مجله مهندسی مکانیک مدرس، تیر 1394، دوره 15، شماره 4، ص‌ص 58-66

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

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

محمدحسین کاردان[1]، محسن ایرانی رهقی[2*]

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکاترونیک، دانشگاه آزاد اسلامی، کاشان
2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه کاشان، کاشان
*کاشان، صندوق پستی 87317-51167، irani@kashanu.ac.ir

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

چکیده

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 به‌گونه‌ای 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، به‌گونه‌ای که می‌توان طیف وسیعی از تمرینات توانبخشی را انجام داد، می‌باشد.

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

Mohammadhossein Kardan[1], 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. 87317-51167Kashan, 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

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 بازیابی توانایی حرکتی خود، نیاز به توانبخشی دارند [2-4]. انجام تمرینات مورد استفاده در توانبخشی نظیر تمرینات غیرفعال، کمکی و مقاومتی با در نظر گرفتن شرایط این بیماران، در بازیابی 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 به‌کار گرفته می‌شود.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:
M. H. Kardan, M. Irani Rahagi, Robot-Borne PLC-Based Control System Used for Lower Limbs Rehabilitation, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 4, pp. 58-66, 2015 (In Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

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]:

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

ـ ربات‌ها کنترل بهتری روی نیروهای معرفی شده دارند؛

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

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

دستگاه‌های حرکت مداومِ 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 بازخورد[2] 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 فوری[3] از نیروهای ایجاد شده توسط وی در حین فرآیند توانبخشی، انجام داد.

در زمینه استفاده از ربات‌ها به‌منظور 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 مانوس[4] که به کمک ربات کار می‌کند پرداختند. این دستگاه برای بیمارانی که سکته مغزی کرده‌اند، امکان انجام تمریناتِ اندام فوقانی را در چند درجه آزادی فراهم می‌کند. این مطالعه تأثیر توانبخشی با ربات را نشان داده است. رائو و همکارانش [12]، سیستمی را برای توانبخشی فعال و غیرفعال اندام فوقانی، با استفاده از یک ربات به نام پوما 240[5] 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 مسیرِ 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 داده[6] اطلاعات مربوط به نیرو و موقعیت را ارائه می‌کند. این اطلاعات توسط حسگرهایی که در طول پروسه‌توانبخشی بر روی بیماران قرار می‌گیرد، تولید می‌شود. سپس ربات‌های صنعتی همان روش را با استفاده از این پایگاه داده تکرار می‌کنند. سچبوسکی و همکارانش [14]، سیستمی به نام HEXORR 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 لوکومات[7] [15] ربات توانبخشی تجاری موجود در بازار می‌باشد که در راه‌رفتن به بیمار کمک می‌کند. برنهارت و همکارانش [16] کنترل ترکیبی نیرو ـ موقعیت را برای لوکومات بکار بردند. دستگاه توانبخشی ALEX [17] جهت توانبخشی بیمارانی که در راه‌رفتن ناتوانند ایجاد شده است. لوکوایران[8] [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 راه‌رفتن 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 NUVABAT برای توانبخشی بیمارانی که از ناحیه مچ پا آسیب دیده‌اند و در حفظ تعادل دچار مشکل هستند، ایجاد کردند. موقمیرو و همکارانش، یک سیستم آموزشی به نام مولتی ایزو[9] 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 راه‌رفتن 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 دراین مقاله، کنترل یک ربات توانبخشی با دو درجه آزادی، با استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی[10]، به‌منظور انجام طیف وسیعی از تمرینات درمانی غیرفعال، کمکی و مقاومتی برای اندام تحتانی بیمارنی 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 حرکاتِ باز و بسته کردن مفصل زانو و باز و بسته کردن مفصل ران، تحلیل و شبیه‌سازی دینامیکی حرکات، در نرم‌افزار ویژوال نسترن[11] انجام گرفته است. سپس با درنظر گرفتن کنترل کننده منطقی قابل

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

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

برنامه ریزی برای کنترل عملکرد ربات، با استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام[1]، برنامه مورد نظر در نرم‌افزار آی اس پی سافت[2] که نرم‌افزار کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی دلتا[3] مدل دی وی پی 10 اس ایکس[4] می‌باشد، نوشته شده است و در پایان عملیات مانیتورینگ ربات توسط نرم‌افزار اتومجن[5] انجام گرفته است.

در ادامه، در بخش دوم به تشریح تمرینات توانبخشی مورد استفاده و مکانیزم مورد نیاز پرداخته می‌شود، 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 می‌شود، بخش پنجم مربوط به مانیتورینگ ربات می‌باشد، در بخش ششم به تحلیل نتایج پرداخته می‌شود و در نهایت، نتیجه‌گیری این مقاله در بخش هفتم منعکس می‌گردد.

2- تمرینات توانبخشی مورد استفاده و مکانیزم مورد نیاز

2-1- تمرینات توانبخشی مورد استفاده

تمرینات غیرفعال: این تمرینات معمولاً برای بیمارانی بکار می‌رود که قدرت عضلانی ندارند و بیمار قادر نیست بخش یا بخش‌هایی از بدن خود را حرکت دهد. این تمرینات توسط درمانگر و یا با استفاده از یک دستگاه ورزشی انجام می‌شود 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 می‌کند، می‌توان تمرینات فعال را آغاز نمود. این تمرینات توسط بیمار و با کمک یک نیروی خارجی انجام می‌شود. در این نوع تمرینات، در بخش‌هایی از حرکت در یک دامنه حرکتی که ضعف و ناتوانی وجود دارد به بیمار کمک می‌شود.

تمرینات مقاومتی: انقباض پویا و ایستا، در مقابل نیروی خارجی مقاومت می‌کند. اگر در حین انقباض عضله، مقاومت اعمال شود بعد از مدتی قدرت عضله افزایش می‌یابد. با انجام مداوم این تمرینات، علاوه بر افزایش قدرت عضله، تحمل و توان عضلانی نیز افزایش می‌یابد. بعنوان مثال این تمرینات می‌تواند 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 می‌شود. به‌منظور پاسخگویی به این نیازها، طراحی سیستم و سخت‌افزار مناسب برای کنترل ربات ایجاد می‌گردد. 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 وبسته 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.

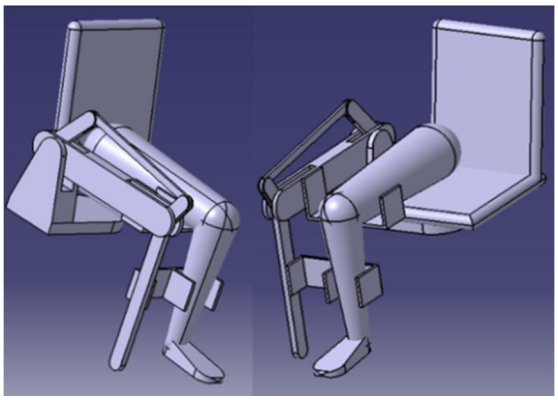
1- Ladder Diagram
2- ISPSoft
3- Delta
4- DVP-10SX
5- Automgen

3- تحلیل و شبیه سازی دینامیکی

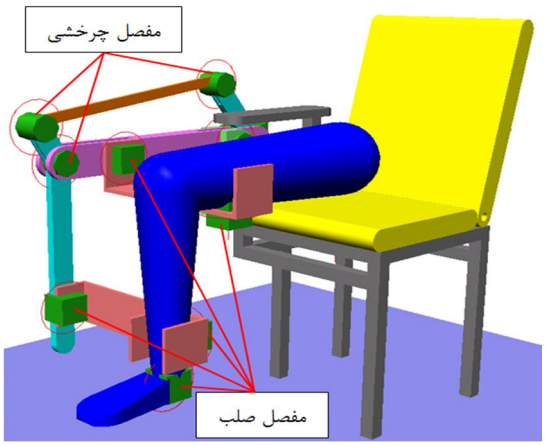
به کمک شبیه‌سازی کامپیوتری می‌توان عملکرد اجزای مکانیزم را مورد بررسی قرار داده، به رفع عیوب و نقسان‌های احتمالی آن پرداخت. برای انجام تحلیل و شبیه‌سازی دینامیکی حرکات، از نرم‌افزار ویژوال نسترن استفاده شده است. با توجه به نوع حرکات که شامل حرکت باز و بسته کردن مفصل زانو و حرکت باز و بسته کردن مفصل ران می‌باشند، از سه قید مفصل صلب[6]، مفصل چرخشی[7] و موتور چرخشی[8] استفاده شده است. کاربرد این قیدها را می‌توان در جدول 2 مشاهده نمود. شکل 2 نیز نمایشگر قیدهای مفصل صلب و مفصل چرخشی می‌باشد.

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 می‌دهند، در شکل 3 قابل مشاهده هستند. از نکات قابل توجه در اِعمال تنظیمات دو قید موتور، تنظیم گزینه مربوط به انتخاب نوع موتور بر روی گزینه اُرینتیشن[9] است تا حرکات بر اساس موقعیت انجام شود. همچنین در قسمت ویرایش تابع گزینه مربوط به نوع تابع، بر روی هارمونیک[10] تنظیم شده است. علت انتخاب این گزینه، در نظر گرفتن حرکتی هماهنگ و راحت برای بیمار است.



شکل 1 مکانیزم مورد نیاز



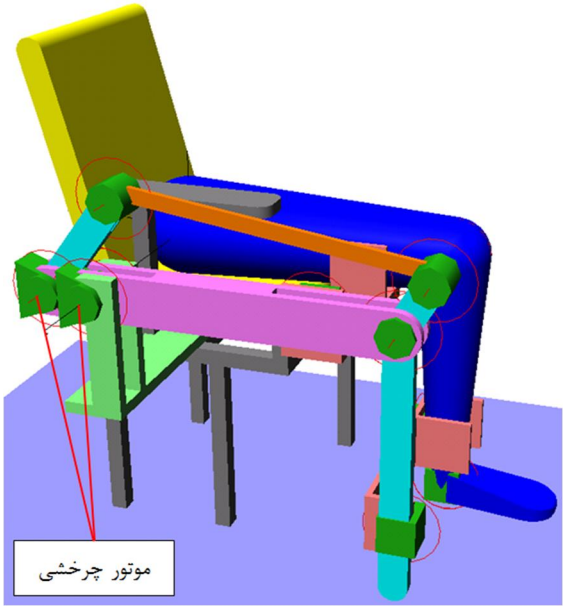
شکل 2 قیدهای مفصل صلب و مفصل چرخشی

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

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

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 می‌دهد. 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 می‌گیرد. 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 می‌کند و با باز شدن مفصل، به سمت پایین حرکت کرده و در جای خود قرار می‌گیرد.



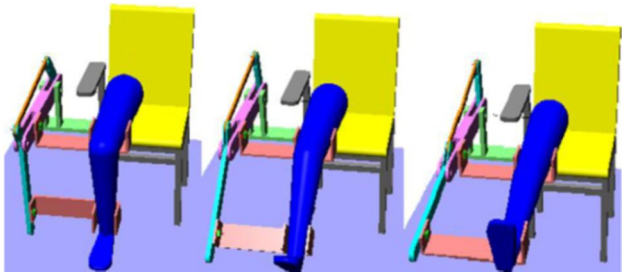
شکل 3 دو قید موتور چرخشی

جدول 1 دامنه حرکات

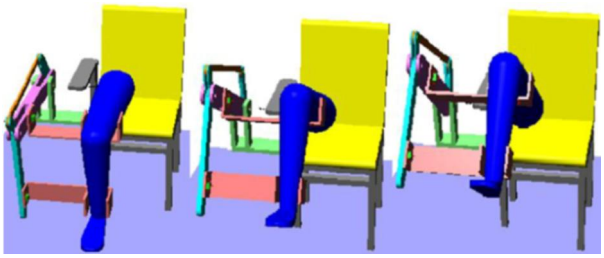
اندام	نوع حرکت	دامنه حرکتی
مفصل زانو	حرکت باز و بسته کردن	-45° / 85°
مفصل ران	حرکت باز و بسته کردن	0° / 45°

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



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. نرم‌افزار مربوط به این کنترل کننده، آی اس پی سافت نام دارد. برنامه مورد نظر با استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام در این نرم‌افزار 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 می‌باشد. 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 نیرو[1] بعنوان ورودی‌های آنالوگ در قسمت ورودی کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی استفاده می‌گردند. هر یک از حسگرها با توجه به فشاری که به آن وارد می‌شود، ولتاژی بین 0 تا 10 ولت ایجاد می‌کند. 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 می‌کند. در قسمت ورودی علاوه بر این دو حسگر نیرو، از سوئیچ‌های فشاری نیز باید برای کارهایی از قبیل روشن و خاموش کردن سیستم استفاده شود. از طرف دیگر دو سروو موتور[2] به عنوان خروجی‌های آنالوگ در قسمت خروجی کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی استفاده می‌گردند 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 می‌پذیرد.

4-1- کنترل موقعیت

اگر سروو موتورها در حالت کنترل موقعیت قرار گیرند باید در آن‌ها ایجاد پالس نمود. برای ایجاد پالس نیاز به یک تعداد پالس و یک فرکانس پالس می‌باشد. تعداد پالس، مقدار چرخش موتور را مشخص می‌کند و فرکانس پالس سرعت چرخش موتور را مشخص می‌نماید. بنابراین در این حالت سرعت و مقدار دوران مشخص می‌باشد.

4-2- کنترل گشتاور

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

1- Force Sensor
2- Servo Motor

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

حسگرهای نیرو کم بود، یعنی بیمار بهبود یافته و خود برای حرکت پا تلاش می‌کند، 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 رمزگذار[1] سروو موتور استفاده نمود. چون سروو موتور در حالت کنترل‌گشتاور قرار دارد و نمی‌توان 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 می‌شود در بالاترین و پایین‌ترین 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- تابع‌های مورد استفاده در برنامه نویسی

تابع‌هایی که در نوشتن برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی مورد استفاده قرار گرفته‌اند، در شکل 6 قابل مشاهده می‌باشند.

5- مانیتورینگ ربات

آنچه علاوه بر شبیه‌سازی یک سیستم بسیار ضروری است مبحث مانیتورینگ سیستم‌های خودکار است. یعنی باید بتوان عملکرد سیستم را بصورت همزمان تحت نظارت و کنترل قرار داد. لازمه‌ی این کار مدل‌سازی سخت افزارهای سیستم بطور کامل و برقراری ارتباط آن‌ها با واحد کنترل می‌باشد. برای مانیتورینگ ربات، از نرم‌افزار اتومجن که نرم‌افزاری قدرتمند در این زمینه می‌باشد 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 می‌باشد، ورودی و خروجی‌ها تعیین شده و در صفحهٔ کاری نمادها[2]، همانند جدول 3 معرفی گردیده‌اند.

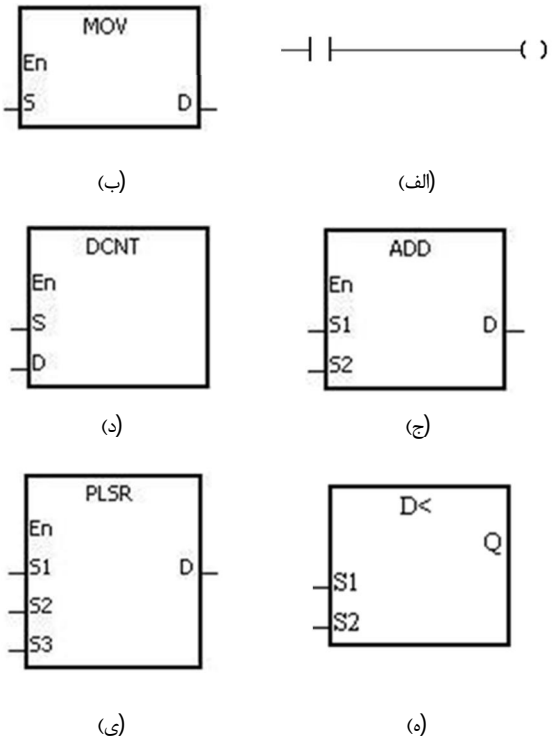
5-1- وارد کردن مکانیزم در صفحهٔ کاری سه بعدی

در این مرحله، مکانیزم مورد نظر برای نمایش حرکات در صفحه‌ی کاری سه‌بعدی وارد می‌شود. لازمه‌ی این کار گرفتن خروجی از تک تک اجزاء مکانیزم با پسوند اس تی پی[3] و وارد کردن آن‌ها در نرم‌افزار تری دی استودیو[4] و سپس خارج کردن آن‌ها با پسوند تری دی اس می‌باشد. مکانیزم ایجاد شده پس از اِعمال تنظیمات، در شکل 7 قابل مشاهده است.

5-2- ایجاد سوئیچ‌های مورد نیاز در صفحهٔ کاری دو بعدی

در صفحه‌ی کاری دو بعدی، سوئیچ‌های مورد نیاز برای انجام حرکات، ایجاد شده و تنظیمات مربوط به هر سوئیچ اِعمال شده است. چهار سوئیچ فشاری و یک سوئیچ چرخشی دو موقعیتی در این صفحه‌ی کاری ایجاد شده، که می‌توان آن‌ها را در شکل 8 مشاهده نمود. سوئیچ‌های ایجاد شده، در جدول 4 نیز معرفی گردیده‌اند.

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



شکل 6 تابع‌های مورد استفاده برای نوشتن برنامه. الف: نمونه‌ای از ورودی و خروجی‌ها، ب: تابع MOV ، ج: تابع ADD ، د: تابع DCNT ، ه: تابع D<، ی: تابع PLSR

جدول 3 ورودی و خروجی‌های معرفی شده در صفحه‌ی کاری نمادها

متغیر	نماد(*)	توضیح
*i*1	Supv	ورودی مربوط به بالا آوردن ساق‌پا
*i*2	Sdov	ورودی مربوط به پایین آوردن ساق‌پا
*i*3	Rupv	ورودی مربوط به بالا آوردن ران‌پا
*i*4	Rdov	ورودی مربوط به پایین آوردن ران‌پا
*o*1	Supk	خروجی مربوط به بالا آوردن ساق‌پا
*o*2	Sdok	خروجی مربوط به پایین آوردن ساق‌پا
*o*3	Rupk	خروجی مربوط به بالا آوردن ران‌پا
*o*4	Rdok	خروجی مربوط به پایین آوردن ران‌پا
*i*5	Manv	ورودی مربوط به حالت دستی
*i*6	Avtov	ورودی مربوط به حالت خودکار
*o*5	Mank	خروجی مربوط به حالت دستی
*o*6	Avtok	خروجی مربوط به حالت خودکار
*o*7	A1	فرمان تحریک موتور اول در حالت خودکار
*o*8	A2	فرمان تحریک موتور دوم در حالت خودکار

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

6- تحلیل نتایج

پس از تحلیل و شبیه‌سازی 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 برنامه‌ریزی اطمینان حاصل شده است. در ادامه نتایج حاصل از قسمت‌های مختلف تشریح می‌گردد.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

6-1- تحلیل و شبیه سازی

در این قسمت، پس از ایجاد قیدهای مربوطه (مفاصل و موتورها) و اِعمال 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.

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

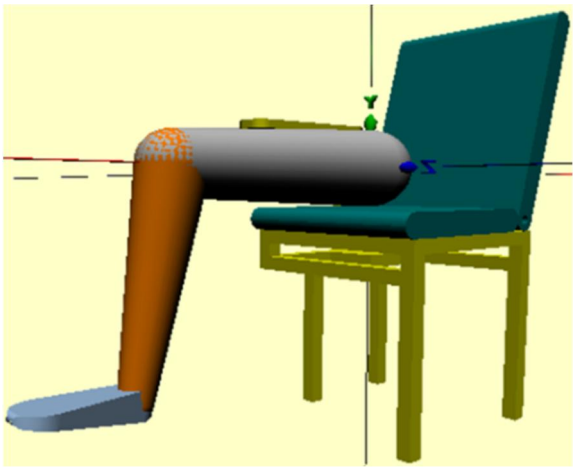
با استفاده از کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی که برنامه آن با استفاده از زبان برنامه نویسی لدر دیاگرام نوشته شده، کنترل عملکرد ربات صورت پذیرفته است. برنامه نویسی به‌گونه‌ای انجام شده تا فیزیوتراپیست بتواند علاوه بر اعمال دستورات از طریق سوئیچ‌های در نظر گرفته شده، از طریق رابط انسان و ماشین (HMI[1]) 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.

6-2-1- 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



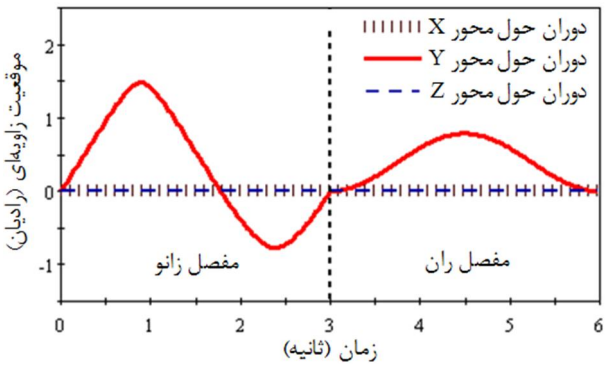
شکل 7 مکانیزم ایجاد شده پس از اِعمال تنظیمات در صفحه‌ی کاری سه بعدی

جدول 4 معرفی سوئیچ‌های مورد استفاده

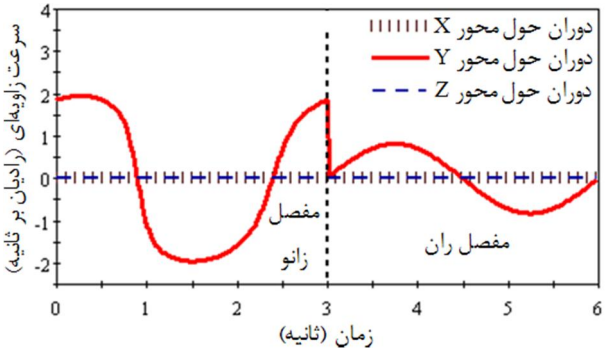
نام سوئیچ	مفهوم
سوئیچ فشاری ساق بالا	حرکت ساق پا به سمت بالا
سوئیچ فشاری ساق پایین	حرکت ساق پا به سمت پایین
سوئیچ فشاری ران بالا	حرکت ران پا به سمت بالا
سوئیچ فشاری ران پایین	حرکت ران پا به سمت پایین
سوئیچ چرخشی دو موقعیتی دستی/ خودکار	تعین نوع حرکت (دستی یا خودکار)

1- Human Machine Interface

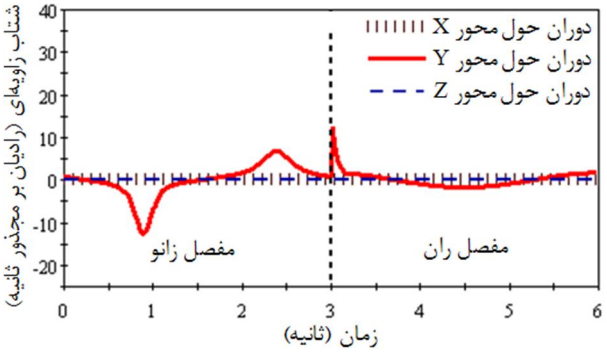
شکل 8 سوئیچ‌های ایجاد شده در صفحه‌ی کاری دو بعدی



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

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

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 به‌اینکه مکان حافظه D1110 برای کنترل کننده تعریف شده است، این مقدار به صورت خودکار خوانده می‌شود. شکل 13 نمایانگر خط دوم برنامه است.

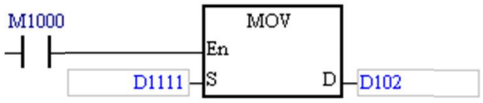
شکل 14 نمایانگر خط سوم برنامه است.

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.

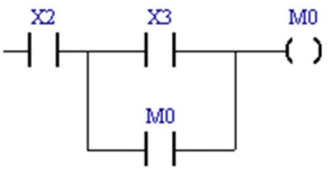
در ابتدا سیستم استارت شده و از تابع ADD برای انتقال مجموع دو مکان حافظه D100 و D110 به مکان حافظه D200 استفاده شده است. همانگونه که در خط اول برنامه مشاهده شد، مقدار مکان حافظه D100 از مکان حافظه D1110 که آن نیز مقدار خود را از حسگر نیرو دریافت می‌کند، گرفته می‌شود. از مکان حافظه D110 نیز برای تبدیل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

شکل 17 نمایانگر خط ششم برنامه است.

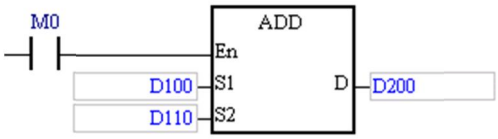
تابع DCNT یک شمارنده[1] است که از آن برای شمارش پالس‌های رمزگذار سروو موتور استفاده می‌گردد. در این تابع، مقدار پالس‌های شمارش



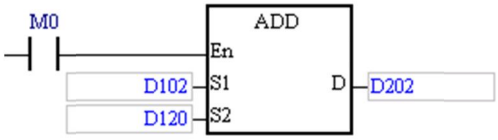
شکل 13 خط دوم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



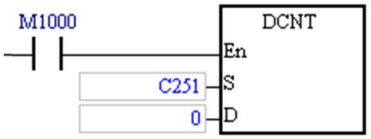
شکل 14 خط سوم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



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

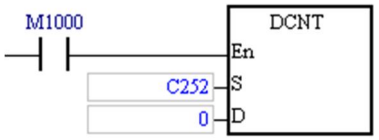
شده در مارکر C251 در D نمایش داده می‌شود. مقداری که توسط این تابع بدست می‌آید، برای عدم تجاوز پا از دامنه حرکتی تعیین شده، استفاده می‌گردد. برای تعیین این دامنه حرکتی، پای بیمار همانگونه که در جای خود قرار دارد، به کمک فیزیوتراپیست حرکت داده می‌شود و شمارنده نیز شروع به شمارش پالس‌های رمزگذار می‌کند.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

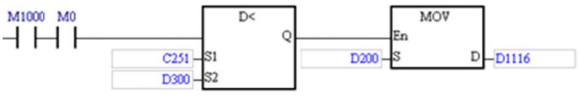
پس از استارت سیستم، توسط تابع مقایسه‌گر بررسی می‌گردد که اگر مقدار پالس رمزگذار که در مارکر C251 خوانده می‌شود، کمتر از مقدار پالس دامنه حرکتی تعیین شده که توسط شمارنده به‌دست آمد و در D300 قرار گرفته است باشد، آنگاه توسط تابع MOV مقدار مکان حافظه D200 که از خط چهارم برنامه به دست آمد، به مکان حافظه D1116 انتقال یابد. مقدارِ مکان حافظه D1116، مقدار گشتاور مورد نیاز سروو موتور بوده و وارد خروجی آنالوگ مربوطه می‌گردد. به این ترتیب تا زمانی که مقدار پالس شمارش شده در هنگام حرکت پا، از مقدار پالس شمارش شده در هنگام تعیین دامنه 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.

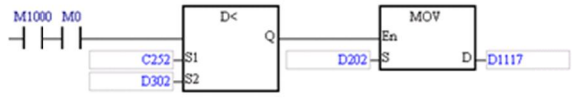
این خط از برنامه برای انجام تمرینات مقاومتی نوشته شده است تا با ایجاد بار منفی، مقدار وزن مورد نظر اعمال گردد. به معنای دیگر برنامه بگونه‌ای نوشته شده است تا بجای قرار دادن وزنه، موتور در جهت عکس بچرخد. مقدار بار اعمال شده با توجه به نیروی بیمار قابل افزایش و یا کاهش است. در این خط از برنامه M1 به عنوان 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



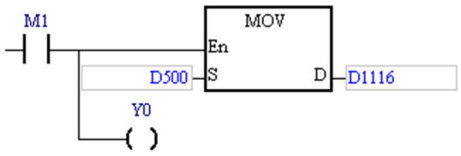
شکل 18 خط هفتم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



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

1- Counter

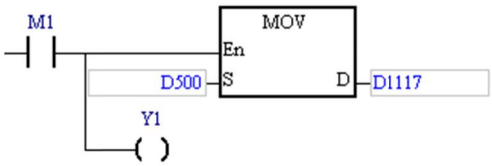
[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]

D500 که مقدار نیروی تعریف شده از طرف فیزیوتراپیست است، به مکان حافظه D1116 انتقال می‌یابد. مقدارِ 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 به‌کار 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.

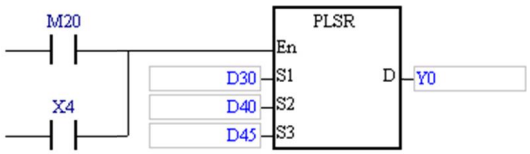
شکل 23 نمایانگر خط دوازدهم برنامه است.

در این خط از برنامه، ورودی M20 بعنوان یک رله کمکی در رابط انسان و ماشین قرار دارد که فیزیوتراپیست 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 خروجیY0 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، هنگامی‌که فیزیوتراپیست مقادیر مورد نظر را وارد می‌کند، باید اطمینان یابد که پای بیمار به موقعیتی که مَد نظر داشته، رسیده است. این امر می‌تواند به طریقی مانند روشن شدن یک لامپ محقّق 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، فیزیوتراپیست 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.

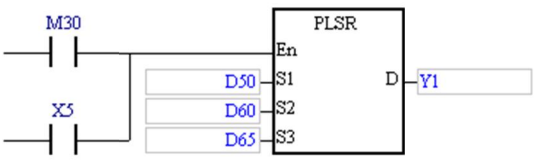


شکل 22 خط یازدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

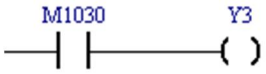


شکل 23 خط دوازدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

شکل 24 خط سیزدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 25 خط چهاردهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی



شکل 26 خط پانزدهم برنامه کنترل کننده منطقی قابل برنامه ریزی

6-3- 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 اِعمال 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.

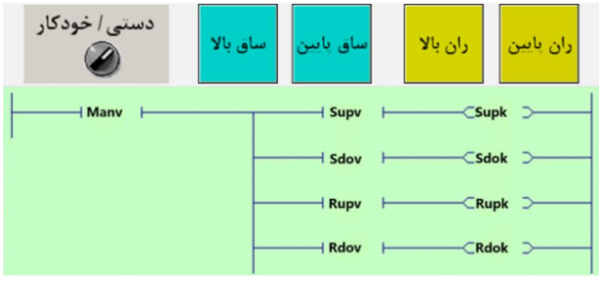
6-3-1- تفسیر برنامه حالت دستی

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 اِعمال 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.

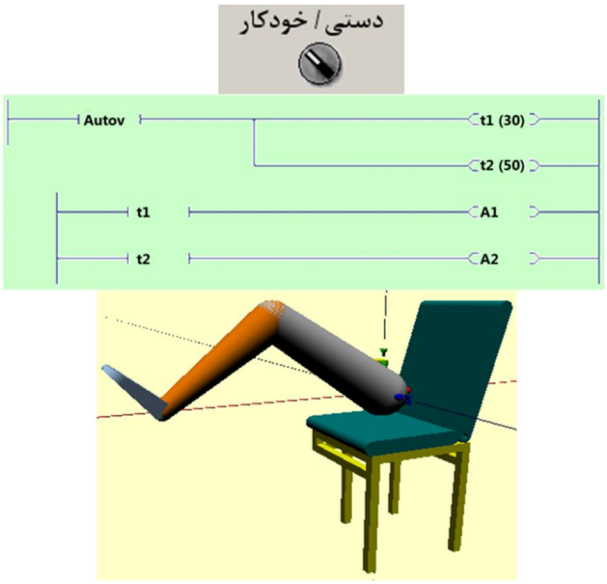
6-3-2- تفسیر برنامه حالت خودکار

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، خروجیA1 که فرمان تحریک موتور اول در حالت خودکار است فعال گشته و در نتیجه با توجه به تنظیمات اِعمال 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 اِعمال شده، ران پا به سمت بالا حرکت می‌کند.



شکل 27 برنامه حالت دستی به همراه سوئیچ‌های مربوطه

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]



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 به‌گونه‌ای 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 می‌شود 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 می‌گردد، این امکان فراهم شده است تا بتوان تمرینات متنوع مقاومتی را که انجام آن‌ها با دشواری‌هایی همراه است، به سهولت انجام داد. انجام عملیات مانیتورینگ 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 تابع‌های مناسب در برنامه نویسی که با توجه به هدف مورد نظر (توانبخشی) انتخاب شده‌اند، 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 می‌توان گام مؤثری برای درمان بیماران نیازمند برداشت.

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, S. 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 motiond, Accessed 21 Desembr 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. Rannekleiv, 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. Sivak, B. Weinberg, C. Mavroidis, and M. K. Holden, Nuvabat: 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.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-19]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.4.32.4]