



کنترل و مانیتورینگ ربات فیزیوتراپ بر پایه PLC به منظور توانبخشی اندام تحتانی

محمدحسین کاردان¹، محسن ایرانی رهقی^{2*}

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، کاشان

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه کاشان، کاشان

*کاشان، صندوق پستی 87317-51167، irani@kashanu.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 01 دی 1393

پذیرش: 10 بهمن 1393

ارائه در سایت: 28 بهمن 1393

کلید واژگان:

ربات توانبخشی

تحلیل و شبیه سازی دینامیکی

کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

مانیتورینگ

هدف از انجام این مقاله، کنترل و مانیتورینگ یک ربات توانبخشی با دو درجه آزادی (2-DOF) به منظور توانبخشی اندام تحتانی بیمارانی است که به دلایلی نظیر ضایعه نخاعی، سکته مغزی، اختلال عضلانی و یا عمل جراحی توانایی حرکتی خود را از دست داده و نیاز به توانبخشی دارند. پس از تعیین حرکات، که شامل حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو و حرکت باز و بسته کردن مفصل ران می‌باشند، با استفاده از تحلیل و شبیه‌سازی دینامیکی، عملکرد اجزای مکانیزم مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی (PLC) برای کنترل عملکرد ربات استفاده شده است. در پایان نیز عملیات مانیتورینگ ربات انجام گرفته و از صحت عملکرد برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی اطمینان حاصل گردیده است. در برنامه نوشته شده برای کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی، انجام تمرینات غیرفعال، کمکی و مقاومتی در نظر گرفته شده است. در تمرینات کمکی، نیروهای مورد نیاز بیمار برای انجام حرکات، متناسب با نیروهای وارد شده از طرف وی (بازخورد اطلاعات) بصورت خودکار تنظیم می‌گردد. امکان انجام تمرینات مقاومتی نیز به گونه‌ای فراهم شده است تا بتوان این تمرینات را بدون استفاده از وزنه و با اعمال بار منفی انجام داد. نتایج حاصل بیانگر دقت قابل توجه در انجام حرکات، ایجاد شرایط بسیار ایمن برای بیمار و انعطاف پذیری بالا در برنامه نویسی، به گونه‌ای که می‌توان طیف وسیعی از تمرینات توانبخشی را انجام داد، می‌باشد.

Robot-Borne PLC-Based Control System Used for Lower Limbs Rehabilitation

Mohammadhossein Kardan¹, Mohsen Irani Rahagi^{2*}

1- Department of Mechatronics Engineering, Islamic Azad University, Kashan, Iran.

2- Department of Mechanical Engineering, University of Kashan, Kashan, Iran

*P.O.C. 87317-51167 Kashan, Iran, irani@kashanu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 22 December 2014

Accepted 30 January 2015

Available Online 17 February 2015

Keywords:

Rehabilitation Robot

Dynamic Analysis and Simulation

Programmable Logic Controller (PLC)

Monitoring

ABSTRACT

The purpose of this investigation is to study control and monitoring of a rehabilitation robot with two degrees of freedom (2-DOF) for rehabilitation of the lower limbs of patients with loss of ability for movement due to injury, disease, stroke or surgical operations. After determining the movements which include flexion-extension movements of the knee and hip joints, the performance of the mechanism was investigated using dynamic analysis and simulation. Then, a programmable logic controller (PLC) was employed to control the robot performance. Finally, the accuracy of PLC program was guaranteed by monitoring the robot. Passive, assistive and resistive exercises were considered in programming the controller. In assistive exercises, the forces needed by the patient to perform the movements were actually set automatically by using the feedback data provided by the patient's forces. In addition, to perform the resistive exercises, rather than using actual weights, negative loads were employed. The results obtained indicate considerable accuracy to perform the movements and create safe conditions for the patient. Also, high flexibility in programming provides the possibility of performing a wide range of rehabilitation exercises.

1- مقدمه

نظیر تمرینات غیرفعال، کمکی و مقاومتی با در نظر گرفتن شرایط این بیماران، در بازایی توانایی حرکتی آن‌ها از اهمیت بسزایی برخوردار است. بعنوان مثال، برای بازگرداندن انعطاف پذیری و دامنه حرکات، طیفی از حرکات غیرفعال بر بیمار اعمال می‌گردد، برای تکمیل دامنه حرکتی، تحت کنترل درآوردن حرکات، حفظ تحرک و تقویت قدرت عضلات، تمرینات کمکی انجام می‌شود و برای افزایش قدرت عضله و همچنین افزایش تحمل و توان عضلانی، تمرینات مقاومتی به کار گرفته می‌شود.

توانبخشی عبارت از مجموعه‌ای از خدمات و اقدامات هماهنگ پزشکی، آموزشی، حرفه‌ای و اجتماعی است که برای بازتوانی فرد معلول و ارتقای سطح کارایی او در بالاترین حد ممکن به منظور دستیابی به یک زندگی مستقل در جامعه عرضه می‌گردد [1]. بعد از ضایعه نخاعی، سکته مغزی، اختلال عضلانی و عمل جراحی، بیماران برای بازایی توانایی حرکتی خود، نیاز به توانبخشی دارند [2-4]. انجام تمرینات مورد استفاده در توانبخشی

برای توانبخشی انگشتان دست راست افرادی که در اثر سکته مغزی دچار ناتوانی شده‌اند معرفی کردند. آن‌ها یکسری مطالعات مقدماتی برای تست اهداف طرح اولیه خود انجام دادند.

در توانبخشی اندام تحتانی، ربات توانبخشی لوکومات⁷ [15] ربات توانبخشی تجاری موجود در بازار می‌باشد که در راه رفتن به بیمار کمک می‌کند، برنهارت و همکارانش [16] کنترل ترکیبی نیرو - موقعیت را برای لوکومات بکار بردند. دستگاه توانبخشی ALEX [17] جهت توانبخشی بیمارانی که در راه رفتن ناتوانند ایجاد شده است. لوکوپران⁸ [18] نیز یک دستگاه رباتیک توانبخشی است که برای بیماران دچار ناتوانی حرکتی و اختلالات تعادل ابداع شده است. این دستگاه با ایجاد حرکات پیوسته و یکنواخت باعث یادگیری راه رفتن در بیماران می‌شود. هما و همکارانش [19] یک سیستم دو درجه آزادی در اطراف بالین بیمار ایجاد کردند. آن‌ها فقط آن را برای تمرینات غیرفعال آزمایش کردند. دینگ و همکارانش [20]، سیستمی با دو دجه آزادی به نام NUUVABAT برای توانبخشی بیمارانی که از ناحیه مچ پا آسیب دیده‌اند و در حفظ تعادل دچار مشکل هستند، ایجاد کردند. مومیر و همکارانش، یک سیستم آموزشی به نام مولتی ایزو⁹ ابداع کردند [21] از این سیستم یک درجه آزادی برای حرکات مفصل زانو استفاده می‌شود. خور و همکارانش [22]، یک ربات توانبخشی کم هزینه و ساده برای توانبخشی اندام فوقانی و تحتانی بیماران سکته مغزی ایجاد کردند. این ربات می‌تواند برای بیمارانی که در مراحل آغازین بیماری هستند و تنها در یک محدوده کوچک حرکتی، قادر به حرکت اندام خود می‌باشند، مفید واقع شود.

در بررسی تلاش‌های انجام شده می‌توان دریافت که تمرکز برخی از سیستم‌ها بر روی تقلید حرکات مورد نظر فیزیوتراپیست بوده و در برخی از سیستم‌ها نیز از نرم‌افزارهای رایانه‌ای که با توجه به هدف مورد نظر در توانبخشی طراحی شده‌اند، استفاده گردیده است. علاوه بر این، سیستم‌هایی نیز برای آموزش راه رفتن و حفظ تعادل ابداع شده‌اند. در این سیستم‌ها، توجه خاصی به تمرینات گسترده توانبخشی نشده است. همچنین بررسی‌های انجام شده بر روی سیستم‌های دیگر نیز نمایانگر این مطلب است که سیستم‌های فوق تنها قادر به انجام تعداد محدودی از تمرینات توانبخشی می‌باشند. علاوه بر این نحوه انجام تمرینات توانبخشی نیز از اهمیت بالایی برخوردار بوده و در توانبخشی بیماران بسیار موثر است.

هدف اصلی در این مقاله، کنترل یک ربات توانبخشی با دو درجه آزادی، با استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی¹⁰، به منظور انجام طیف وسیعی از تمرینات درمانی غیرفعال، کمکی و مقاومتی برای اندام تحتانی بیمارانی که به دلایلی نظیر ضایعه نخاعی، سکته مغزی، اختلال عضلانی و یا عمل جراحی توانایی حرکتی خود را از دست داده‌اند می‌باشد. در تمرینات غیرفعال، حرکاتی آزاد در دامنه حرکتی مورد نظر انجام می‌شود. در تمرینات کمکی، مقدار نیروی مورد نیاز بیمار، با توجه به نیروی وی (توانایی بیمار)، به صورت خودکار تنظیم می‌گردد. در تمرینات مقاومتی، مقدار نیروی (وزن) مورد نظر، با اعمال بار منفی و بدون استفاده از وزنه، اعمال می‌شود.

پس از تعیین حرکات باز و بسته کردن مفصل زانو و باز و بسته کردن مفصل ران، تحلیل و شبیه‌سازی دینامیکی حرکات، در نرم‌افزار ویزوال نسترن¹¹ انجام گرفته است. سپس با در نظر گرفتن کنترل کننده منطقی قابل

از طرفی توانبخشی بیماران دچار ناتوانی حرکتی، زمانبر و پر هزینه بوده و نیازمند صبر و شکیبایی است. همچنین باعث ایجاد مشکلاتی نیز برای درمانگران می‌شود. به منظور حل این مشکلات، تجهیزات مورد استفاده در توانبخشی با توجه به نیاز بیماران، در حال پیشرفت هستند. در این بین مطالعات انجام شده در مورد استفاده از ربات‌ها در زمینه توانبخشی افزایش یافته است. برخی از دلایل مهم برای استفاده از ربات‌ها در توانبخشی به شرح زیر است [5]:

- ربات‌ها براحتی جوابگوی نیازهای حرکات حلقوی بدن در توانبخشی هستند؛

- ربات‌ها کنترل بهتری روی نیروهای معرفی شده دارند؛

- ربات‌ها می‌توانند نیروهای مورد نیاز در تمرینات تکراری را با دقت همانند سازی کنند؛

- ربات‌ها در خصوص شرایط درمان مورد نیاز، دقیق‌تر عمل می‌کنند.

دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال (CPM)¹ [6,7] به طور گسترده‌ای برای اهداف درمانی و توانبخشی استفاده می‌شوند. اما این دستگاه‌ها دارای مشکلات و محدودیت‌هایی هستند که از مهم‌ترین آن‌ها عدم ایجاد بازخورد² از نیروهای ایجاد شده توسط بیمار و عدم انعطاف پذیری، می‌باشد.

استفاده از روش کنترلی که توسط آن بتوان طیف گسترده‌ای از تمرینات مورد نیاز بیماران را انجام داد، بسیار حائز اهمیت است. همچنین نحوه انجام این تمرینات از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. به این دلیل، باید از روش کنترلی هوشمندی استفاده شود تا بتوان با استفاده از آن، بازسازی اندام را براساس وضعیت بیمار (شکایت بیمار) و همچنین بازخورد فوری³ از نیروهای ایجاد شده توسط وی در حین فرایند توانبخشی، انجام داد.

در زمینه استفاده از ربات‌ها به منظور توانبخشی، تلاش‌های متعددی انجام گرفته است. در توانبخشی اندام فوقانی، لوم و همکارانش، نمونه اولیه یک دستگاه به نام MIME را ایجاد کردند که حرکات غیرفعال و فعال کمکی را برای اندام فوقانی پیاده‌سازی می‌نماید [8,9]. این سیستم از یک ربات تجاری و یک دستگاه سنجش موقعیت استفاده می‌کند. کربس و همکارانش [10,11]، به ارزیابی یک سیستم توانبخشی اعصاب به نام میت مانوس⁴ که به کمک ربات کار می‌کند پرداختند. این دستگاه برای بیمارانی که سکته مغزی کرده‌اند، امکان انجام تمرینات اندام فوقانی را در چند درجه آزادی فراهم می‌کند. این مطالعه تأثیر توانبخشی با ربات را نشان داده است. راتو و همکارانش [12]، سیستمی را برای توانبخشی فعال و غیرفعال اندام فوقانی، با استفاده از یک ربات به نام پوما⁵ 240 معرفی کردند. در حالت غیرفعال، ربات بازوی بیمار را از طریق مسیرهای مشخص شده حرکت می‌دهد. در حالت فعال، بیمار برای غلبه بر خشکی مفاصل، در امتداد یک مسیر از پیش تعریف شده، ربات را حرکت می‌دهد. سیستم دیگری که برای توانبخشی اندام فوقانی استفاده شده، سیستم درمانی REHAROB می‌باشد که از دو ربات صنعتی در آن استفاده شده است [13]. در این سیستم، یک پایگاه داده⁶ اطلاعات مربوط به نیرو و موقعیت را ارائه می‌کند. این اطلاعات توسط حسگرهایی که در طول پروسه توانبخشی بر روی بیماران قرار می‌گیرد، تولید می‌شود. سپس ربات‌های صنعتی همان روش را با استفاده از این پایگاه داده تکرار می‌کنند. سچوسکی و همکارانش [14]، سیستمی به نام HEXORR

1- Continuous Passive Motion

2- Feedback

3- Real-time

4- MIT-MANUS

5- Puma 240

6- Database

7- LOKOMAT

8- LOKOIRAN

9- Multi-ISO

10- Programmable Logic Controller

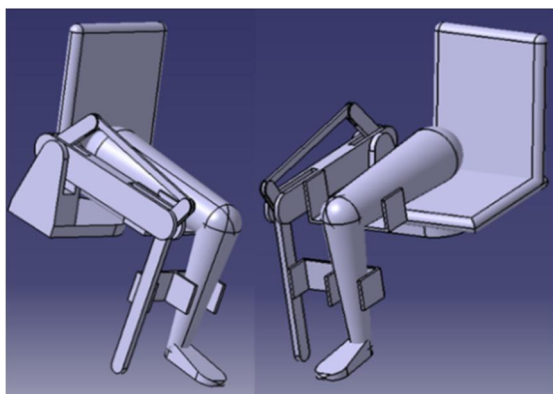
11- VisualNastran

3- تحلیل و شبیه سازی دینامیکی

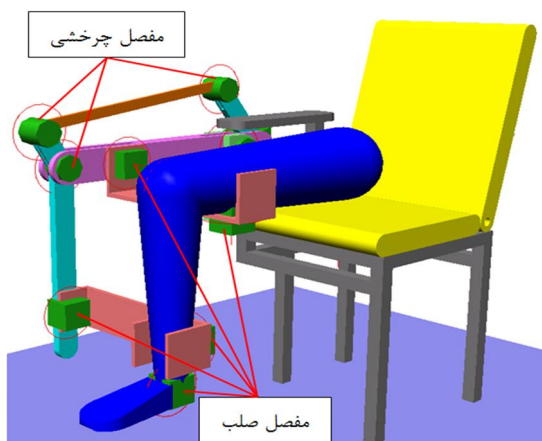
به کمک شبیه سازی کامپیوتری می توان عملکرد اجزای مکانیزم را مورد بررسی قرار داده، به رفع عیوب و نقصان های احتمالی آن پرداخت. برای انجام تحلیل و شبیه سازی دینامیکی حرکات، از نرم افزار ویژوال نستر استفاده شده است. با توجه به نوع حرکات که شامل حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو و حرکت باز و بسته کردن مفصل ران می باشند، از سه قید مفصل صلب⁶، مفصل چرخشی⁷ و موتور چرخشی⁸ استفاده شده است. کاربرد این قیدها را می توان در جدول 2 مشاهده نمود. شکل 2 نیز نمایشگر قیدهای مفصل صلب و مفصل چرخشی می باشد.

3-1- قید موتور چرخشی

با توجه به حرکات مورد نظر، باید از دو قید موتور چرخشی استفاده شود. این دو قید موتور که حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو و حرکت باز و بسته کردن مفصل ران را انجام می دهند، در شکل 3 قابل مشاهده هستند. از نکات قابل توجه در اعمال تنظیمات دو قید موتور، تنظیم گزینه مربوط به انتخاب نوع موتور بر روی گزینه آرینتیشن⁹ است تا حرکات بر اساس موقعیت انجام شود. همچنین در قسمت ویرایش تابع گزینه مربوط به نوع تابع، بر روی هارمونیک¹⁰ تنظیم شده است. علت انتخاب این گزینه، در نظر گرفتن حرکتی هماهنگ و راحت برای بیمار است.



شکل 1 مکانیزم مورد نیاز



شکل 2 قیدهای مفصل صلب و مفصل چرخشی

برنامه ریزی برای کنترل عملکرد ربات، با استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام¹، برنامه مورد نظر در نرم افزار آی اس پی سافت² که نرم افزار کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی دلتا³ مدل دی وی پی 10 اس ایکس⁴ می باشد، نوشته شده است و در پایان عملیات مانیتورینگ ربات توسط نرم افزار اتومجن⁵ انجام گرفته است.

در ادامه، در بخش دوم به تشریح تمرینات توانبخشی مورد استفاده و مکانیزم مورد نیاز پرداخته می شود، بخش سوم مربوط به تحلیل و شبیه سازی دینامیکی حرکات است، در بخش چهارم توضیحات مربوط به کنترل عملکرد ربات که با استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی انجام شده است، داده می شود، بخش پنجم مربوط به مانیتورینگ ربات می باشد، در بخش ششم به تحلیل نتایج پرداخته می شود و در نهایت، نتیجه گیری این مقاله در بخش هفتم منعکس می گردد.

2- تمرینات توانبخشی مورد استفاده و مکانیزم مورد نیاز

2-1- تمرینات توانبخشی مورد استفاده

تمرینات غیرفعال: این تمرینات معمولاً برای بیمارانی بکار می رود که قدرت عضلانی ندارند و بیمار قادر نیست بخش یا بخش هایی از بدن خود را حرکت دهد. این تمرینات توسط درمانگر و یا با استفاده از یک دستگاه ورزشی انجام می شود و با توجه به شرایط بیمار، در موارد مختلفی کاربرد دارد.

تمرینات کمکی (فعال کمکی): هنگامی که بیمار توانایی انجام برخی از حرکات فعال را پیدا می کند، می توان تمرینات فعال را آغاز نمود. این تمرینات توسط بیمار و با کمک یک نیروی خارجی انجام می شود. در این نوع تمرینات، در بخش هایی از حرکت در یک دامنه حرکتی که ضعف و ناتوانی وجود دارد به بیمار کمک می شود.

تمرینات مقاومتی: انقباض پویا و ایستا، در مقابل نیروی خارجی مقاومت می کند. اگر در حین انقباض عضله، مقاومت اعمال شود بعد از مدتی قدرت عضله افزایش می یابد. با انجام مداوم این تمرینات، علاوه بر افزایش قدرت عضله، تحمل و توان عضلانی نیز افزایش می یابد. بعنوان مثال این تمرینات می تواند شامل انقباض در برابر یک مقاومت ثابت و یا نگه داشتن سرعت حرکت اندام در سطحی پایدار باشد.

2-2- مکانیزم مورد نیاز

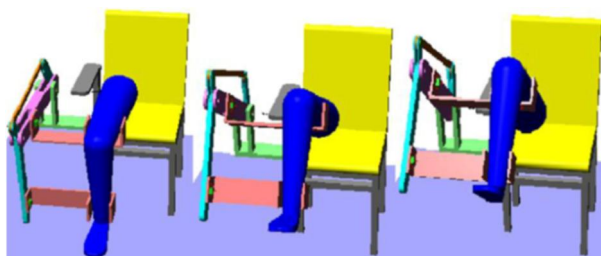
نیازهای طراحی یک ربات برای توانبخشی اندام تحتانی، مطابق با تئوری توانبخشی اندام تحتانی مشخص می شود. به منظور پاسخگویی به این نیازها، طراحی سیستم و ساخت افزار مناسب برای کنترل ربات ایجاد می گردد. با توجه به اینکه این روش کنترلی برای انجام حرکات بر روی پا همانند شکل 1 به منظور باز و بسته کردن مفصل زانو و باز و بسته کردن مفصل ران ارائه شده است، مکانیزم مورد نیاز باید امکان ایجاد این حرکات را داشته باشد.

2-2-1- دامنه حرکات

دامنه حرکات که با توجه به دامنه حرکتی پا در باز و بسته کردن مفصل زانو و باز و بسته کردن مفصل ران و رعایت ایمنی تعیین شده، در جدول 1 قابل مشاهده است.

6- Rigid joint
7- Revolute joint
8- Revolute motor
9- Orientation
10- Harmonic

1- Ladder Diagram
2- ISPSOFT
3- Delta
4- DVP-10SX
5- Autogen



شکل 5 شبیه سازی حرکت باز و بسته کردن مفصل ران

4- کنترل عملکرد ربات

برای کنترل عملکرد ربات، از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی شرکت دلتا مدل دی وی پی 10 اس ایکس، در دو بحث کنترل موقعیت و کنترل گشتاور استفاده شده است. نرم افزار مربوط به این کنترل کننده، آی اس پی سافت نام دارد. برنامه مورد نظر با استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام در این نرم افزار نوشته شده است. در این کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی، تعدادی ورودی آنالوگ، خروجی آنالوگ، ورودی دیجیتال و خروجی دیجیتال وجود دارد. ورودی آنالوگ به معنای تبدیل کننده آنالوگ به دیجیتال و خروجی آنالوگ به معنای تبدیل کننده دیجیتال به آنالوگ می باشد. بمعنای دیگر اگر یک داده به صورت آنالوگ وارد کنترل کننده شد حتماً باید به دیجیتال تبدیل گردد و داده دیجیتال برای خارج شدن از کنترل کننده، حتماً باید به صورت آنالوگ خارج شود.

دو حسگر نیرو¹ بعنوان ورودی های آنالوگ در قسمت ورودی کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی استفاده می گردند. هر یک از حسگرها با توجه به فشاری که به آن وارد می شود، ولتاژی بین 0 تا 10 ولت ایجاد می کند. لازم به ذکر است ولتاژ ایجاد شده به صفر نخواهد رسید. چون اگر بیمار سلامتی خود را هم به دست آورده باشد، وزن پای وی به حسگر فشار وارد می کند. در قسمت ورودی علاوه بر این دو حسگر نیرو، از سنسورهای فشاری نیز باید برای کارهایی از قبیل روشن و خاموش کردن سیستم استفاده شود. از طرف دیگر دو سروو موتور² به عنوان خروجی های آنالوگ در قسمت خروجی کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی استفاده می گردند که وظیفه اعمال گشتاور مورد نیاز به موتورها را دارند. حال بر اساس وضعیت ورودی باید منطقی روی خروجی قرار گیرد که این عمل توسط برنامه نوشته شده صورت می پذیرد.

4-1- کنترل موقعیت

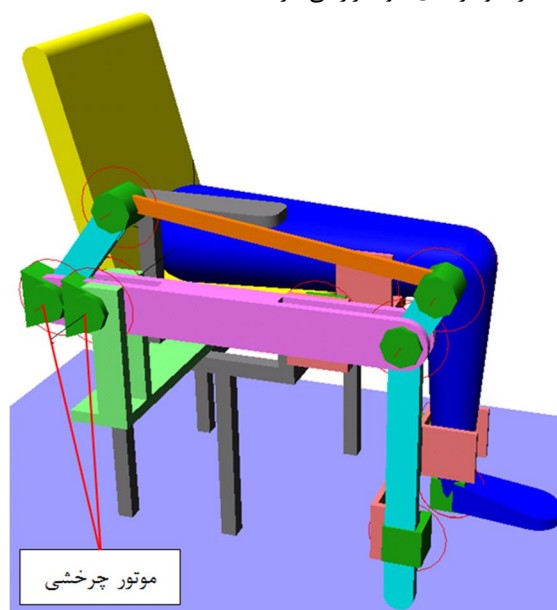
اگر سروو موتورها در حالت کنترل موقعیت قرار گیرند باید در آن ها ایجاد پالس نمود. برای ایجاد پالس نیاز به یک تعداد پالس و یک فرکانس پالس می باشد. تعداد پالس، مقدار چرخش موتور را مشخص می کند و فرکانس پالس سرعت چرخش موتور را مشخص می نماید. بنابراین در این حالت سرعت و مقدار دوران مشخص می باشد.

4-2- کنترل گشتاور

اگر سروو موتورها در حالت کنترل گشتاور قرار گیرند باید در آن ها ایجاد ولتاژ شود. این ولتاژ بین 0 تا 10 ولت می باشد. هرچه مقدار این ولتاژ کمتر باشد ولتاژ کمتری به موتورها اعمال می شود و هرچه مقدار این ولتاژ بیشتر باشد ولتاژ بیشتری به موتورها اعمال می شود. پس اگر ولتاژ ایجاد شده از طرف

3-2- شبیه سازی حرکات

پس از قیدگذاری و تکمیل تنظیمات، حرکات مورد نظر شبیه سازی شده است. شکل 4 حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو و شکل 5 حرکت باز و بسته کردن مفصل ران را نمایش می دهد. در شبیه سازی حرکات، در حرکت مربوط به باز و بسته کردن مفصل زانو با توجه به دامنه حرکتی تعیین شده، در ابتدا با باز شدن مفصل زانو، ساق پا به طرف بالا حرکت کرده و با بسته شدن مفصل، بجای خود باز گشته و پس از آن به سمت داخل نیز خم و سپس در جای خود قرار می گیرد. در حرکت مربوط به باز و بسته کردن مفصل ران نیز با توجه به دامنه حرکتی تعیین شده، با بسته شدن مفصل ران، ران پا به سمت بالا حرکت می کند و با باز شدن مفصل، به سمت پایین حرکت کرده و در جای خود قرار می گیرد.



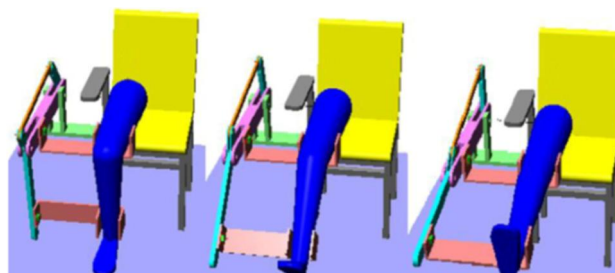
شکل 3 دو قید موتور چرخشی

جدول 1 دامنه حرکات

اندام	نوع حرکت	دامنه حرکتی
مفصل زانو	حرکت باز و بسته کردن	$-45^{\circ} / 85^{\circ}$
مفصل ران	حرکت باز و بسته کردن	$0^{\circ} / 45^{\circ}$

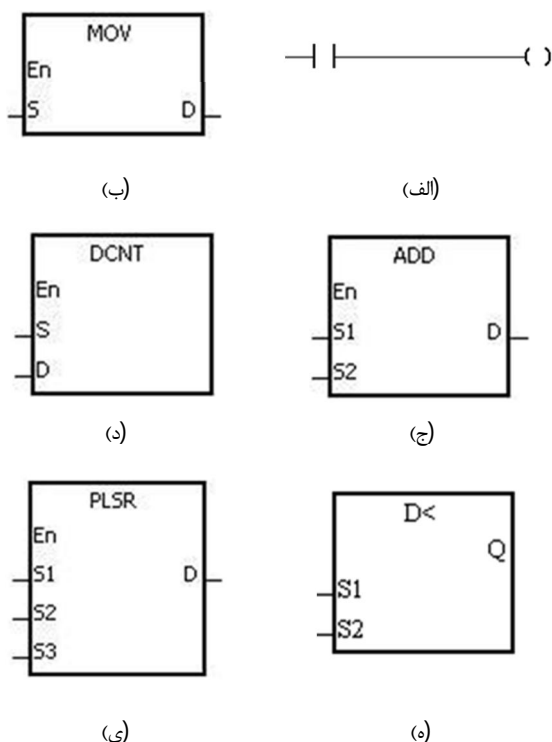
جدول 2 قیدهای مورد استفاده

قید	کاربرد قید
مفصل صلب	برای اجزائی که بدون حرکت هستند (صلب)
مفصل چرخشی	برای اجزائی که حرکاتی دورانی همانند لولا دارند
موتور چرخشی	برای ایجاد موتورهای مورد نیاز



شکل 4 شبیه سازی حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو

1- Force Sensor
2- Servo Motor



شکل 6 تابع های مورد استفاده برای نوشتن برنامه. الف: نمونه ای از ورودی و خروجی ها، ب: تابع MOV، ج: تابع ADD، د: تابع DCNT، ه: تابع D<، ی: تابع PLSR

جدول 3 ورودی و خروجی های معرفی شده در صفحه ی کاری نمادها

متغیر	نماد ^(*)	توضیح
i1	Supv	ورودی مربوط به بالا آوردن ساق پا
i2	Sdov	ورودی مربوط به پایین آوردن ساق پا
i3	Rupv	ورودی مربوط به بالا آوردن ران پا
i4	Rdov	ورودی مربوط به پایین آوردن ران پا
o1	Supk	خروجی مربوط به بالا آوردن ساق پا
o2	Sdok	خروجی مربوط به پایین آوردن ساق پا
o3	Rupk	خروجی مربوط به بالا آوردن ران پا
o4	Rdok	خروجی مربوط به پایین آوردن ران پا
i5	Manv	ورودی مربوط به حالت دستی
i6	Avtov	ورودی مربوط به حالت خودکار
o5	Mank	خروجی مربوط به حالت دستی
o6	Avtok	خروجی مربوط به حالت خودکار
o7	A1	فرمان تحریک موتور اول در حالت خودکار
o8	A2	فرمان تحریک موتور دوم در حالت خودکار

(*) این نمادها در برنامه نوشته شده مورد استفاده قرار گرفته اند.

6- تحلیل نتایج

پس از تحلیل و شبیه سازی دینامیکی حرکات، با در نظر گرفتن جوانب مختلف نظیر نوع تمرینات، دامنه حرکات، ایمنی و نکاتی که باید در برنامه نویسی رعایت گردد، برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی نوشته شده است. در پایان با مانیتورینگ ربات از عملکرد برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی اطمینان حاصل شده است. در ادامه نتایج حاصل از قسمت های مختلف تشریح می گردد.

حسگرهای نیرو کم بود، یعنی بیمار بهبود یافته و خود برای حرکت پا تلاش می کند، در نتیجه باید ولتاژ کمتری نیز به موتورها اعمال شود و اگر ولتاژ ایجاد شده از طرف حسگرها زیاد بود یعنی بیمار وضعیت خوبی ندارد، در نتیجه باید ولتاژ بیشتری به موتورها اعمال شود. البته این نکته نیز حائز اهمیت است که هنگام قرار گرفتن سروو موتورها در حالت کنترل گشتاور، نباید از کنترل موقعیت قافل شد تا پا از دامنه حرکتی مورد نظر خارج نشود و آسیبی به بیمار وارد نگردد. البته در اینجا باید برای کنترل موقعیت از رمزگذار¹ سروو موتور استفاده نمود. چون سروو موتور در حالت کنترل گشتاور قرار دارد و نمی توان از طریق تعداد و فرکانس پالس آن را کنترل کرد. برای کنترل موقعیت در این حالت، ابتدا باید پای بیمار را در بالاترین حالت و سپس در پایین ترین حالت مورد نظر قرار داد. پس از آن مشخص می شود در بالاترین و پایین ترین حالت قرارگیری پا، چه پالسی ایجاد شده است و در پایان باید تعیین گردد هیچگاه مقدار پالس رمزگذار از این مقادیر تجاوز نکند تا پای بیمار از دامنه حرکتی مورد نظر خارج نشود. موارد ذکر شده باید در نوشتن برنامه کنترلر لحاظ گردد.

4-3- تابع های مورد استفاده در برنامه نویسی

تابع هایی که در نوشتن برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی مورد استفاده قرار گرفته اند، در شکل 6 قابل مشاهده می باشند.

5- مانیتورینگ ربات

آنچه علاوه بر شبیه سازی یک سیستم بسیار ضروری است مبحث مانیتورینگ سیستم های خودکار است. یعنی باید بتوان عملکرد سیستم را بصورت همزمان تحت نظارت و کنترل قرار داد. لازمی این کار مدل سازی سخت افزارهای سیستم بطور کامل و برقراری ارتباط آن ها با واحد کنترل می باشد. برای مانیتورینگ ربات، از نرم افزار اتومجن که نرم افزاری قدرتمند در این زمینه می باشد استفاده شده است. پس از تعیین حرکات مورد نظر در این قسمت، که شامل حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو و حرکت باز و بسته کردن مفصل ران به صورت دستی و ایجاد یک حرکت به صورت خودکار می باشد، ورودی و خروجی ها تعیین شده و در صفحه کاری نمادها²، همانند جدول 3 معرفی گردیده اند.

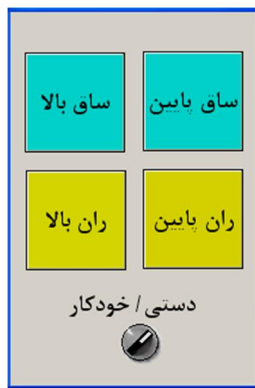
5-1- وارد کردن مکانیزم در صفحه کاری سه بعدی

در این مرحله، مکانیزم مورد نظر برای نمایش حرکات در صفحه کاری سه بعدی وارد می شود. لازمی این کار گرفتن خروجی از تک تک اجزاء مکانیزم با پسوند اس تی پی³ و وارد کردن آن ها در نرم افزار تری دی استودیو⁴ و سپس خارج کردن آن ها با پسوند تری دی اس می باشد. مکانیزم ایجاد شده پس از اعمال تنظیمات، در شکل 7 قابل مشاهده است.

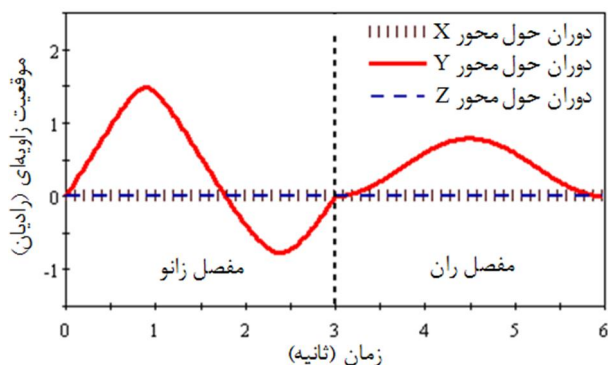
5-2- ایجاد سوئیچ های مورد نیاز در صفحه کاری دو بعدی

در صفحه کاری دو بعدی، سوئیچ های مورد نیاز برای انجام حرکات، ایجاد شده و تنظیمات مربوط به هر سوئیچ اعمال شده است. چهار سوئیچ فشاری و یک سوئیچ چرخشی دو موقعیتی در این صفحه کاری ایجاد شده، که می توان آن ها را در شکل 8 مشاهده نمود. سوئیچ های ایجاد شده، در جدول 4 نیز معرفی گردیده اند.

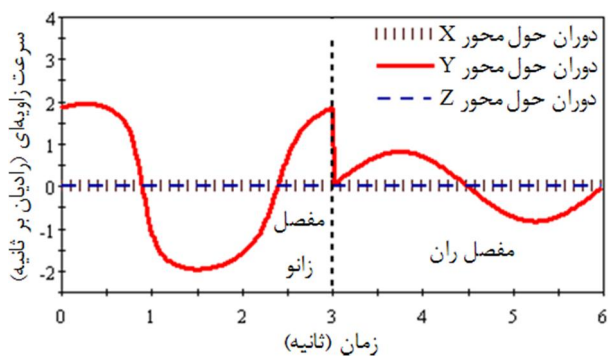
1- Encoder
2- Symbols
3- stp
4- 3D Studio



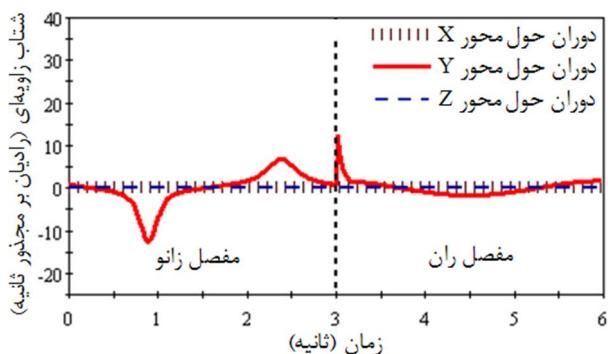
شکل 8 سوئیچ‌های ایجاد شده در صفحه‌ی کاری دو بعدی



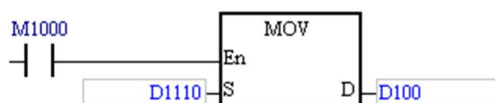
شکل 9 نمودار موقعیت زاویه‌ای



شکل 10 نمودار سرعت زاویه‌ای



شکل 11 نمودار شتاب زاویه‌ای



شکل 12 خط اول برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

1-6- تحلیل و شبیه سازی

در این قسمت، پس از ایجاد قیدهای مربوطه (مفاصل و موتورها) و اعمال تنظیمات، شبیه‌سازی حرکات انجام شده و عملکرد اجزاء مکانیزم مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه نمودارهای مربوط به موقعیت زاویه‌ای در شکل 9، سرعت زاویه‌ای در شکل 10 و شتاب زاویه‌ای در شکل 11 قابل مشاهده هستند. در نمودارهای نمایش داده شده، سه ثانیه اول مربوط به حرکت مفصل زانو و سه ثانیه دوم مربوط به حرکت مفصل ران می‌باشد.

2-6- استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

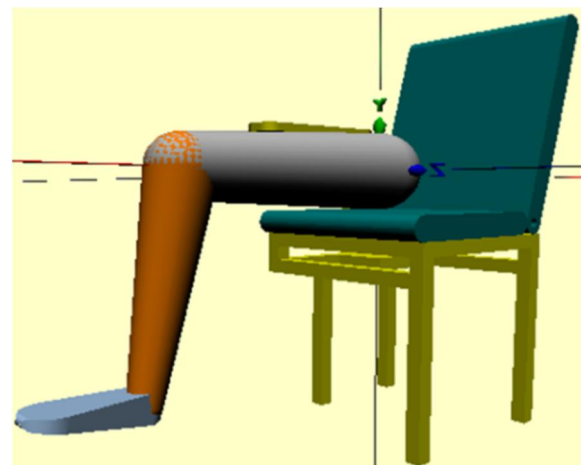
با استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی که برنامه آن با استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام نوشته شده، کنترل عملکرد ربات صورت پذیرفته است. برنامه نویسی به‌گونه‌ای انجام شده تا فیزیوتراپیست بتواند علاوه بر اعمال دستورات از طریق سوئیچ‌های در نظر گرفته شده، از طریق رابط انسان و ماشین (HMI) نیز این دستورات را اعمال نماید. در برنامه نوشته شده، امکان انجام تمرینات غیرفعال، کمکی و مقاومتی در نظر گرفته شده است. همچنین بحث ایمنی بیمار نیز با توجه به اهمیت بالای آن، به صورت ویژه‌ای مورد توجه قرار گرفته است. در ادامه برنامه نوشته شده تفسیر می‌گردد.

1-2-6- تفسیر برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

لازم به ذکر است که از خطوط مشابه در برنامه، تنها یکی از خطوط تفسیر می‌گردد.

شکل 12 نمایانگر خط اول برنامه است.

در این خط از برنامه، ورودی M1000 به عنوان رله کمکی است که هنگام اجرای برنامه، اتصال آن دائماً برقرار است (رله کمکی با اتصال دائم). در



شکل 7 مکانیزم ایجاد شده پس از اعمال تنظیمات در صفحه‌ی کاری سه بعدی

جدول 4 معرفی سوئیچ‌های مورد استفاده

نام سوئیچ	مفهوم
سوئیچ فشاری ساق بالا	حرکت ساق پا به سمت بالا
سوئیچ فشاری ساق پایین	حرکت ساق پا به سمت پایین
سوئیچ فشاری ران بالا	حرکت ران پا به سمت بالا
سوئیچ فشاری ران پایین	حرکت ران پا به سمت پایین
سوئیچ چرخشی دو موقعیتی دستی / خودکار	تعیین نوع حرکت (دستی یا خودکار)

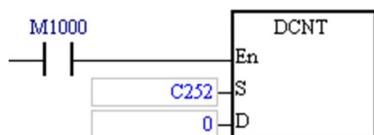
شده در مارکر C251 در D نمایش داده می‌شود. مقداری که توسط این تابع بدست می‌آید، برای عدم تجاوز پا از دامنه حرکتی تعیین شده، استفاده می‌گردد. برای تعیین این دامنه حرکتی، پای بیمار همانگونه که در جای خود قرار دارد، به کمک فیزیوتراپیست حرکت داده می‌شود و شمارنده نیز شروع به شمارش پالس‌های رمزگذار می‌کند. در نتیجه عدد شمارش شده در بالاترین و پایین‌ترین نقاط دامنه حرکتی مورد نظر، به دست می‌آید. لازم به ذکر است تعیین این دامنه حرکتی برای ایمنی بیمار بسیار حائز اهمیت است. شکل 18 نیز نمایانگر خط هفتم برنامه است.

شکل 19 نمایانگر خط هشتم برنامه است.

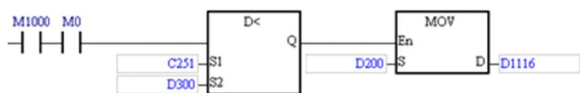
پس از استارت سیستم، توسط تابع مقایسه‌گر بررسی می‌گردد که اگر مقدار پالس رمزگذار که در مارکر C251 خوانده می‌شود، کمتر از مقدار پالس دامنه حرکتی تعیین شده که توسط شمارنده بدست آمد و در D300 قرار گرفته است باشد، آنگاه توسط تابع MOV مقدار مکان حافظه D200 که از خط چهارم برنامه به دست آمد، به مکان حافظه D1116 انتقال یابد. مقدار مکان حافظه D1116، مقدار گشتاور مورد نیاز سرو موتور بوده و وارد خروجی آنالوگ مربوطه می‌گردد. به این ترتیب تا زمانی که مقدار پالس شمارش شده در هنگام حرکتی مورد نظر کمتر است، خروجی ایجاد شده و پای بیمار به حرکت خود ادامه می‌دهد و در غیر این صورت متوقف می‌گردد. خط نهم برنامه در شکل 20 قابل مشاهده است.

شکل 21 نمایانگر خط دهم برنامه است.

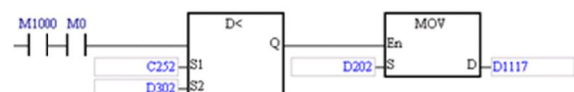
این خط از برنامه برای انجام تمرینات مقاومتی نوشته شده است تا با ایجاد بار منفی، مقدار وزن مورد نظر اعمال گردد. به معنای دیگر برنامه بگونه‌ای نوشته شده است تا بجای قرار دادن وزنه، موتور در جهت عکس بچرخد. مقدار بار اعمال شده با توجه به نیروی بیمار قابل افزایش و یا کاهش است. در این خط از برنامه M1 به عنوان یک رله کمکی است که در رابط انسان و ماشین قرار می‌گیرد و فیزیوتراپیست می‌تواند با استفاده از آن مقدار مورد نظر را وارد کند. سپس با استفاده از تابع MOV مقدار مکان حافظه



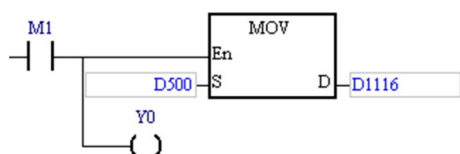
شکل 18 خط هفتم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 19 خط هشتم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 20 خط نهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 21 خط دهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

ادامه از تابع MOV برای انتقال مقدار مکان حافظه D1110 که از ورودی آنالوگ مربوطه وارد می‌شود، به مکان حافظه D100 استفاده شده است. مقدار مکان حافظه D1110 مربوط به حسگر نیروی استفاده شده می‌باشد. با توجه به اینکه مکان حافظه D1110 برای کنترل کننده تعریف شده است، این مقدار به صورت خودکار خوانده می‌شود. شکل 13 نمایانگر خط دوم برنامه است.

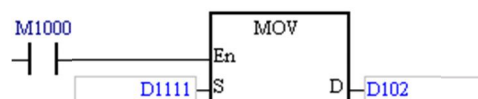
شکل 14 نمایانگر خط سوم برنامه است.

در این خط، از ورودی X2 به عنوان سوئیچ اضطراری برای مواقع خطر، ورودی X3 به عنوان استارت سیستم از طریق سوئیچ فشاری، ورودی M0 به عنوان استارت سیستم از طریق رابط انسان و ماشین، و خروجی M0 استفاده شده است. شکل 15 نمایانگر خط چهارم برنامه است.

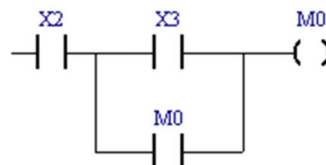
در ابتدا سیستم استارت شده و از تابع ADD برای انتقال مجموع دو مکان حافظه D100 و D110 به مکان حافظه D200 استفاده شده است. همانگونه که در خط اول برنامه مشاهده شد، مقدار مکان حافظه D100 از مکان حافظه D1110 که آن نیز مقدار خود را از حسگر نیرو دریافت می‌کند، گرفته می‌شود. از مکان حافظه D110 نیز برای تبدیل مقدار ولتاژ به دست آمده از طرف حسگر نیرو، به مقدار ولتاژ مورد نیاز سرو موتور استفاده می‌گردد. شکل 16 نیز نمایانگر خط پنجم برنامه است.

شکل 17 نمایانگر خط ششم برنامه است.

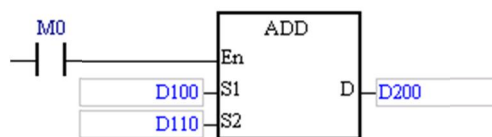
تابع DCNT یک شمارنده¹ است که از آن برای شمارش پالس‌های رمزگذار سرو موتور استفاده می‌گردد. در این تابع، مقدار پالس‌های شمارش



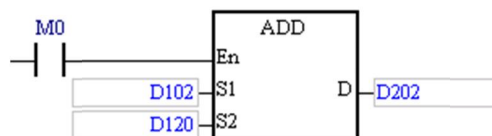
شکل 13 خط دوم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



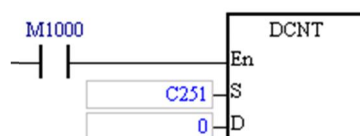
شکل 14 خط سوم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



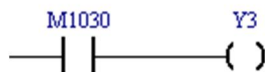
شکل 15 خط چهارم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 16 خط پنجم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 17 خط ششم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 26 خط پانزدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

3-6- مانیتورینگ ربات و اطمینان از صحت عملکرد برنامه کنترلر

از قابلیت‌های بسیار مهم نرم‌افزار اتومجن، امکان استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام در آن می‌باشد. این قابلیت، با توجه به استفاده از این زبان برنامه نویسی در برنامه نویسی کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی، از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است. در این بخش، پس از تعیین حرکات مورد نظر که بصورت دستی و خودکار انجام می‌شوند، تنظیمات لازم اعمال شده، برنامه‌های حالت دستی و خودکار نوشته شده و با اجرای آن‌ها از صحت عملکرد برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی اطمینان حاصل شده است. در ادامه هر دو برنامه نوشته شده برای حالت دستی و حالت خودکار تفسیر می‌گردند.

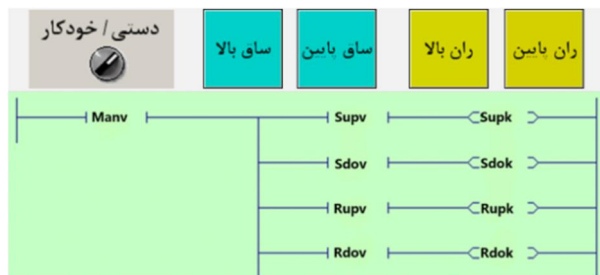
3-6-1- تفسیر برنامه حالت دستی

برنامه حالت دستی به همراه سوئیچ‌های مربوطه، در شکل 27 قابل مشاهده است. پس از اینکه سوئیچ چرخشی دو موقعیتی در حالت دستی قرار گرفت، با توجه به تنظیمات اعمال شده:

- با فشردن سوئیچ ساق بالا، ورودی Supv نیز تحریک شده، خروجی Supk نیز تحریک می‌گردد و ساق پا به سمت بالا حرکت می‌کند.
- با فشردن سوئیچ ساق پایین، ورودی Sdov نیز تحریک شده، خروجی Sdok نیز تحریک می‌گردد و ساق پا به سمت پایین حرکت می‌کند.
- با فشردن سوئیچ ران بالا، ورودی Rupv نیز تحریک شده، خروجی Rupk نیز تحریک می‌گردد و ران پا به سمت بالا حرکت می‌کند.
- با فشردن سوئیچ ران پایین، ورودی Rdov نیز تحریک شده، خروجی Rdok نیز تحریک می‌گردد و ران پا به سمت پایین حرکت می‌کند.

3-6-2- تفسیر برنامه حالت خودکار

برنامه نوشته شده برای حالت خودکار به همراه سوئیچ مربوطه و حرکت انجام شده، در شکل 28 قابل مشاهده است. پس از قرار گرفتن سوئیچ چرخشی دو موقعیتی در حالت خودکار، بعد از مکثی که توسط تایمر t1 ایجاد می‌شود، خروجی A1 که فرمان تحریک موتور اول در حالت خودکار است فعال گشته و در نتیجه با توجه به تنظیمات اعمال شده در قسمت‌های مربوطه، ساق پا به سمت بالا حرکت می‌کند. سپس بعد از اتمام زمان تایمر t2، خروجی A2 که فرمان تحریک موتور دوم در حالت خودکار است فعال می‌گردد، در نتیجه با توجه به تنظیمات اعمال شده، ران پا به سمت بالا حرکت می‌کند.



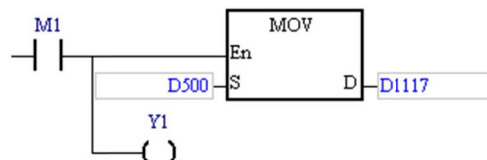
شکل 27 برنامه حالت دستی به همراه سوئیچ‌های مربوطه

D500 که مقدار نیروی تعریف شده از طرف فیزیوتراپست است، به مکان حافظه D1116 انتقال می‌یابد. مقدار مکان حافظه D1116 نیز مقدار گشتاور مورد نیاز سروو موتور بوده و وارد خروجی آنالوگ مربوطه می‌گردد. البته با توجه به استفاده از Y0 که برای عوض کردن جهت موتور به کار می‌رود، سروو موتور در جهت عکس می‌چرخد تا نیروی (وزن) مورد نظر به پای بیمار اعمال گردد. شکل 22 نیز نمایانگر خط یازدهم برنامه است.

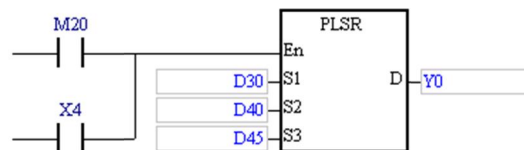
شکل 23 نمایانگر خط دوازدهم برنامه است.

در این خط از برنامه، ورودی M20 بعنوان یک رله کمکی در رابط انسان و ماشین قرار دارد که فیزیوتراپست می‌تواند توسط آن مقادیر مورد نظر را وارد کند. از طرفی این مقادیر را می‌توان توسط ورودی X4 نیز وارد نمود. با توجه به اینکه در کنترل موقعیت باید ایجاد پالس نمود و ولتاژی وجود ندارد و مکان‌های حافظه همه مربوط به مقادیر ولتاژ است، برای ایجاد پالس از تابع PLSR استفاده شده است. با استفاده از این تابع، مقادیر فرکانس پالس که در مکان حافظه D30، تعداد پالس که در مکان حافظه D40 و زمان شتاب مثبت و زمان شتاب منفی که در مکان حافظه D45 قرار می‌گیرد، وارد خروجی Y0 می‌گردد. امکان تعیین زمان شتاب مثبت و زمان شتاب منفی در این تابع، باعث می‌شود تا حرکت مورد نظر، بدون ایجاد حرکت ناگهانی انجام شود. شکل 24 نمایانگر خط سیزدهم برنامه است.

در خط قبل، هنگامی که فیزیوتراپست مقادیر مورد نظر را وارد می‌کند، باید اطمینان یابد که پای بیمار به موقعیتی که مد نظر داشته، رسیده است. این امر می‌تواند به طریقی مانند روشن شدن یک لامپ محقق گردد. برای این منظور از رله کمکی تعریف شده M1029 استفاده شده است. هنگامی که تابع PLSR در خط قبل به طور کامل اجرا شد، رله کمکی M1029 فعال می‌شود و در ادامه خروجی Y2 نیز فعال می‌گردد. می‌توان با استفاده از یک لامپ در قسمت خروجی، فیزیوتراپست را از قرار گرفتن پای بیمار در موقعیت مورد نظر آگاه نمود. شکل 25 نمایانگر خط چهاردهم و شکل 26 نمایانگر خط پانزدهم برنامه است.



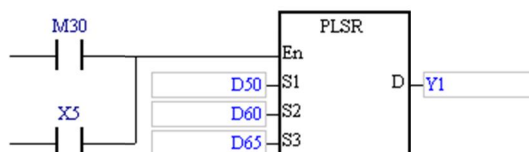
شکل 22 خط یازدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 23 خط دوازدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 24 خط سیزدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

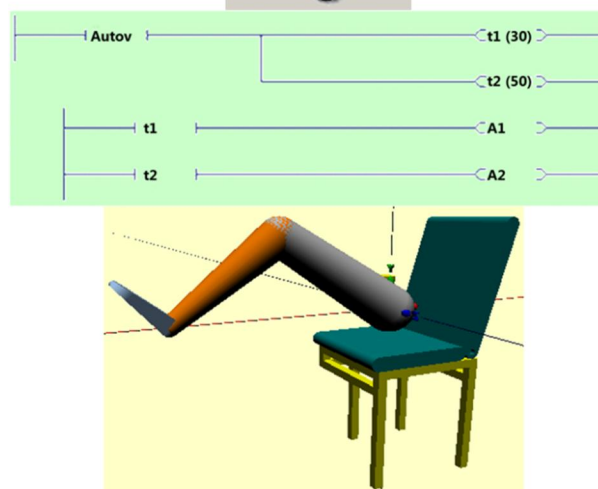


شکل 25 خط چهاردهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

8- مراجع

- [1] Definition of rehabilitation, Accessed 7 November 2013; <http://quaem.mums.ac.ir/index.php/component/content/article/43-persian-category/342-tavat.1392>. (In Persian)
- [2] S. Okada, T. Sakaki, R. Hirata, Y. Okajima, Y. Uchida, Y. Tomita, TEM: a therapeutic exercise machine for the lower extremities of spastic patient, *Advanced Robotics*, Vol. 14, No. 7, pp. 597–606, 2001.
- [3] D. Bradley, C. Acosta-Marquez, M. Hawley, S. Brownsell, P. Enderby, S. Mawson, NeXOS – the design, development, and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs, *Mechatronics*, Vol. 19, No. 2, pp. 247–257, 2009.
- [4] D. J. Reinkensmeyer, *Rehabilitators, Standard handbook of biomedical engineering and design*, New York: McGraw-Hill, 2003.
- [5] H. I. Krebs, An overview of rehabilitation robotic technologies, In *American spinal injury association symposium*, 2006.
- [6] Continuous passive motion, Accessed 21 Desember 2013; <http://www.arthroscopy.com/sp06001.htm>.
- [7] S. W. O'Driscoll, N. J. Giori, Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application, *J Rehabil Res Develop*, Vol. 37, No. 2, pp. 179–188, 2000.
- [8] P. S. Lum, S. L. Lehman, D. J. Reinkensmeyer, The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patient, *IEEE Trans Rehabil Eng*, Vol. 3, No. 2, pp. 166–173, 1995.
- [9] P. S. Lum, C. G. Burgar, H. F. M. Van Der Loos, The use of robotic device for post stroke movement therapy, In *Proceeding of the international conference on rehabilitation robotics*, pp. 79–82, 1997.
- [10] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, B. T. Volpe, Robot-aided Neurorehabilitation, *IEEE Trans Rehabil Eng*, Vol. 6, No. 1, pp. 75–87, 1998.
- [11] H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Ranekleiv, B. T. Volpe, and N. Hogan, Rehabilitation robotics: performance-based progressive robot-assisted therapy, *Auton Robot*, Vol. 15, No. 1, pp. 7–20, 2003.
- [12] R. Rao, S. K. Agrawal, J. P. Scholz, A robot test-bed for assistance and assessment in physical therapy, In *Proceeding of the international conference on rehabilitation robotics*, pp. 187–200, 1999.
- [13] A. Toth, G. Fazekas, G. Arz, M. Jurak, M. Horvath, Passive robotic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with Reharob: report of the first clinical test and the follow-up system improvement, In *Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 127–130, 2005.
- [14] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley, P. S. Lum, Development and pilot testing of Hexorr: hand exoskeleton rehabilitation robot, *J Neuroeng Rehabil*, Vol. 7, No. 36, 2010.
- [15] R. Riener, L. Lünenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, V. Dietz, Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, Vol. 13, No. 3, pp. 380–394, 2005.
- [16] M. Bernhardt, M. Frey, G. Colombo, R. Riener, Hybrid force-position control yields cooperative behavior of the rehabilitation robot Lokomat. In *Proceeding of the IEEE 9th international conference on rehabilitation robotics*, pp. 536–539, 2005.
- [17] S. K. Banala, S. K. Agrawal, J. P. Scholz, Active Leg EXoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. In *Proceedings of the IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics*, pp. 401–407, 2007.
- [18] A. Taherifar, M. R. Hadian, M. Mousavi, A. Rassaf, F. Ghiasi, Lokoiran- A novel robot for rehabilitation of spinal cord injury and stroke patients, In *Proceedings of RSI/ISM International Conference on Robotics and Mechatronics*, Tehran, Iran, 13-15 Feb, 2013.
- [19] K. Homma, O. Fukuda, Y. Nagata, Study of a wire-driven leg rehabilitation system. In *Proceedings of IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems*, Vol. 2, pp. 1451–1456, 2002.
- [20] V. Ding, M. Sivas, B. Weinberg, C. Mavroidis, and M. K. Holden, Nuvabot: northeastern university virtual ankle and balance trainer, *IEEE Haptics Symposium*, Waltham, Massachusetts, USA, 25-26 March, 2010.
- [21] S. Moughamir, J. Zaytoon, N. Manamanni, L. Afilal, A system approach for control development of lower limbs training machines, *Control Eng Pract*, Vol. 10, No. 3, pp. 287–299, 2002.
- [22] K. X. Khor, H. A. Rahman, S. K. Fu, L. S. Sim, C. F. Yeong, E. L. M. Su, A novel hybrid rehabilitation robot for upper and lower limbs rehabilitation training, *Procedia Computer Science*, Vol. 42, pp. 293–300, 2014.

دستی / خودکار



شکل 28 برنامه حالت خودکار به همراه سوئیچ مربوطه و حرکت انجام شده

7- نتیجه گیری

در این مقاله، از یک کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی برای کنترل یک ربات توانبخشی با دو درجه آزادی، به منظور توانبخشی اندام تحتانی استفاده شده است. استفاده از تحلیل و شبیه سازی دینامیکی، کمک قابل توجهی در برنامه نویسی و کنترل بهینه مکانیزم نموده است. با استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی، امکان انجام تمرینات غیرفعال، کمکی و مقاومتی فراهم شده است. برنامه نویسی به گونه ای انجام شده تا در تمرینات غیرفعال، امکان انجام حرکاتی آزاد در دامنه حرکتی مورد نظر، بدون ایجاد حرکات ناگهانی که ممکن است باعث آسیب دیدگی بیمار شود، انجام گردد. در تمرینات کمکی، این امکان فراهم شده است تا نیروی وارد شده از طرف ربات، متناسب با نیروی بیمار بصورت خودکار تنظیم گردد. این امر باعث می شود تا بیمار حتی الامکان با اتکا به توانایی خود، حرکات را انجام دهد که در روند بهبودی وی بسیار مؤثر است. در تمرینات مقاومتی که با ایجاد بار منفی مقدار نیروی (وزن) مورد نظر اعمال می گردد، این امکان فراهم شده است تا بتوان تمرینات متنوع مقاومتی را که انجام آن ها با دشواری هایی همراه است، به سهولت انجام داد. انجام عملیات ماینتورینگ ربات نیز باعث شده عملکرد آن بصورت همزمان تحت نظارت و کنترل قرار گیرد و از صحت عملکرد برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی اطمینان حاصل گردد. استفاده از تابع های مناسب در برنامه نویسی که با توجه به هدف مورد نظر (توانبخشی) انتخاب شده اند، علاوه بر اینکه منجر به امکان انجام طیف وسیعی از تمرینات توانبخشی با دقت قابل توجهی شده است، ایمنی بسیار بالایی را نیز برای بیمار فراهم آورده است. با استفاده از این سیستم می توان گام مؤثری برای درمان بیماران نیازمند برداشت.