمار است. در واقع برای بالا بردن امنیت: ۱- شرایط پایداری را بررسی کرده الگوریتم را زمانی اجرا می کنیم که این شرایط محقق شوند.۲- تابع هزینه را بر اساس نیروی تعاملی و میزان انحراف از مسیر تعریف کرده که مقدار آن نیز می‌تواند بر اساس دوره درمان و شرایط بیمار تغییر کند. ۳- قبل از آنکه سیستم در تعامل با بیمار قرار بگیرد پارامترهای کنترلی (M, K, D) را آنقدر تغییر داده (استراتژی تطبیقی) تا به یک ΔP مورد نظر فیزیوتراپیست و با شرط

بیشتر نشدن نیروی تعاملی از یک مقدار آستانه برسیم. ۴- حتی بعد از تثبیت مقدار پارامترهای کنترلی و تعامل سیستم با بیمار، در هر لحظه مسیر قرار گرفته شده پنجه روبات با مسیر مرجع مقایسه شده و در صورت انحراف از مسیر مرجع، نیروی مناسب بر اساس آنچه که قبلاً ذکر شده، به پنجه روبات اعمال می شود. اما در مرحله درمان به بیمار اجازه داده می شود که پای خود را بر اساس مسیر مرجع حرکت دهد و اعمال نیروی خارجی فقط در صورتی امکان پذیر است که حرکت از مسیر مرجع انحراف غیر قابل قبولی داشته باشد. باید توجه کنیم که میزان نیروی وارد بر پنجه روبات تحت تأثیر عوامل مختلفی از قبیل وزن، نیروی خارجی وارد کننده از طرف شخص کمک کننده، اصطکاک و غیره می‌باشد. اندازه این نیرو نیز می‌تواند متناسب با دوره درمان مختلف باشد.

۴) پایداری سیستم یکی از مواردی است که باید به شکل اساسی آنرا را بررسی کرد چرا که نیاز به کنترل نیروهای تعاملی علاوه بر کنترل موقعیت، وجود دارد و با مطرح شدن بحث کنترل تعامل، مرزهای پایداری سیتم کنترلی مدار بسته محدودتر و رسیدن به عملکرد مطلوب مشکل تر می شود. بنابراین باید روشی ارائه شود که با توجه به معیار پایداری فرض شده در میان تمام کنترلرهای پایدارساز با هر ساختاری برای بهینه سازی کارایی جستجو کند، در این صورت احتمالاً می‌توان به کنترلرهایی دست یافت که هدف بهبود کارایی را بهتر تأمین نمایند. از آنجاییکه پارامترهای کنترلی نقش اساسی در پایداری سیستم دارند، بنابراین انتخاب مقدار اولیه مناسب برای آنها می تواند نقش مهمی در سرعت رسیدن به همگرایی و پایداری سیستم داشته باشد که در این مقاله به این مقادیر اولیه مناسب دست پیدا کرده ایم. البته باید گفت که به علت غیرخطی بودن سیستم مورد بحث، تحلیل پایداری حول نقطه تعادل مورد بررسی قرار گرفت. اما با توجه با اینکه سیستم پیشنهادی باید روی یک مسیر دلخواه و با سرعت مطلوب حرکت نماید، بنابراین احتمال وجود نقاط تعادل بیشتری که وابسته به زمان هستند نیز وجود دارد و مباحث مطرح شده در مورد پایداری و کارآیی سیستم وارد فاز دیگری که متغیر با زمان هستند(پایداری دینامیکی)، می‌شود. که این مورد نیز می تواند زمینه تحقیقی مناسبی در آینده باشد. .

۵) از روش تکامل ژنتیک برای کاهش پیچیدگی بهینه سازی پارامترهای کنترلی استفاده می‌کنیم. وجه تمایز کروموزوم-های تعریف شده در الگوریتم پیشنهادی با سایر کروموزوم-ها، تعریف آنها بصورت ماتریسی و نه خطی است که آن هم به علت درجات آزادی بیشتر از یک سیستم می‌باشد.

۶) یکی دیگر از مواردی که می‌تواند طرح پیشنهادی را در مقایسه با سایر طرح‌ها از مزیت بیشتری برخوردار کند این است که به علت احتمال وجود خطای اندازه گیری در سنسورها، در مراحل اولیه، استفاده از روش سینماتیک معکوس، نقش سنسورها را در تعیین موقعیت پنجه روبات کمرنگ کرده و از خروجی شبکه عصبی برای اندازه گیری اندازه مفاصل استفاده می‌کنیم.

۷) یکی از برتری‌های الگوریتم پیشنهادی نسبت به سایر روش-ها، اصلاح فرایند توانبخشی در حین اجرا می‌باشد. چراکه همانطور که گفته شد، پارامترهای کنترلی و تابع هزینه متناسب با شرایط بیمار و در طی دوره درمان قابل تغییر و بهینه سازی هستند. باید تأکید داشت برنامه توانبخشی این گونه نیست که تنها تا زمانی ادامه یابد که بیمار دردی احساس نکند یا درد کمی داشته باشد، بلکه تا زمان اطمینان از بهبودی، ادامه پیدا می‌کند.

سپاسگزاری

پژوهشگران این مقاله از کلیه افرادی که در انجام آزمایشات فیزیوتراپی و مراکز مربوطه علی‌الخصوص دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی به ویژه مدیر گروه محترم گروه توانبخشی دانشگاه جناب آقای دکتر هادیان که حداکثر همکاری را در انجام تحقیق به عمل آوردند کمال تقدیر و تشکر را دارند. قابل ذکر است که این مقاله، حاصل رساله دکتری گرایش مهندسی برق کنترل دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات می‌باشد.

مراجع

[1] Roller ML, Lazaro RT, Byl NN, Umphred DA. Chapter 4. Contemporary issues and theories of motor control, motor learning and neuroplasticity. Neurological Rehabilitation-E-Book. 2013 Aug 7:69.

[2] Richard-Denis, Andréane, Debbie Ehrmann Feldman, Cynthia Thompson, Étienne Bourassa-Moreau, and Jean-Marc Mac-Thiong. "Costs and length of stay for the acute care of patients with motor-complete spinal cord injury following cervical trauma: the impact of early transfer to specialized acute SCI center." American journal of physical medicine & rehabilitation 96, no. 7 (2017): 449-456.

[3] Rahmani Rasa, Amir, Seyyed Ali Hosseini, Hojjatollah Haghgoo, Hamid Reza Khankeh, and G. G. Ray. "Aspects Related to the Resilience in People With Spinal Cord Injury." Archives of Rehabilitation 17, no. 4 (2017): 350-359.

[4] Kumar R, Lim J, Mekary RA, Rattani A, Dewan MC, Sharif SY, Osorio-Fonseca E, Park KB. Traumatic spinal injury: global epidemiology and worldwide volume. World neurosurgery. 2018 May 1;113:e345-63.

[5] Catalano D, Chan F, Wilson L, Chiu CY, Muller VR. The buffering effect of resilience on depression among individuals with spinal cord injury: A structural equation model. Rehabilitation psychology. 2011 Aug;56(3):200.

[6] Krause JS, Saunders LL, Newman S. Posttraumatic stress disorder and spinal cord injury. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2010 Aug 1;91(8):1182-7.

[7] Sherwani KI, Kumar N, Chemori A, Khan M, Mohammed S. RISE-based adaptive control for EICoSI exoskeleton to assist knee joint mobility. Robotics and Autonomous Systems. 2020 Feb 1;124:103354.

[8] Zhang L, Huang Q, Cai K, Wang Z, Wang W, Liu J. A wearable soft knee exoskeleton using vacuum-actuated rotary actuator. IEEE Access. 2020 Mar 27;8:61311-26.

[9] Wall A, Borg J, Vreede K, Palmcrantz S. A randomized controlled study incorporating an electromechanical gait machine, the Hybrid Assistive Limb, in gait training of patients with severe limitations in walking in the subacute phase after stroke. PloS one. 2020 Feb 28;15(2):e0229707.

[10] Rose L, Bazzocchi MC, de Souza C, Vaughan-Graham J, Patterson K, Nejat G. A framework for mapping and controlling exoskeleton gait patterns in both simulation and real-world. InFrontiers in Biomedical Devices 2020 Apr 6 (Vol. 83549, p. V001T09A001). American Society of Mechanical Engineers.

[11] Fazli A, Kazemi MH. Linear Parameter Varying (LPV) modeling for PUMA560 arm to estimate the computed torque in trajectory control. Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers. 2020 Sep 10;17(3):39-50

[۱۲] هوشمند حمید، فاتح محمدمهدی. کنترل ولتاژ کاهش یافته بازوی ربات با مفاصل منعطف الکتریکی مبتنی بر روش پیش بین مدل .نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران. ۱۴۰۰; ۱۹ (۳).

[۱۳] مهبودی آیت‌الله، نظام آبادی‌پور محمد مهدی ، سلیمانپور مقدم. برنامه‌ریزی مسیر بهینه چند رباتی در یک محیط سه‌بعدی با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی جمعیت ذرات بهبودیافته .نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران. ۱۴۰۰; ۱۷ (۳).

[14] Roelker SA, Kautz SA, Neptune RR. Muscle contributions to mediolateral and anteroposterior foot placement during walking. Journal of biomechanics. 2019 Oct 11;95:109310.

[15] Balasukumaran T, Gottlieb U, Springer S. Spatiotemporal gait characteristics and ankle kinematics of backward walking in people with chronic ankle instability. Scientific Reports. 2020 Jul 13;10(1):1-9.

[16] Lunenburger L, Colombo G, Riener R, Dietz V. Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot Lokomat. In9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 2005 Jun 28 (pp. 345-348). IEEE.

[17] Banala SK, Agrawal SK, Scholz JP. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. In2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics 2007 Jun 13 (pp. 401-407). IEEE.

[18] Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EE, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk EH, Van Der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2007 Sep 17;15(3):379-86.

[19] Jamwal PK, Hussain S, Ghayesh MH, Rogozina SV. Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation robot. IEEE Transactions on Industrial Electronics. 2016 Jan 25;63(6):3638-47.

[20] Eiammanussakul T, Sangveraphunsiri V. Lower limb rehabilitation robot in sitting position for various therapeutic exercises. InProceedings of the 9th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology 2017 May 14 (pp. 112-116).

[21] Hogan N. Impedance control of industrial robots. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing. 1984 Jan 1;1(1):97-113.

[22] Hogan N. Impedance control: An approach to manipulation: Part I—Theory.

[23] Dawson-Elli AR, Adamczyk PG. Design and Validation of a Lower-Limb Haptic Rehabilitation Robot. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2020 Jun 8;28(7):1584-94.

[24] Control Method of a 6-DOF parallel robot Used for Rehabilitation Treatment in lower limbs. Automatika: časopis za automatiku, mjerenje, elektroniku, računarstvo i komunikacije. 2016;57(2):466-76.

[25] Aminiazar W, Najafi F, Nekoui MA. Optimized intelligent control of a 2-degree of freedom robot for rehabilitation of lower limbs using neural network and genetic algorithm. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2013 Dec;10(1):1-1.

[26] Azar WA, Nazar PS. An optimized and chaotic intelligent system for a 3DOF rehabilitation robot for lower limbs based on neural network and genetic algorithm. Biomedical Signal Processing and Control. 2021;69:102864

زیرنویس‌ها

[1] Spinal Cord Injury (SCI)

[2] Electroencephalography

[3] Neural networks

[4] Multilayer Perceptron Layer

[5] Genetic Algorithm

[6] Manipulator

انجمن مهندسین
برق و الکترونیک ایران
IAEEE

انجمن مهندسین
برق و الکترونیک ایران
IAEEE