

طراحی و پیاده‌سازی سیستم کنترلی بهینه و هوشمند برای توانبخشی اندام‌های پایین بیماران ناتوان حرکتی با استفاده از یک روبات موازی ۶ درجه آزادی

وهاب امینی آذر^۱، فرید نجفی^۲، محمد علی نکویی^۳

۱- دانشجوی دکترای مهندسی کنترل، گروه برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، wahabamini@gmail.com

۲- دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، گروه ساخت و تولید، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، fnajafi@kntu.ac.ir

۳- استادیار، دانشکده مهندسی برق، گروه کنترل، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، anekooi@kntu.ac.ir

(تاریخ دریافت مقاله ۱۳۹۰/۱۰/۱۱، تاریخ پذیرش مقاله ۱۳۹۰/۱۲/۱۸)

چکیده: روند قدرت بخشیدن به ماهیچه‌ها جهت رساندن آنها به مقادیر نرمال و معمول (توانبخشی)، یک کار زمان‌بر 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 الگوریتم و قانونی بهینه برای طراحی یک سیستم هوشمند توانبخشی اندام‌های پایین انسان با استفاده از یک روبات موازی استوارت (Stewart) شش درجه آزادی (6-DOF) پیشنهاد شده است. کنترل‌های امپدانس و تطبیقی برای کنترل روبات مورد استفاده قرار می‌گیرند. تخمین و بهینه‌سازی پارامترهای کنترلی با استفاده از شبکه‌های عصبی (NN) و الگوریتم ژنتیک (GA) انجام می‌شوند. نرم‌افزار مطلب برای انجام شبیه‌سازی‌ها در یک حالت استاندارد فیزیوتراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در پایان نشان داده می‌شود که روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روشهای مشابه کم هزینه تر است و با وجود دقت بالا نیاز به صرف انرژی و نیروی کمتری دارد.

کلمات کلیدی: توانبخشی روباتیکی، الگوریتم ژنتیک، شبکه‌های عصبی، کنترل بهینه، کنترل امپدانس.

Design and Implementation of an Optimized Intelligent Control Algorithm for Robotic Rehabilitation of Lower Limbs of Handicapped Patients using a 6-DOF Parallel Robot

Wahab Amini Azar, Farid Najafi, Mohammad Ali Nekooi

Abstract: The process of empowering muscles in order to make them to a normal and common value is an expensive and prolonged work. There are some commercial exercise machines used for this purpose called rehabilitation systems. However, these machines have limited use because of some reasons. In this paper, an algorithm and an improved rule are presented for designing a rehabilitation intelligent system of lower limbs by a 6-DOF Stewart parallel robot. Impedance control and adaptive control are used to control of robot. Estimation and optimization of control parameters will be done by NN and GA, respectively. Thereafter, the results of simulations are presented by defining a physiotherapy standard mode on desired trajectory. MATLAB Simulink is used for simulations. It shows that proposed algorithm in comparison with other similar methods is a low-cost method and needs to less energy and force with high accuracy.

Keywords: Rehabilitation robotic, Genetic Algorithm, Neural Network, optimized control, impedance control.

۱- معرفی

فراهم شده توسط سنسورهای است که در طی فرایند توانبخشی بر روی بخشهای مختلف بدن بیمار قرار گرفته اند. سپس روباتهای صنعتی رویه مشابهی را بر اساس اطلاعات جمع آوری شده از سنسورها و نیرو و موقعیت خواسته شده تکرار می کنند (REHABROB 2000). کارهای دیگر انجام شده و نیز روشهای مختلف کنترلی در این زمینه را در مرجع [۴] می توان پیدا کرد.

در طرح پیشنهادی، ما نیاز به سیستمی داریم که بتواند زیر پاهای بیمار قرار بگیرد و مراحل پیاده‌روی شخص انسان را شبیه‌سازی نماید. این سیستم یک روبات موازی است که در بخش بعدی مورد بحث قرار خواهد گرفت. مهمترین هدف سیستم توسعه یافته در این مطالعه رسیدن به یک روش کم هزینه است که امنیت شخص بیمار را با کنترل یک ساختار هوشمند و بدون نیاز به فیزیوتراپ تأمین می کند. این سیستم می تواند برای توانبخشی هر دو پا مورد استفاده قرار گیرد.

۲- روبات‌های موازی

روبات‌های موازی با توجه به سفتی (Stiffness) بالا و عکس‌العمل سریع اخیراً مورد توجه بسیاری از محققان برای کاربردهای پزشکی و فعالیت‌های کم هزینه دارویی قرار گرفته‌اند. در حالت کلی این روبات‌ها دارای ۲ صفحه‌ی دایره‌ای شکل ثابت (Fixed Platform) و متحرک (Moving Platform) می‌باشند که با استفاده از چند لینک سلب و انعطاف‌پذیر به هم وصل شده‌اند. طول لینک‌ها برای رسیدن به موقعیت و جهت مطلوب Manipulator (MP) کنترل می‌شوند. دو نوع مدل ریاضی برای پیاده‌سازی الگوریتم‌های حرکتی روبات مورد استفاده قرار می‌گیرد:

- مدل سینماتیکی (Kinematic model)
- مدل دینامیکی (Dynamic model)

مدل سینماتیکی رابطه بین تغییر طول لینک‌ها و موقعیت MP را بیان می‌کند. به طور مشابه مدل دینامیکی رفتار دینامیکی روبات و رابطه بین گشتاورهای مفاصل و نیروهای وابسته به حرکت را بیان می‌کند [۵]. در این مقاله به دلیل تعامل بین انسان و روبات، هر دو مدل مورد بحث قرار می‌گیرد.

۲-۱- روبات موازی برای توانبخشی اندام‌های پایین

با توجه به نیازی که در کشور به استفاده از روبات‌ها برای امر توانبخشی وجود دارد و با توجه به قیمت بسیار بالای نمونه‌های تجاری خارجی، پروژه طراحی و ساخت مجموعه‌ی روباتیک توانبخشی در دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی در حال انجام است. این طرح شامل دو روبات موازی استوارت برای ایجاد حرکت از ناحیه زیر کف پا، دو روبات جانبی برای هدایت حرکت درجات آزادی فوقانی در

سیستم حرکتی انسان از بدو تولد یک سیستم فوق العاده هارمونیک، تنظیم شده و هدف دار است که همیشه مورد توجه دانشمندان علاقه‌مند به مکانیزم حرکت انسان بوده است. عدم ارتباط و هماهنگی بین اجزای مختلف بدن انسان ممکن است باعث مشکلات حرکتی، تعادلی و یا در واقع منجر به یک از هم پاشیده شدن نوت‌های سمفونی حرکتی شود. از طرفی ضایعه فلج مغزی، ضعف و سستی ماهیچه‌ها به هنگام پیری، تصادفات رانندگی و آسیب‌های ناشی از جنگ، اصلی‌ترین منابع ناتوانایی‌های حرکتی به حساب می‌آیند. در نظام سلامت جامعه درمان‌های غیردارویی در خط مقدم درمان کشورها قرار دارد. یکی از این درمان‌ها توانبخشی است. توانبخشی به معنای بازتوانی و بازگرداندن توانایی‌های یک فرد به حالت حداکثر استقلال اطلاق می‌گردد. این روند معمولاً یک کار هزینه‌بر بوده و نیاز به زمان و حوصله زیادی دارد.

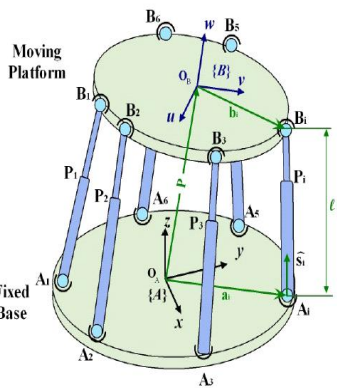
ماشین‌های تمرین دهنده‌ی زیادی برای اهداف توانبخشی وجود دارند [۱]. یکی از این دسته ماشین‌ها، ماشین‌های مصنوعی غیر فعال شبیه Continuous Passive Motions (CPM) هستند که برای پیاده‌روی در سرعت‌های پایین می‌توانند از رفتار اندام سالم تبعیت کنند. اما در سرعت‌های معمول و بالاتر، اندام‌های انسان نیاز به انرژی بیشتری برای حرکت در مسیرهای مطلوب دارند [۲]، [۳] و نیز اکثر این ماشین‌ها به علت درجه آزادی یا بازه حرکتی کم و نامناسبی که دارند به صورت محدود و ویژه مورد استفاده قرار می‌گیرند. بنابراین ضرورت نیاز به استفاده از تکنولوژی‌های مکترونیک در حوزه توانبخشی کاملاً مشهود است. مطالعات زیادی براساس کارآیی و بهره‌وری روباتهای توانبخشی برای تعیین و تشخیص و درمان اختلالات مفاصل برای اندامهای فوقانی و تحتانی صورت گرفته است. یکی از پر استفاده ترین ابزار موجود در زمینه روباتهای توانبخشی، روبات robotic exoskeleton یا روبات اسکلت بندی خارجی است. با شروع قرن ۲۱ شرکتهای زیادی ماشینهایی را طراحی و تولید کردند که به افرادی که دارای اندام‌های تحتانی با توان حرکتی کم هستند کمک کنند. پر کاربردترین روبات ساخته شده exoskeleton ، روبات (Lower-extremity Powered Exoskeleton) می باشد. خلیلی و زوملفر (۱۹۸۸) سیستمی را با ۲ روبات معرفی کردند که هر کدام از آنها ۲ درجه آزادی دارند. این سیستم برای حرکات پیش بینی نشده جزئی (محدوده کم حرکتی و اندامهای پایین) مناسب بود. کربس (۱۹۹۸ و ۲۰۰۳) سیستمی را با نام MIT-MANUS ارائه کرد که بصورت کلینیکی و شامل روباتی با سیستم توانبخشی عصبی بود. این سیستم شامل روباتی با درجات آزادی چندگانه و مناسب با بیماران مصدوم و ضربه دیده بود. ریچاردسون (۱۹۹۹ و ۲۰۰۳ و ۲۰۰۵) یک سیستم نیوماتیک ۳ درجه آزادی را برای توانبخشی توسعه داد که از کنترل کننده های PD و مقاوم بهره می‌جست. کار دیگری برای توانبخشی، پروژه REHABROB بود که شامل دو روبات صنعتی بود. ایده اصلی براساس نیرو و موقعیت مورد نیاز

مورد نیاز هستند. در بخش بعدی مدل سینماتیک معکوس روبات موازی شش درجه آزادی ساخته شده در شکل (۱) مورد بررسی قرار می گیرد.

۲-۳- تحلیل سینماتیک معکوس روبات موازی

همانطور که قبلاً توضیح داده شد در سینماتیک معکوس طول عملگرهای روبات موازی با توجه به موقعیت MP تعیین می شود. با توجه به شکل (۳) نقاط اتصال عملگر به صفحه ی ثابت می تواند به صورت رابطه ی زیر بیان شود [۶]:

$$a_i^o = [r_i^a \cos \alpha_i, r_i^a \sin \alpha_i, 0]^T \quad (1)$$



شکل ۳- مکانیزم روبات استوارت

که در آن r_i^a فاصله شعاعی نقاط اتصال ثابت از مرکز صفحه می باشد. موقعیت زاویه ی نقاط اتصال a_i بر روی صفحه ی ثابت به صورت α_i بیان شده است. بطور مشابه نقاط اتصال بر روی MP به صورت (r_i^b, β_i) قرار گرفته اند که در آن r_i^b مختصات قطبی متصل به O_B می باشد که این صفحه d متر بالاتر از مرکز جرم صفحه ثابت FP است. بردارهای موقعیت (b_i^e) شش نقطه ی اتصالی بر صفحه متحرک در مختصات دکارتی به صورت زیر بیان می شود:

$$b_i^e = [r_i^b \cos \beta_i, r_i^b \sin \beta_i, d]^T \quad (2)$$

که در آن β_i موقعیت زاویه ای نقطه b_i بر روی MP می باشد. بردارهای موقعیت طول عملگرها توسط شش معادله ی زیر بیان می شوند:

$$L_i^o = P_e^o + R_e^o b_i^o - a_i^o \quad i = 1, 2, 3, \dots, 6. \quad (3)$$

که در آن P_e^o بیان کننده بردار موقعیت O_B نسبت به O_A می باشد. R_e^o ماتریس دوران MP نسبت به FP با توجه به چرخش های $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ به ترتیب حول محورهای X_0, Y_0, Z_0 هستند و به صورت زیر بیان می شوند:

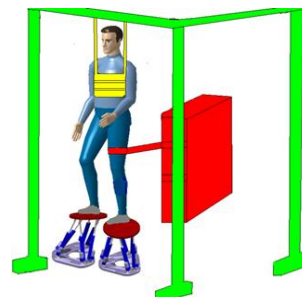
$$R_e^o = \begin{bmatrix} c\theta_z c\theta_y & c\theta_z s\theta_y s\theta_x - s\theta_z c\theta_x & s\theta_z s\theta_x + c\theta_z s\theta_y c\theta_x \\ s\theta_z c\theta_y & c\theta_y c\theta_x + s\theta_z s\theta_y s\theta_x & s\theta_z s\theta_y c\theta_x - c\theta_z s\theta_x \\ -s\theta_y & c\theta_y s\theta_x & c\theta_x c\theta_x \end{bmatrix} \quad (4)$$

هماهنگی با حرکت درجات آزادی تحتانی و نیز مکانیزم مهار وزن فعال می باشد. عملگرهای روبات استوارت که تصویر آن در شکل (۱) نشان داده شده است از نوع نیوماتیکی می باشند که بازه حرکتی آن (Range Of Motion) با توجه به فضای کاری مورد نیاز برای پوشش سینماتیک راه رفتن، قطر سیلندر با توجه به نیروهای مورد نیازی که باید عملگرها ایجاد نمایند و مشخصات شیرها نیز با توجه به دبی هوای مورد نیاز برای ایجاد سرعت های لازم انتخاب شده است.



شکل ۱- روبات موازی دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی برای توانبخشی اندام های پایین

این روبات در زیر کف پای بیمار قرار می گیرد و باید بتواند مراحل پیاده روی پای انسان را شبیه سازی کند. طرح توانبخشی در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۲- طرح پیشنهادی برای توانبخشی روباتیکی

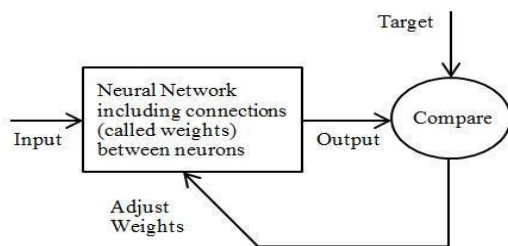
۲-۲- مدل سینماتیکی روبات

حرکت فضایی MP با توجه به مرجع ثابت به کمک مدل سینماتیکی می تواند بیان شود. براساس این مدل ۲ نوع تحلیل برای مطالعه حرکت مورد نیاز هستند:

۱. تحلیل سینماتیک مستقیم (Forward Kinematic) یا FK
 ۲. تحلیل سینماتیک معکوس (Inverse Kinematic) یا IK [۶].
- تعیین اندازه طول لینک های روبات بر اساس موقعیت و جهت MP با استفاده از تحلیل سینماتیک معکوس روبات امکان پذیر است. در عوض با استفاده از تحلیل سینماتیک مستقیم، موقعیت و جهت MP حاصل می شود. بنابراین هر دو مدل سینماتیکی برای پیاده سازی یک سیستم کنترلی

اشاره شد معمولاً سینماتیک روبات‌های موازی یک مسئله‌ی غیرخطی است و بدست آوردن یک جواب منحصر به فرد، مشکل است. بنابراین در این مطالعه استفاده از شبکه عصبی MLP به منظور تخمین طول لینک-ها پیشنهاد می‌شود.

ایده 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 آموزش پذیری بدین مفهوم است که در نخاع شبکه‌هایی از مدارات عصبی وجود دارد که مسئول تولید الگویی از فعالیت‌های ریتمیک، 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. سازمان‌بندی 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 نورون‌های 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 ورودی‌های محیطی به شدت مطرح می‌باشد [۷]، [۸]. شکل (۴) ساختار شبکه عصبی را نشان می‌دهد.



شکل ۴- ساختار شبکه عصبی

که در آن ورودی، خروجی و تابع هدف شبکه عصبی در الگوریتم پیشنهادی به ترتیب q_d ، q و Δ هستند که در شکل (۶) نشان داده شده‌اند. شبکه عصبی مورد استفاده در این مقاله، یک شبکه MLP با دو لایه می‌باشد (تابع Tansig در لایه اول و تابع Purelin در لایه دوم). بهترین تعداد نورون‌ها در لایه اول با استفاده از الگوریتم تکراری بدست می‌آید. الگوریتم بهینه‌سازی Levenberg-Maquardt یا Trainlm برای آموزش شبکه استفاده شده است.

۴- استراتژی کنترلی در الگوریتم پیشنهادی

سیستم کنترلی یکی از چالش‌های اصلی در طراحی روبات‌های توانبخشی است. روش‌های کنترلی مختلفی برای این منظور مورد بررسی

موقعیت عملگرها با طول پایه‌ها را می‌توانیم با جذر گرفتن از معادله (۵) پیدا کنیم:

$$L_i^2 = [P_e^0 + R_e^0 b_i^0 - a_i^0]^T [P_e^0 + R_e^0 b_i^0 - a_i^0] \quad (5)$$

بنابراین با توجه به اینکه طول پایه‌ها نمی‌توانند منفی باشند، پاسخ سینماتیک معکوس روبات استوارت، یکتا است. اما با توجه به پیچیدگی مسئله و احتمالاً غیر خطی بودن مدل دینامیکی روبات، در این مقاله برای بدست آوردن موقعیت عملگرها یا طول پایه‌ها از یک شبکه عصبی MLP استفاده می‌کنیم.

۲-۴- تحلیل ژاکوبین روبات موازی

در این بخش به بررسی ژاکوبین روبات موازی ساخته شده می‌پردازیم. در این بررسی بردار ورودی را بصورت $q = [d_1, d_2, \dots, d_n]$ فرض می‌کنیم و بردار خروجی توسط سرعت خطی و زاویه‌ای MP بیان می‌شود یا:

$$\dot{x} = [v_p, w_p]^T \quad (6)$$

ماتریس ژاکوبین از طریق معادله‌ی حلقه بسته سرعتی برای هر پایه بدست خواهد آمد:

$$\overline{OP} + \overline{PB}_i = \overline{OA}_i + \overline{A}_i \overline{B}_i \quad (7)$$

$$v_p + w_B \times b_i = d_i w_i \times s_i + d_i s_i \quad (8)$$

که در آن s_i و b_i به ترتیب نشان دهنده‌ی بردار \overline{PB}_i و برداری که در راستای $\overline{A}_i \overline{B}_i$ می‌باشد و w_i سرعت زاویه‌ای i ام نسبت به مرجع O_A می‌باشد. برای حذف w_i دو طرف معادله (۸) را در s_i ضرب نقطه‌ای می‌کنیم:

$$s_i \cdot v_p + (b_i \times s_i) \cdot w_B = d_i \quad (9)$$

اگر معادله (۹) را ۶ بار به ازای $i = 1, 2, \dots, 6$ بنویسیم ۶ معادله بدست می‌آید، می‌توانیم آنها را به فرم ماتریسی زیر بنویسیم:

$$J_x \dot{x} = J_q \dot{q} \quad (10)$$

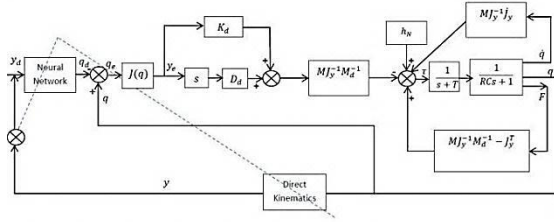
$$J_x = \begin{bmatrix} s_1^T & (b_1 \times s_1)^T \\ s_2^T & (b_2 \times s_2)^T \\ \vdots & \vdots \\ s_6^T & (b_6 \times s_6)^T \end{bmatrix}_{6 \times 6} \quad (11)$$

$$J = J_x J_q^{-1}, \quad J_q = I(6 \times 6 \text{ identity matrix}) \quad (12)$$

۳- شبکه عصبی و کاربرد آن در الگوریتم

پیشنهادی

شبکه عصبی به منظور آموزش و نگاشت توابع غیر خطی کاربرد زیادی در شناسایی و کنترل دسته‌ی روبات (MP) دارند. همانطور که قبلاً



شکل ۶- دیاگرام بلوکی سیستم کنترل مقاوم پیشنهادی

گشتاور مورد نیاز مفاصل روبات به صورت زیر محاسبه می شوند:

$$\tau = h_N(q, \dot{q}) - M(q)J_y^{-1}(q)J_y(q)\dot{q} - M(q)J_y^{-1}(q)M_a^{-1}(D_a\dot{y}_e + K_d y_e) + [M(q)J_y^{-1}(q)M_a^{-1} - J_y^T]F \quad (14)$$

که در آن q_d^{6*1} بردار مفاصل مطلوب (مفاصل خطی در روبات موازی)، y^{6*1} بردار حرکت MP، q^{6*1} بردار مفاصل، $h_N(q, \dot{q})^{6*1}$ نیروهای گریز از مرکز و Coriolis، $M(q)^{6*6}$ ماتریس اینرسی، $M_a(q)^{6*6}$ ماتریس ضرایب اینرسی مطلوب، J^{6*6} ماتریس ژاکوبین، D_a^{6*6} ماتریس ضرایب میرایی مطلوب، K_d^{6*6} ماتریس ضرایب سفتی مطلوب و F^{6*1} نیروی خارجی وارد شده بر MP توسط محیط می باشد (این نیرو می تواند به صورت نیروی عمل و عکس العمل بین پای بیمار و MP تعریف شود). عبارت $\frac{1}{RCs+1}$ تابع تبدیل پایه های روبات نشان داده شده در شکل (۱) است (که در آن R و C به ترتیب مقاومت جریان گاز و ظرفیت منبع تولید فشار هر کدام از عملگرهای نیوماتیکی روبات موازی هستند [۱۵]). و در نهایت $\frac{1}{s+T}$ تابع تبدیل تأخیر تخمینی می باشد. (اندیس y بیانگر فضای کاری می باشد).

۵- شرایط پایداری الگوریتم پیشنهادی

امنیت بیمار یکی از مهمترین فاکتورها در سیستم های توانبخشی می باشد که با استفاده از پایداری نرم فرار و سخت افزار تأمین می شود. شرایط پایداری سیستم های روبات که توسط کنترل کننده های سفتی و مقاوم کنترل می شوند مورد بررسی تعداد زیادی از محققان قرار گرفته است [۹]. در این مقاله شرایط پایداری جدیدی برای کنترل کننده پیشنهادی بر اساس رابطه بین طول لینک های روبات (q) و طول های مطلوب (q_d) بدست آمده از خروجی شبکه عصبی ارائه می شود. بر طبق معادله (۱۴) و جایگزینی های زیر:

$$F = K y_e \quad (15)$$

$$\Phi = M(q)J_y^{-1}(q) \quad (16)$$

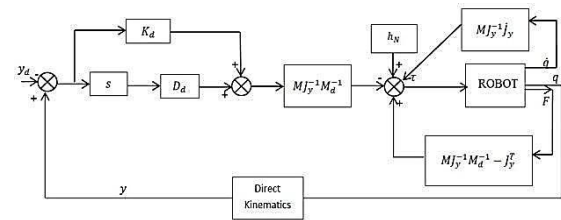
$$h_N(q, \dot{q}) = mg \sin(q) \cong -10mq \quad (17)$$

که در آن g شتاب جاذبه زمین و m جرم بیمار می باشد، تابع تبدیل رابطه (۱۴) به صورت زیر خواهد بود:

قرار گرفته اند و در حال توسعه اند [۴]. استراتژی های کنترلی سیستم های توانبخشی می توانند به سه دسته تقسیم شوند:

۱. کنترل نیرو
۲. کنترل موقعیت
۳. کنترل نیرو و موقعیت [۹].

برخلاف روبات های صنعتی از آنجایی که روبات های توانبخشی در تعامل با انسان قرار دارند باید به صورت پایه دار، مطمئن و سازگار پیکربندی شوند [۹]. استراتژی کنترل امپدانس که توسط Hogan [۱۰]، [۱۱] پیشنهاد شده است مناسب ترین روش برای این کاربردها است. هدف کنترل امپدانس، کنترل موقعیت و نیرو با القاء یک مقاومت مکانیکی MP به نیروهای خارجی تولید شده توسط محیط می باشد. امپدانس مقاومت مکانیکی یک مفهوم توسعه یافته برای سفتی مکانیزم در مقابل نیروی وارد شده به آن است [۱۲]. Erhan Akdo و همکاران [۱] دیاگرام بلوکی شکل (۵) را برای این منظور استفاده کرده اند.



شکل ۵- دیاگرام بلوکی کنترل امپدانس استفاده شده در [۱]

اما در سیستم پیشنهادی از آنجایی که کنترل بر روی یک روبات موازی است و همانطوری که قبلاً گفته شد مدل های سینماتیکی روبات موازی به صورت مسائل غیر خطی هستند و پیدا کردن جواب حالت بسته برای آنها مشکل است بنابراین یک شبکه عصبی MLP برای تخمین طول لینک های مطلوب (q_d) پیشنهاد می شود. و با فرض اینکه:

$$y_e = dy = J(q)dq \cong J(q)q_e \quad (13)$$

(که در آن y_e بیان کننده خطا یا انحراف MP از موقعیت و جهت مرجع، $J(q)$ ماتریس ژاکوبین و q_e بیان کننده میزان خطا یا انحراف طول لینک های MP از طول و اندازه مطلوب می باشد).

استراتژی کنترل پیشنهادی برای کنترل هوشمند که بر مبنای ترکیب دو استراتژی امپدانس و تطبیقی استوار است به صورت دیاگرام بلوکی شکل (۶) خواهد بود (کنترل تطبیقی به منظور تطبیق پارامترهای کنترلی با شرایط بیمار، مراحل درمان و غیره می باشد).

که بدون استفاده از تابع تبدیل سعی در کمینه کردن تابع هزینه نماید می‌تواند در کاهش این پیچیدگی مفید باشد. معادله (۲۲) برای محاسبه اختلاف بین مسیر واقعی و مطلوب به کار گرفته می‌شود [۱۴]:

$$\Delta P = CF \quad (22)$$

که در آن C ماتریس انعطاف پذیری نامیده می‌شود و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$C = J^* K^{-1} J^{*T} \quad (23)$$

که در آن K ماتریس سفتی است و J^* به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$J^* = (F^{-1})^T T^T \quad (24)$$

حال پارامترهای کنترل امپدانس را طوری تغییر می‌دهیم که تابع هزینه زیر مینیمم شود:

$$J = \|\nabla P\| \quad (25)$$

در این حالت به خاطر تعامل بین روبات و انسان اندازه نیروی F بسیار مهم است و مقدار زیاد آن می‌تواند به بیمار آسیب برساند، بنابراین تابع هزینه به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$J = \min(\|\nabla P\|) \quad \text{WITH CONDITION } (F \leq \text{THRESHOLD}(Ft)) \quad (26)$$

اندازه آستانه نیرو بر اساس مراحل مختلف درمان و شرایط بیمار تغییر می‌کند. پیشنهاد دیگری برای تابع هزینه می‌تواند به صورت زیر باشد:

$$J = \alpha F + \beta |\Delta P|, \quad (\alpha + \beta = n, n \geq 1) \quad (27)$$

که در آن α, β, n بر اساس مراحل مختلف درمان شرایط بیمار تغییر می‌کند (استراتژی تطبیقی). n می‌تواند به عنوان فاکتور دقت تعریف شود که با کاهش n ، دقت افزایش پیدا خواهد کرد. به هر حال پارامترهای کنترلی از قبیل (M_d, K_d, D_d) و حتی F که برای تعیین گشتاور مورد نیاز لینک‌ها بر اساس معادله (۱۴) استفاده می‌شوند با استفاده از الگوریتم تکاملی ژنتیک که در بخش بعدی شرح داده می‌شود، بهینه می‌شوند.

۴- الگوریتم ژنتیک و کاربرد آن در الگوریتم

پیشنهادی

در الگوریتم ژنتیک پیشنهادی، کدگذاری مقداری برای کروموزوم-ها مورد استفاده قرار می‌گیرد و تابع شایستگی می‌تواند براساس رابطه (۲۷) تعریف شود. 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
-------	-------	-------	-----

$$G(s) = \frac{C(s)}{R(s)} = \frac{q}{q_d} = \quad (18)$$

$$\frac{(\Phi M_d^{-1} D_d J) s + \Phi M_d^{-1} K_d J - \Phi M_d^{-1} K J + J^T K J}{s^2 (\Phi J + RC) + s (TRC + 1 + \Phi M_d^{-1} D_d J) + (\Phi M_d^{-1} K_d J - \Phi M_d^{-1} K J + J^T K J + 10m)}$$

بنابراین چند جمله‌ای مشخصه معادله مخرج به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$d(s) = s^2 (\Phi J + RC) + s (TRC + 1 + \Phi M_d^{-1} D_d J) + (\Phi M_d^{-1} K_d J - \Phi M_d^{-1} K J + J^T K J + 10m) = a_0 s^2 + a_1 s + a_2 \quad (19)$$

با تحلیل پایداری تئوری راوت [۱۵] شرط زیر برای تأمین پایداری بدست می‌آید که در آن (M, K) ماتریس‌های Positive Definite Matrix (PDM) هستند:

$$RC > -\Phi J, \quad \Phi M_d^{-1} K_d J + J^T K J + 10m > \Phi M_d^{-1} K J \quad (20)$$

بنابراین پارامترهای کنترلی از قبیل (M_d, K_d, D_d) نقش مهمی در پایداری سیستم دارند و در این مقاله با استفاده از یک استراتژی بهینه-سازی غیرخطی (GA) تعیین می‌شوند که در بخش‌های بعدی به بررسی آن پرداخته می‌شود.

همانطوری که در بخش‌های بعدی نشان داده می‌شود انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب 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 (۲۰)

۲- اختلاف بین مسیر واقعی و مطلوب

۳- میزان آسیب بیمار

۴- مراحل مختلف درمان.

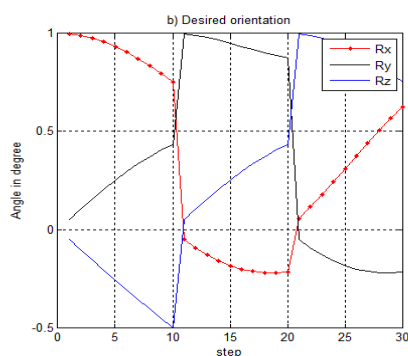
هر موقع که شرایط ذکر شده تأمین نشود، روبات متوقف می‌شود.

۶- بهینه‌سازی پارامترهای کنترلی

به منظور پیدا کردن کمترین انحراف از مسیر مطلوب می‌توان از استراتژی‌های کلاسیک کنترل بهینه کمک گرفت و با تعریف تابع تبدیل سعی در پیدا کردن پارامترهای بهینه از قبیل (M_d, K_d, D_d, F) نمایم. برای این منظور می‌توان تابع معیار زیر را در نظر گرفت:

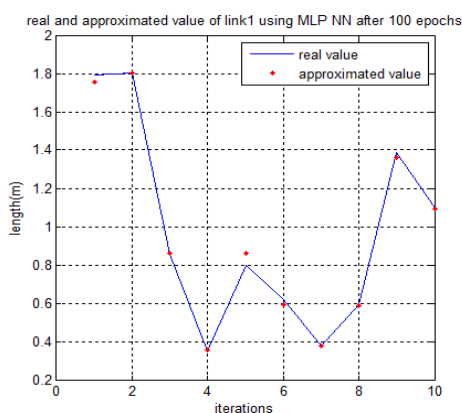
$$J = \int_0^n e(t)^2 dt \quad (21)$$

که در آن $e(t)$ میزان اختلاف بین مسیر واقعی و مطلوب و n تعداد گام-های توانبخشی می‌باشد. اما به دلایل زیر استفاده از روش‌های کلاسیک باعث افزایش پیچیدگی مسئله بهینه‌سازی و احتمالاً پیدا نکردن یک جواب به شکل بسته می‌شود: اولاً حلقه بازخورد یا Feedback در دیگرام بلوکی شکل (۶) برای حالت‌های مختلف متفاوت است (سینماتیک روبات‌ها یکسان نیستند) و ثانیاً از آنجایی که پارامترها به شکل ماتریسی هستند، افزایش درجات آزادی سیستم منجر به افزایش ابعاد مسئله بهینه‌سازی می‌شود. بنابراین تعریف یک استراتژی جایگزین



شکل ۷- (a) موقعیت و (b) جهت مطلوب MP

بعد از تخمین طول لینک‌های روبات (q_a) با استفاده از یک شبکه عصبی MLP که ساختار آن در بخش (۳) تشریح شد مقادیر واقعی و تخمین داده شده برای پایه ۱، در ۱۰ نقطه‌ی حرکتی شکل (۷) در شکل (۸) نشان داده شده است:



شکل ۸- مقادیر تخمینی و واقعی طول لینک ۱ با استفاده از شبکه عصبی MLP برای ۱۰ نقطه‌ی حرکتی شکل (۷)

میزان MSE (میانگین مربع خطا) بین مقادیر تخمینی و واقعی برای شش لینک روبات بعد از ۱۰۰ اپیاک در جدول (۱) نشان داده شده است:

Links	1	2	3	4	5	6
MSE	0.0046	0.0004	0.0038	0.0017	0.0035	0.0005

جدول ۱- میزان MSE طول لینک‌ها در روبات استوارت که با استفاده از شبکه عصبی تخمین زده شده‌اند.

و مقادیر طول لینک‌های متناسب با موقعیت مطلوب MP در شکل (۹) نشان داده شده است:

اما تعداد پارامترهایی که باید در روبات موازی در شکل (۱) بهینه‌سازی شوند برابر است با $n * n * m = 6 * 6 * 4 = 144$ به ترتیب تعداد درجات آزادی و پارامترهای روبات هستند. بنابراین طول هر کروموزوم افزایش می‌یابد و این مسئله منجر به افزایش پیچیدگی مسئله خواهد شد. بنابراین پیدا کردن راههایی برای کاهش طول کروموزوم ضروری به نظر می‌رسد. بعضی از این راهها عبارتند از:

- ۱- تبدیل جمعیت کروموزوم به چند جمعیت (Multi Population).
- ۲- ثابت نگه داشتن بعضی از پارامترها در هر کروموزوم که مهم یا اساسی نباشند. (نقش کمتری در بهینه‌سازی داشته باشند).
- ۳- در نظر گرفتن پارامترهای کروموزوم به صورت ماتریس‌های قطری. روش سوم در این مقاله استفاده می‌شود. بنابراین تعداد پارامترهایی که باید بهینه شوند به صورت زیر کاهش پیدا می‌کنند:

$$n * m = 6 * 4 = 24$$

۸- پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی

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

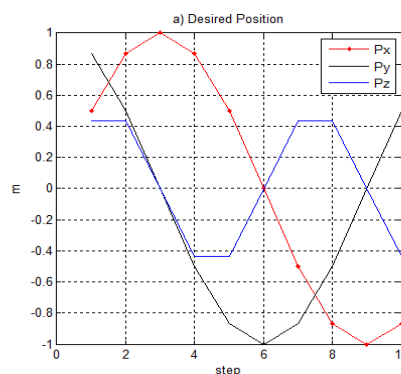
- ۱- موقعیت و جهت مطلوب MP از فیزیوتراپیست گرفته می‌شود.
- ۲- طول پایه‌های متناسب با موقعیت مطلوب MP و بر اساس سینماتیک معکوس پیدا می‌شود. (خروجی شبکه عصبی)
- ۳- پارامترهای کنترل امپدانس با استفاده از الگوریتم ژنتیک جهت تعیین گشتاورهای مورد نیاز مفاصل بهینه می‌شود.

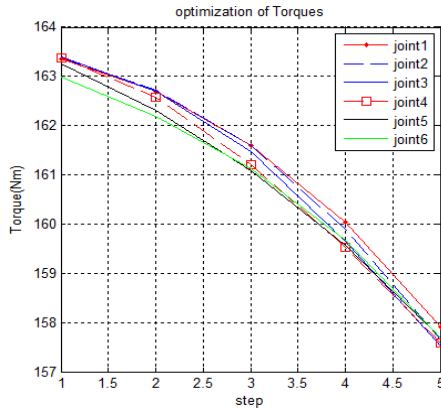
موقعیت و جهت مطلوب MP برای ۱۰ نقطه‌ی مختلف بر طبق شکل (۷) تعریف می‌شود که بر اساس معادلات زیر پیدا شده‌اند:

$$P_x = \sin(10x), \quad P_y = \cos(10y), \quad P_z = P_x P_y \quad (28)$$

که در آن:

$$x = y = \frac{\pi}{60} \quad (29)$$



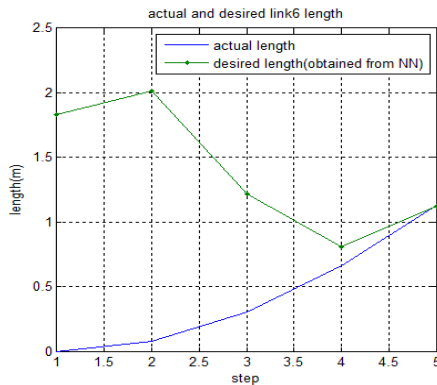


شکل ۱۱- گشتاورهای خطی مفاصل برای حرکت در مسیر مطلوب

پارامترهای کنترل بهینه‌سازی شده نهایی بر اساس گشتاورها و نیروهای بدست آمده به صورت زیر خواهند بود:

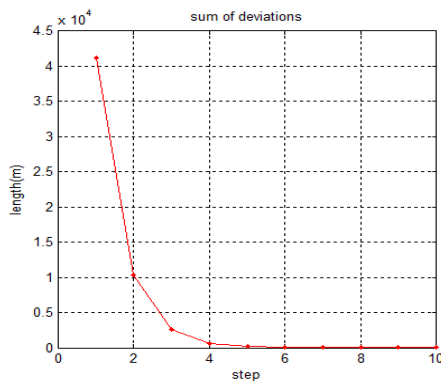
$$Ks = 51.2 \left(\frac{N}{m}\right), Ds = 0.05(Ns/m), Mds = 10.24(kg)$$

حال گشتاورهای بدست آمده از شکل (۱۰) برای حرکت لینک‌های روبات مورد استفاده قرار می‌گیرند. شکل (۱۲) مقادیر واقعی طول لینک‌ها (q) و نیز تخمین زده شده بر اساس مسیر مطلوب (q_d) را نشان می‌دهد. (برای سادگی بیشتر فقط لینک ۶ نشان داده شده است).

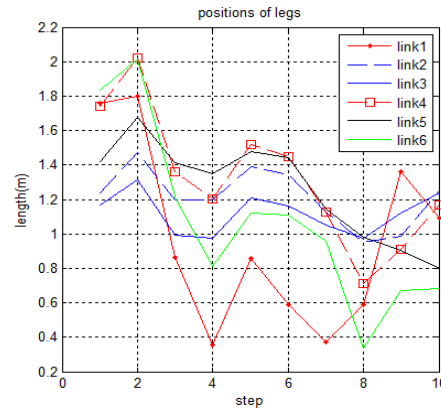


شکل ۱۲- مقادیر واقعی و مطلوب طول لینک ۶

در نهایت میزان انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب در شکل (۱۳) نشان داده شده است.



شکل ۱۳- اندازه انحراف مسیر واقعی از مسیر مطلوب



شکل ۹- اندازه طول لینک‌های روبات بر اساس موقعیت مطلوب MP

این طول‌ها توسط شبکه عصبی تخمین زده شده‌اند. پارامترهای کنترل امپدانس در مرحله اول با استفاده از روش سعی و خطا انتخاب شده و سپس با استفاده از الگوریتم ژنتیک بهینه‌سازی می‌شوند. این پارامترها به صورت فرمول‌های زیر (ماتریس‌های قطری) داده می‌شوند:

$$K_d = \text{diag}(Ks), D_d = \text{diag}(Ds), M_d = \text{diag}(Mds) \quad (30)$$

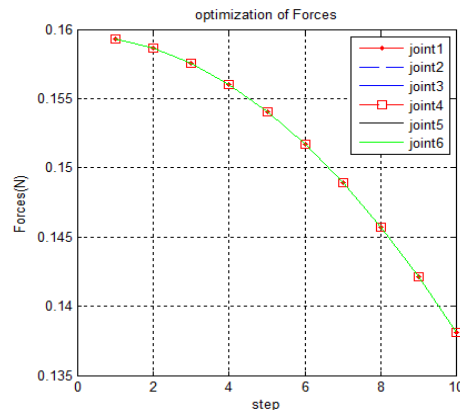
که در آنها پارامترهای اولیه به صورت زیر است:

$$Ks = 0.05 \left(\frac{N}{m}\right), Ds = 0.05 \left(\frac{Ns}{m}\right), Mds = 10(kg).$$

$$R = 100 \frac{lb_f / ft^2}{lb / sec}, C = 10 \frac{lb}{lb_f / ft^2}, T = 0.1 \text{ sec}$$

و $r_f = 0.5 \text{ m}$ ، $r_m = 0.3 \text{ m}$ (به ترتیب بیانگر شعاع صفحه‌های متحرک و ثابت روبات موازی هستند).

اگر وزن شخص بیمار را ۱۰۰ کیلوگرم و نیز طول اولیه پایه‌های روبات را ۰/۷ متر در نظر بگیریم نیروهای وارد شده به هر لینک در شکل (۱۰) و نیز گشتاورهای خطی مورد نیاز برای حرکت در مسیر مطلوب در شکل (۱۱) بدست می‌آیند.



شکل ۱۰- نیروهای وارد شده به پایه‌های روبات موازی

باشد. این مقادیر برای مرجع [۱۳] به ترتیب (۳۸+ و ۰) و (۲۵+ و ۲۵-) است. حال آنکه در این تحقیق میزان نیروی اندازه‌گیری شده بر روی پایه‌ها به ۱ نیوتن نیز نمی‌رسد. و اختلاف موقعیت‌ها بعد از چند مرحله به صفر نزدیک می‌شود. (البته در این مقاله اختلاف‌ها برحسب متر اندازه‌گیری شده است.)

(۷) سعی بر آن است که در روش پیشنهادی تمرکز تماماً روی کاهش پیچیدگی، کاهش هزینه، افزایش انعطاف، تضمین امنیت، افزایش دقت و تعیین پارامترهای کنترلی متناسب با دوره درمان و شرایط بیمار باشد. حال آنکه در کارهای مشابه در نظر گرفتن همه این موارد بصورت یکجا کمتر اتفاق افتاده است.

(۸) باید تأکید داشت برنامه توانبخشی اینگونه نیست که تا زمانی ادامه یابد که بیمار دردی احساس نکند یا درد کمی داشته باشد، بلکه باید تا زمان اطمینان از بهبودی ادامه پیدا کند.

مراجع

- [1] Erhan Akdoğru, M. Arif Adli, "Knee rehabilitation using an intelligent robotic system" *Intell Manuf* (2009) 20:195–202 DOI 10.1007/s10845-008-0225.
- [2] Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. "Contributions of the individual ankle plantar flexors to support forward progression and swing initiation during walking". *Journal of Biomechanics* 2001; 34(11):1387–98.
- [3] L.R. Palmer, "Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds", Master's thesis, Department of Mechanical Engineering, MIT, 2002.
- [4] Jiménez-Fabián, O. Verlinden "Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons". *service de Mécanique Rationnelle, Dynamique et Vibrations, Faculté Polytechnique, Université de Mons, Belgium*. doi:10.1016/j.medengphy.2011.
- [5] Y.H. Tsoi, S.Q. Xie, Impedance Control of Ankle Rehabilitation Robot, 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2008, 2008, pp. 840–845.
- [6] C. Innocenti, V. Parenti-Castelli, "Forward kinematics of the general 6–6 fully parallel mechanism: an exhaustive numerical approach via a mono-dimensional search algorithm", *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME* 115 (1993) 932–937.
- [7] H. Schmidt, C. Werner, R. Bernhardt, S. Hesse and J. Krüger, "Gait Rehabilitation Machines based on Programmable Footplates", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 4, No. 2, 2007.

مطابق با شکل‌های (۱۲) و (۱۳) انحراف یا خطا از مسیر مطلوب در مراحل اولیه زیاد است و برای توانبخشی بدون کمک‌کننده، مناسب نیست اما رفته رفته که مراحل درمان می‌گذرد، کوچکتر و به صفر همگرا می‌شود.

۹- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

در این مقاله، یک روبات موازی استوارت ۶ درجه آزادی معرفی و برای توانبخشی اندام‌های پایین با ترکیب کنترل امپدانس و تطبیقی تحت کنترل قرار گرفت. چندین فاکتور امنیت و شرایط پایداری تعریف و بدست آمدند. هنگامی که فاکتورهای امنیت ارضاء نشود، روبات متوقف می‌شود. پارامترهای مناسب کنترلی با استفاده از شبکه عصبی و الگوریتم ژنتیک بدست آمدند. نتایج پیاده‌سازی الگوریتم می‌تواند به صورت زیر جمع‌بندی شود:

- (۱) هدف از این مقاله، انجام عمل توانبخشی برای بیمار و پیروی کردن از رفتار عمل فیزیوتراپیست در غیاب وی می‌باشد که به این عمل روباتی گفته می‌شود [۱۲].
- (۲) ایجاد مسیر مرجع کاملاً متناسب با شرایط بیمار و دوره توانبخشی است. در این تحقیق مسیر مرجع (مسیر مطلوب) پس از چندین مرحله مراجعه به مراکز توانبخشی و مشاهده اعمال مربوطه تعریف شده است.
- (۳) شناساگر شبکه عصبی برای حل مسئله سینماتیک معکوس روبات به دو دلیل مورد استفاده قرار گرفت: اولاً با یک شناسایی غیر خطی سرو کار داریم و ثانیاً و مهمتر اینکه مفاصل سیستم کنترلی شخص بیمار احتمالاً توسط شبکه عصبی مصنوعی امکان جایگزین شدن دارند.
- (۴) یکی از فاکتورهای مهم و قابل توجه در این تحقیق، تضمین امنیت شخص بیمار است. از آنجایی که پارامترهای کنترل کننده تحت شرایط پایداری و توانایی شخص و نیز دوره‌های مختلف درمان تعیین و بهینه می‌شوند، امنیت تضمین می‌شود. از طرفی تابع شایستگی در الگوریتم ژنتیک بر اساس نیروهای تعاملی بین شخص و روبات تعریف می‌شود.
- (۵) به منظور کاهش پیچیدگی مسئله بهینه‌سازی پارامترهای کنترلی، الگوریتم ژنتیک مورد استفاده قرار گرفت. وجه تمایز الگوریتم ژنتیک پیشنهادی در مقایسه با سایر الگوریتم‌ها تعریف کروموزوم‌ها به صورت ماتریسی می‌باشد.
- (۶) با توجه شکل‌های (۱۰) و (۱۱) و (۱۳) و مقایسه با نتایج مقالات [۱] و [۱۳]، روش پیشنهادی دارای دقت بیشتر با صرف انرژی و نیروی کمتری است. در مرجع [۱] نیروی مورد نیاز برای حرکت در مسیر مطلوب بر حسب نیوتن در فاصله (۲۵+ و ۴۰-) و اختلاف موقعیت بر حسب زاویه در فاصله (۷۵+ و ۷۵-) می‌

- [8] V.Huang and J.Krakauer, "Robotic Neurorehabilitation: a Computational Motor Learning Perspective", *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol.6, No. 5, 2009.
- [9] Haifa Mehdi • Olfa Boubaker, "Stiffness and Impedance Control Using Lyapunov Theory for Robot-Aided Rehabilitation", *Int J Soc Robot DOI* 10.1007/s12369-011-0128-5.
- [10] Hogan N (1984) Impedance control of industrial robots *Robot Comput-Integr Manuf* 1:97–113. doi:10.1016/0736-5845(84)90084-X.
- [11] Hogan N (1985) Impedance control: an approach to manipulators: Part 1, 2, 3. *J Dyn Syst Meas Control* 107:1–24. doi:10.1115/1.3140702.
- [12] Yoshikawa T. *Foundations of robotics: analysis and control*. Cambridge: MIT Press; 1990.
- [13] Erhan Akdog, Mehmet Arif Adli "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot", *journal homepage: www.elsevier.com/locate/mechatronics*, *Mechatronics* 21 (2011) 509–522.

[14] تجزیه، تحلیل و کنترل روبات/آسادا و اسلوتاین، ترجمه محرم حبیب نژاد کورایم. "تهران: دانشگاه علم و صنعت ایران، مرکز انتشارات، ۱۳۷۶"

[15] مهندسی کنترل، کانسو هیگو اوگاتا، ترجمه قدرت سپیدنام، مشهد، باغانی، ۱۳۸۲