



Design, Modeling, and Optimal Position Control of a New Wrist Rehabilitation Robot Using the Stewart Platform

H. Tourajizadeh^{1*}, O. Gholami², Z. Mehrvarz¹, H. Bagherloo¹

¹Department of Mechanical Engineering, Kharazmi University, Tehran, Iran

²Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran

ABSTRACT: In this paper, a new application of the Stewart platform is developed for rehabilitation utilities. Stewart robot has a good workspace and load capacity similar to other parallel robots. Here the Stewart model is modified in order to be employed as a wrist rehabilitation robot. Both the direct and inverse kinematics of the robot is extracted using the Jacobian matrix. Afterward, the related dynamic model of the proposed robot is developed using the virtual work method. In order to keep the wrist of the patient within the desired path of rehabilitation, a nonlinear position control is designed and implemented using Computed Torque Method. In order to move the patient's wrist along a safe path, an optimal path is extracted through which, the least amount of acceleration and consequently interaction force will be implemented on the patient's wrist and this path is controlled using Computed Torque Method. With the aid of conducting some analytic simulations in MATLAB the applicability of the proposed robot for wrist rehabilitation is demonstrated. The verification of the model is performed by comparing the results with previous articles while the efficiency of the implemented controller is proved by comparing the actual path with the desired one in presence of disturbance. It is shown that with the aid of the proposed robot and controller, the wrist rehabilitation process of a patient can be successfully accomplished.

Review History:

Received: Jul. 30, 2022

Revised: Nov. 27, 2022

Accepted: Jan. 30, 2023

Available Online: Mar. 01, 2023

Keywords:

Rehabilitation robot

Stewart parallel robot

Virtual work

Kinematics

Dynamics

Computed torque method controller

Optimal path.

1- Introduction

A rehabilitation robot is a robot used by a patient which can help the person for improving their special limb movements, and maneuvers, as well as increase the strength and resistance of the muscles. There are classic rehabilitation robots that have been developed in the past years with extensive clinical testing. Among them, we can mention the basic designs: MIT-MANUS [1] and ARM [2]. Next, the Bi-Manu-Track robot was made in Germany and had only two degrees of freedom (DOFs) [3]. Martinez et al. [4] used a three-DOFs robot to rehabilitate stroke patients. All the mentioned robots, despite the significant improvements, do not have any forced interaction with the patient's hand.

In this research, an application for the Stewart robot (wrist rehabilitation robot) is introduced. In the upcoming article, firstly, the modeling of the robot is presented. After that, a controller for the mentioned robot is designed using the calculated torque method. Next, in order to implement a safe rehabilitation for patients' wrists, an optimal path for changing the angle of the wrist has been extracted, in which the minimum acceleration and impact are applied to the wrist, and lead to the rehabilitation of the wrist with the minimum possible damage. Then, in the simulation section, the results are presented.

2- Modeling the Proposed Robot

The proposed robot for wrist rehabilitation is a horizontal Stewart platform as follows:

The kinetic of this robot can be represented as the following dynamic model:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = H(q)F \quad (1)$$

where q is the generalized coordinate vector, M is the inertia matrix, C is the Coriolis matrix, G is the gravity vector, F is the force vector of the actuators and H is the Jacobian matrix of the robot. Now it is possible to locate the hand of the patient like the following figure and move it according to the above-mentioned formulas:

3- Control and Path Planning

In order to achieve the optimal path from the point of view of acceleration and jerk by which the least amount of impulse would be implemented on the damaged wrist of the patient it is required to employ a polynomial with optimum gains. Here a polynomial of order 5 is required to satisfy the initial conditions:

*Corresponding author's email: Tourajizadeh@khu.ac.ir



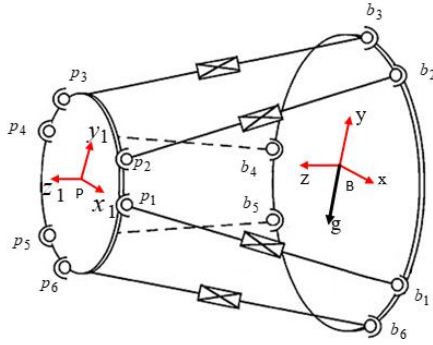


Fig. 1. Stewart robot schematic used in modeling

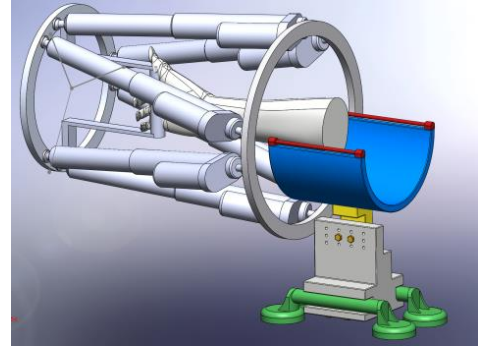


Fig. 2. The schematic of the rehabilitation robot

$$\begin{aligned}
 x &= x_0 + \dot{x}_0 t + \frac{\ddot{x}_0}{2} t^2 + \\
 &\frac{20(x_f - x_0) - 4(2\dot{x}_f + 3\dot{x}_0)t_f + 3(\ddot{x}_f - \ddot{x}_0)t_f^2}{2t_f^3} \\
 &+ \frac{-30(x_f - x_0) + 2(7\dot{x}_f + 8\dot{x}_0)t_f - (2\ddot{x}_f - 3\ddot{x}_0)t_f^2}{2t_f^4} t^4 + \\
 &\frac{12(x_f - x_0) - 6(\dot{x}_f + \dot{x}_0)t_f + (\ddot{x}_f - \ddot{x}_0)t_f^2}{2t_f^5} t^5
 \end{aligned} \tag{2}$$

Employing the gradient method, the optimum values of the gains can be extracted as follow:

$$\begin{aligned}
 \theta(t) &= -\frac{\pi}{4} + 0.08386658583t^3 - 0.02058427240t^4 + \\
 &0.001758106753t^5 - 0.00005061757867t^6
 \end{aligned} \tag{3}$$

In order to keep the wrist within the above-extracted path in the presence of patient disturbances, Computed Torque Method is employed by which the required jacks' force should be implemented according to the following rule:

$$\begin{aligned}
 U_{CTM} &= M(\ddot{q}_d + U_{PD}) + C\dot{q}_d + G \\
 U_{PD} &= K_p e + K_D \dot{e}, \quad e = q_d - \dot{q}_a
 \end{aligned} \tag{4}$$

where the subscripts a and d represent the desired and actual components, respectively, U_{CTM} is the applied input load, and K_p and K_d are controller coefficients. The schematic view of the proposed controller for the robot can be shown as the following flowchart:

4- Results and Discussion

In order to check the optimality of the chosen path for wrist rehabilitation, the results of the extracted optimal path are compared with the results of a desired path. The forces required by the actuators to produce these two paths are as follows:

It can be seen that the selected optimal path requires 33% less force for its jacks, which in addition to creating a safer

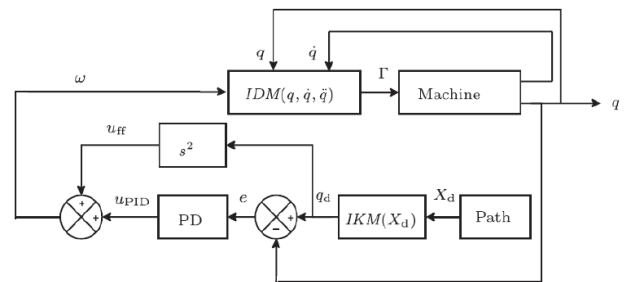


Fig. 3. CTM controller schematic in joint workspace [5]

movement for the patient's wrist, also leads to energy savings. Next, for the interaction force between the patient's wrist and the robot during the movement, we have:

As can be seen from Fig. 4, the use of the proposed rehabilitation robot for the movement of the optimal path extracted with the Computed Torque Method (CTM) controller applies about 47% less force impact to the patient's hand.

5- Conclusions

Stewart robot is employed in this article as a novel rehabilitation robot for the wrist. To investigate the correctness of modeling, its related results are compared with previous studies and it was seen that the maximum error is about 5%. A CTM controller was designed and implemented on the system through which any desired path proposed by physicians can be tracked. It was seen that, in the presence of disturbance, the error of wrist tracking can be reduced from 10% to 1% during 2 seconds with the aid of the proposed CTM controller. Also considering the fact that for efficient rehabilitation, the trajectory of the wrist movement is significant, an optimal path was extracted for which the acceleration and consequently its related impulse is minimum during the wrist movement. It was shown that the extracted optimal path reduces the maximum acceleration by up to 48% and its related forces by up to 47% which is extremely useful for patient treatment. Thus it can be concluded that the

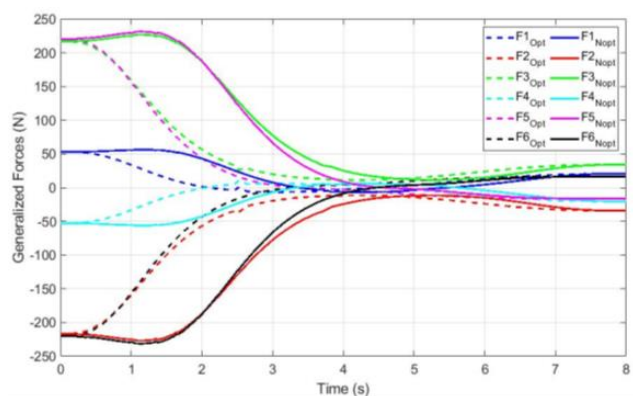


Fig. 4. Comparison between jacks power for these two paths

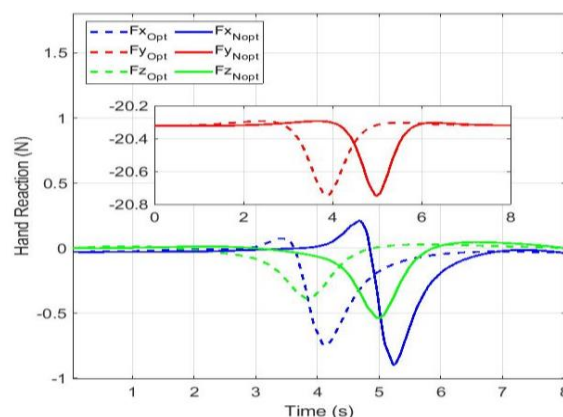



Fig. 5. Comparison of interactive force between the patient's wrist and the robot

proposed robot with the aid of the designed optimal controller can result in proper rehabilitation for the wrist of human during his physiotherapy period.

References

- [1] H.I. Krebs, N. Hogan, M.L. Aisen, B.T. Volpe, Robot-aided neurorehabilitation, IEEE transactions on rehabilitation engineering, 6(1) (1998) 75-87.
- [2] L.E. Kahn, M.L. Zygman, W.Z. Rymer, D.J. Reinkensmeyer, Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study, Journal of neuroengineering and rehabilitation, 3(1) (2006) 1-13.
- [3] P.S. Lum, D.J. Reinkensmeyer, S.L. Lehman, Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1(3) (1993) 185-191.
- [4] J.A. Martinez, P. Ng, S. Lu, M.S. Campagna, O. Celik, Design of wrist gimbal: A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation, in: 2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR), IEEE, 2013, pp. 1-6.
- [5] F. Paccot, N. Andreff, P. Martinet, A review on the dynamic control of parallel kinematic machines: Theory and experiments, The International Journal of Robotics Research, 28(3) (2009) 395-416.

<p>HOW TO CITE THIS ARTICLE <i>H. Tourajzadeh, O. Gholami, Z. Mehrvarz, H. Bagherloo, Design, Modeling, and Optimal Position Control of a New Wrist Rehabilitation Robot Using the Stewart Platform, Amirkabir J. Mech Eng., 54(12) (2023) 547-550.</i> DOI: 10.22060/mej.2023.21644.7483</p>	
---	---



طراحی، مدلسازی و کنترل مسیر بهینه‌ی ربات توانبخشی مچ دست بر پایه پلتفرم استوارت

حامی تورجی زاده^{*}، اویس غلامی^۱، زهرا مهرورز^۲، حسین باقرلو^۱

۱- دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۱/۰۵/۰۸
بازنگری: ۱۴۰۱/۰۹/۰۶
پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۱۰
ارائه آنلاین: ۱۴۰۱/۱۲/۱۰

کلمات کلیدی:

ربات توانبخشی
ربات موازی استوارت
کارمجازی
کنترلر گشتاور محاسبه شده
مسیر بهینه

خلاصه: در این پژوهش، یک کاربرد جدید از ساختار موازی استوارت برای توانبخشی مچ دست توسعه داده شده است. ربات استوارت مانند سایر ربات‌های موازی فضای کاری و قابلیت حمل بار مناسبی دارد. لذا در این مقاله مدل ربات به منظور استفاده در توانبخشی مچ دست در نظر گرفته شده است. مدل‌سازی کامل ربات، شامل محاسبه سینماتیک مستقیم و معکوس انجام شد؛ در هر دو حالت سینماتیک مستقیم و معکوس، از ماتریس ژاکوبین برای محاسبه‌ی سرعت‌های ربات استفاده شده است. پس از آن، معادلات دینامیکی ربات با استفاده از روش کار مجازی استخراج شد. در ادامه، به منظور حفظ مچ بیمار بر روی مسیر صحیح توانبخشی، با استفاده از دینامیک معکوس ربات، یک کنترلر گشتاور محاسبه شده طراحی شد. برای انجام ایمن توانبخشی مچ دست یک مسیر بهینه استخراج شده تا کمترین ضربه را به مچ بیمار اعمال کند و این مسیر توسط کنترلر طراحی شده محقق گردیده است. به کمک شبیه‌سازی در نرم افزار متلب کارایی ربات طراحی شده نشان داده شده است. صحنه سنجی مدل توسط مقایسه با داده‌های موجود در مقالات معتبر علمی صورت پذیرفته و کارایی کنترلر از مقایسه مختصه‌های تممیم یافته واقعی و مورد انتظار، اثبات شده است. طی مدلسازی و شبیه‌سازی‌های صورت گرفته شده مشخص شد که این ربات با مدل و کنترلر طراحی شده‌ی آن برای استفاده به منظور توانبخشی اتوماتیک مناسب و ارجح می‌باشد.

۱- مقدمه

عملیات توانبخشی به مجموعه کارهایی گفته می‌شود که در طول عملیات درمان فرد بیمار، به وی در رفع ناتوانی خاصی کمک کرده و موجب درمان وی می‌گردد. این عملیات از یک مجموعه کارهای فیزیکی تشکیل شده است. این کارهای فیزیکی می‌توانند به کمک یک ربات انجام گردند. به ربات‌های دخیل در این امر، ربات توانبخشی گفته می‌شود.

به طور کلی، می‌توان گفت که: ربات توانبخشی شکل ۱، رباتی است که به وسیله‌ی یک انسان استفاده شده و ضمن ایجاد یک پوشش محافظ برای بدن فرد می‌تواند با افزایش قدرت و مقاومت عضلات، فرد را در حرکت‌ها، مانورها و همچنین حمل و جابجایی بارها کمک نماید. همچنین می‌توان گفت که سیستم‌هایی از نوع ربات‌های توانبخشی، نوعی سیستم انسان - ماشین هستند که توسط انسان مدیریت و کنترل می‌شوند [۱ و ۲].

در این پژوهش، یک کاربرد جدید از ساختار موازی استوارت برای توانبخشی مچ دست توسعه داده شده است. مکانیزم استوارت [۴] یک ربات

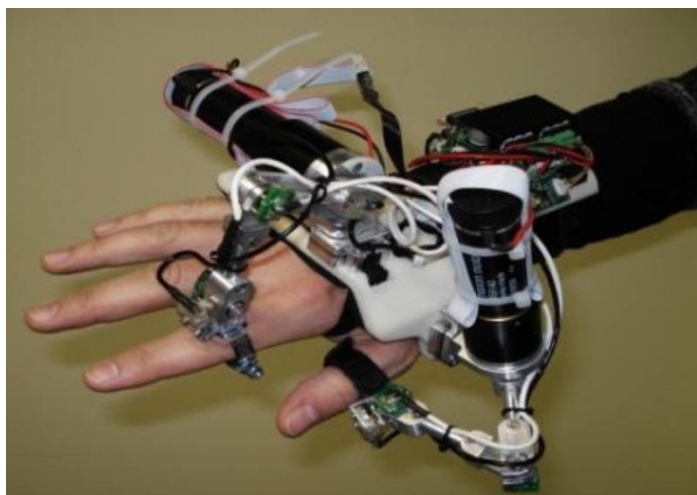
موازی شامل دو جسم صلب است. یک سکوی متحرک و یک بستر پایه که موقعیت و جهت بستر پایه ثابت بوده و موقعیت و جهت سکوی متحرک با تغییر طول بازوها تغییر می‌کند. این دو جسم با شش بازو به یکدیگر متصل هستند که این اتصالات می‌توانند مفصل کروی یا چندجانبه باشند. به صورت کلی برای یک مجموعه طول داده شده برای بازوها، موقعیت و جهت سکوی متحرک قابل تعیین است. مکانیزم استوارت، به دلیل ویژگی‌های منحصر به فرد خود، کاربردهای بسیار متنوعی در صنعت پیدا کرده است. از جمله این مزایا، می‌توان به موارد زیر اشاره کرد [۵]. زیاد بودن نسبت بار به جرم مکانیزم، حذف هرگونه نقطه قفل در فضای کاری، استحکام بالا در برابر بارهای خارجی، کاهش هزینه نگهداری و تعمیرات، دستیابی به دقت‌های بالا، عدم نیاز به حلقه لغزنده^۱ و کابل کشی پیچیده. بر همین اساس پیشینه پژوهشی مختصری از مکانیزم یاد شده آورده می‌شود؛ لی و شاه [۶] نوعی مکانیزم استوارت از نوع سه درجه آزادی با طول لینک‌های متغیر را بررسی کردند. این مکانیزم، در مواردی نظیر سه پایه‌های دوربین، کاربرد دارد. آن‌ها،

1 Slip-ring

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: Tourajzadeh@khu.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس <https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode> دیدن فرمایید.





شکل ۱. نوعی از ربات‌های توانبخشی انگشتان دست [۳]

Fig. 1. A rehabilitation robot that used for finger [3]

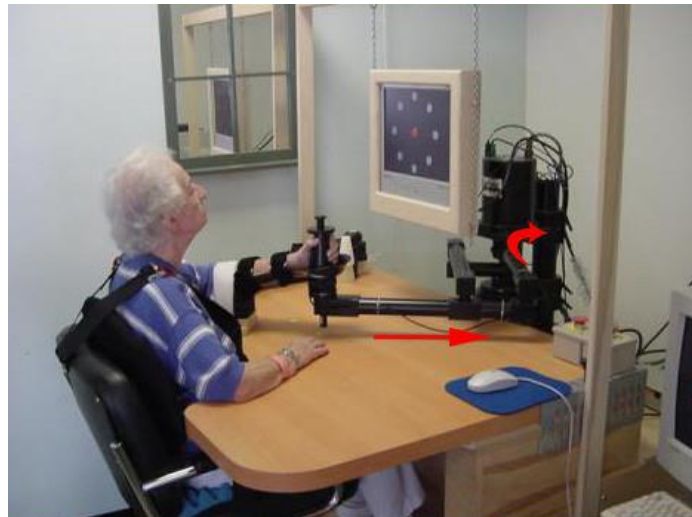
مانوس^۱ [۹]، آرم^۲ [۱۰] و مایم^۳ [۱۱] اشاره کرد. اولین منیپولاتور درمانی مبتنی بر ربات ام آی تی-مانوس است؛ که توسط کربس و هوگان [۹] در ام آی تی ساخته شد. این منیپولاتور دارای سه قسمت است: ماژول مسطح، ماژول مچ دست و ماژول دستی. ماژول مچ دست دارای سه درجه آزادی است که به بیمار کمک می‌کند تا از طریق بازو و مفصل مچ دست حرکت کند. قسمت دستی می‌تواند در برخی از تمرینات به دست کمک کند. رابط نرم‌افزاری پیاده‌سازی شده می‌تواند کل مراحل آموزش را در طول درمان به بیمار نشان دهد. بسیاری از تحقیقات بالینی بر اساس این ربات انجام شده و به نتایج خوبی رسیده است. گروه تحت درمان، با استفاده از ربات توانبخشی، توانایی حرکتی بیشتری را نسبت به گروه کنترل به دست آوردند. در ضمن این روند درمانی، هیچ گونه اثر جانبی در بیمار مشاهده نشد.

همان‌طور که مشخص است، ربات یاد شده هیچ تعامل نیرویی‌ای با دست بیمار ندارد؛ بدین معنا که کمکی برای به حرکت درآوردن مجری نهایی به دست بیمار نمی‌کند و صرفاً نیروی دست بیمار را دریافت خواهد کرد. همچنین، هیچ فشاری بر دست بیمار وارد نمی‌کند تا باعث قوی شدن عضلات آن گردد.

معادلات سینماتیک ربات را در مسیرهای مستقیم و معکوس استخراج کردند. سپس، معادلات دینامیک آن را، در فضای مفاصل و در مسیر معکوس، به روش لاگرانژ، بررسی و استخراج نمودند. از کاستی‌های این نوشتار، عدم بررسی دینامیک مستقیم است. پس از آن‌ها، ژنگ و همکاران [۷] نوعی مکانیزم استوارت، از نوع شش درجه آزادی، و طول لینک‌های متغیر را بررسی کردند. آن‌ها، معادلات دینامیک مکانیزم یاد شده را، با در نظر گرفتن شش مختصه تعمیم یافته و مستقل، به کمک معادلات لاگرانژ، استخراج کردند. آن‌ها همچنین، سینماتیک مستقیم ربات یاد شده را، مدل‌سازی کرده و در یک وضعیت طولی از لینک‌ها، تمام پاسخ‌های ممکن را، برای جابجایی ساختار، یافتند. از کاستی‌های این نوشتار، می‌توان عدم بررسی سینماتیک معکوس مکانیزم را نام برد. نهایتاً، تی‌سای [۸] در سال ۲۰۰۰ به مدل‌سازی دینامیک معکوس ربات استوارت از طریق اصل کارمجازی مبادرت کرد. وی به جای استفاده از سرعت‌های هر جزء به تنهایی، از ماتریس ژاکوبین در مدل‌سازی استفاده نمود که موجب کاسته شدن از میزان پیچیدگی معادلات گردید. از کاستی‌های کار وی می‌توان به عدم مدل‌سازی و محاسبه دینامیک مستقیم اشاره نمود.

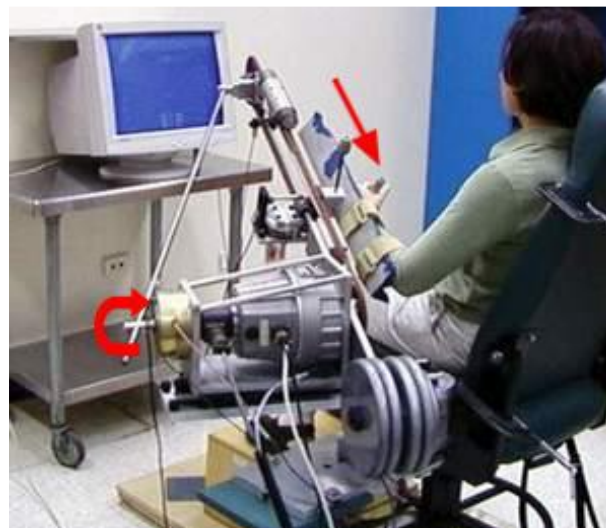
ربات‌های توانبخشی کلاسیکی وجود دارد که در سالیان گذشته با آزمایش بالینی گسترده ساخته شده‌اند. از جمله آنان می‌توان به: ام آی تی

1 MIT-MANUS
2 ARM
3 MIME



شکل ۲. ربات توانبخشی ام آی تی مانوس [۹]

Fig. 2. MIT-MANUS rehabilitation robot [9]



شکل ۳. نمایی از ربات راهنمای توانبخشی [۱۰]

Fig. 3. ARM Guide robot [10]

دیوید در سال ۲۰۰۰ یک ربات درمانی به نام راهنمای توانبخشی و اندازه‌گیری^۱ ایجاد کرد [۱۰]. یک دست بیمار روی آتل ثابت بود و موتور آن را روی خط مستقیم حرکت می‌کند. هر دو زاویه اوج و شیب را می‌توان تنظیم کرد. بعد از آموزش، دامنه حرکت بیمار تا حدودی افزایش می‌یابد. همچنین، حداکثر سرعت حرکت دست بیمار بهبود یافته و توانایی کنترل موتور در کل افزایش یافته است. همان‌طور که مشخص است، این ربات نیز مانند مورد پیشین هیچ تعامل نیرویی‌ای با دست بیمار ندارد. همچنین، این ربات صرفاً دو درجه آزادی را تأمین می‌کند، درحالی که درجات آزادی مچ دست بیش از این است. در همان سال، دانشگاه استنفورد یک ربات درمانی به نام سیستم مایم

دیوید در سال ۲۰۰۰ یک ربات درمانی به نام راهنمای توانبخشی و اندازه‌گیری^۱ ایجاد کرد [۱۰]. یک دست بیمار روی آتل ثابت بود و موتور آن را روی خط مستقیم حرکت می‌کند. هر دو زاویه اوج و شیب را می‌توان تنظیم کرد. بعد از آموزش، دامنه حرکت بیمار تا حدودی افزایش می‌یابد. همچنین، حداکثر سرعت حرکت دست بیمار بهبود یافته و توانایی کنترل



شکل ۴. نمایی از ربات مایم [۱۱]

Fig. 4. MIME robot [11]



شکل ۵. ربات بی-مانو-ترک [۱۲]

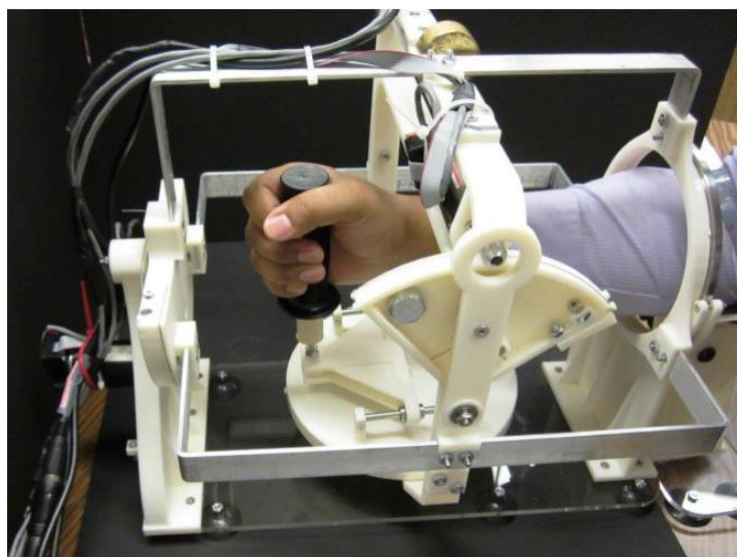
Fig. 5. Bi-Manu-Track robot [12]

اجازه می‌دهد تا به طور فعال به سمت یک هدف حرکت کند، در حالی که سیستم می‌تواند از انحراف مسیر بیمار جلوگیری کند. حالت تصویر آینه هنگامی مفید است که ناهنجاری بازوی بیماران نامتقارن باشد. با وجود پیشرفت‌های قابل توجه در مورد این ربات، این ربات تعامل نیرویی مطلوبی با دست بیمار ندارد؛ بدین معنا که از بیمار نمی‌خواهد نیروی معینی را به مجری نهایی وارد کند؛ سنجش و تعامل نیروی به کار رفته در این ربات صرفاً مانند یک تابع اشباع عمل کرده و نیروی اضافی را دفع می‌کند.

¹ را راه‌اندازی کرد [۱۱]. این سیستم بر اساس ربات پوما ۵۶۰ برای کمک به بازوی بیمار طراحی شد. یک بازوی بیمار به آتل متصل می‌شود و اگر نیرو خیلی زیاد باشد یک رابط وجود دارد که از سیستم جدا می‌شود. به لطف شش درجه آزادی ربات پوما، مایم حرکتی بیشتر از ام آی تی-مانوس را ارائه می‌دهد. در طول درمان می‌توان از چهار حالت کنترل استفاده کرد: حالت کمک فعال، حالت غیرفعال، حالت محدود و حالت آینه. که در آن، ابتکاری‌ترین موارد، دو حالت آخر بود. در حالت نیمه فعال، ربات به بیمار

1 Mirror Image Movement Enhancer

2 Puma



شکل ۶. ربات توانبخشی اسکلت خارجی [۱۳]

Fig. 6. Exoskeleton rehabilitation robot [13]

بالا و در نتیجه دقت بالا می‌باشد و برای کار پزشکی که نیاز به دقت بالا دارد مناسب است. ثانیاً با توجه به اینکه برای توانبخشی مچ دست بیشتر به دامنه‌ی حرکتی دورانی نیاز است، سیستم استوارت این دامنه حرکتی دورانی را با دقت بالا تأمین می‌کند. ثالثاً با توجه به اینکه تعداد شش جک مورد استفاده قرار گرفته است و در فضای کاری نیاز به سه تغییر زاویه نیاز است، امکان طراحی مسیر برای رسیدن به مسیر مطلوبی که کمترین شتاب و تکانه را در مچ بیمار وارد کند وجود خواهد داشت.

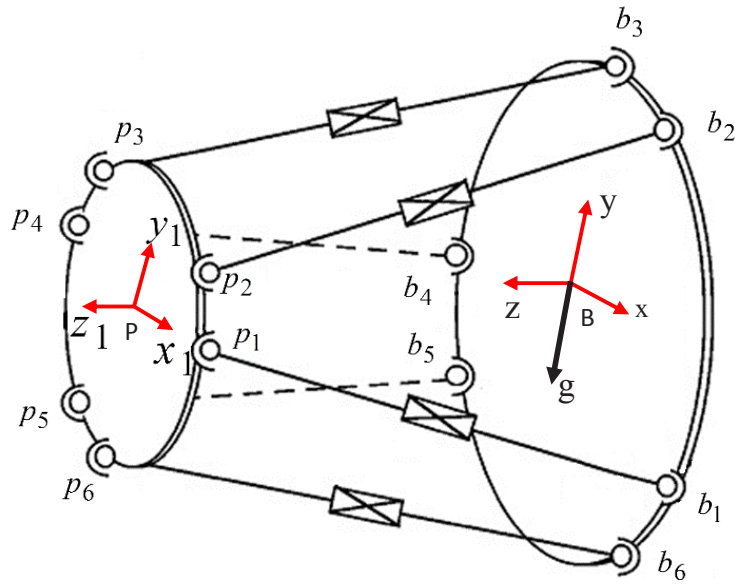
در این پژوهش به معرفی یک کاربرد برای ربات استوارت (ربات توانبخشی مچ دست) پرداخته می‌شود. در مقاله پیش رو، ابتدا مدلسازی ربات در دو بخش سینماتیک و دینامیک ارائه می‌گردد. پس از آن با استفاده از روش گشتاور محاسبه شده به طراحی یک کنترلر برای ربات یاد شده پرداخته می‌شود. در ادامه به منظور پیاده سازی یک توانبخشی ایمن برای مچ بیماران، یک مسیر بهینه برای تغییر زاویه‌ی مچ استخراج شده که در آن کمینه شتاب و ضربه به مچ اعمال می‌گردد که منجر به توانبخشی مچ با کمینه آسیب احتمالی به مچ خواهد شد. سپس، در بخش شبیه‌سازی، به ارائه نتایجی در زمینه راستی‌آزمایی و مدلسازی‌های مستقیم و معکوس و نهایتاً کنترل سیستم پرداخته می‌شود.

ربات بی-مانو-ترک در آلمان ساخته شده و فقط دارای دو درجه آزادی است. یعنی حالات (خمش و کشش) و (راستگرد و چپگرد) [۱۲]. ربات یاد شده، همچنین دو حالت حرکت فعال و غیرفعال را ارائه می‌دهد. کل سیستم ساده است اما جای بسیار بزرگی را اشغال می‌کند. همان‌طور که مشخص است، این ربات نیز مانند مورد پیشین هیچ تعامل نیرویی‌ای با دست بیمار ندارد. همچنین، این ربات صرفاً دو درجه آزادی را تأمین می‌کند، درحالی که درجات آزادی مچ دست بیش از این است.

مارتینز و همکاران [۱۳] یک ربات اسکلت خارجی سه درجه آزادی را برای توانبخشی بیماران مبتلا به سکته مغزی استفاده کردند. ربات یاد شده مچ دست گیمبال نامیده شد. این دستگاه از سه اتصال چرخشی برای تحقق بخشیدن به سه حرکت در پیکربندی حرکتی سریال استفاده می‌کند. به منظور افزایش مقاومت و استحکام، از دو پایه یاتاقان استفاده شده است. هر محور دکمه توقف اضطراری داشته و کل طراحی ساختاری شبیه اسکلت خارجی بوده کاملاً پیچیده است.

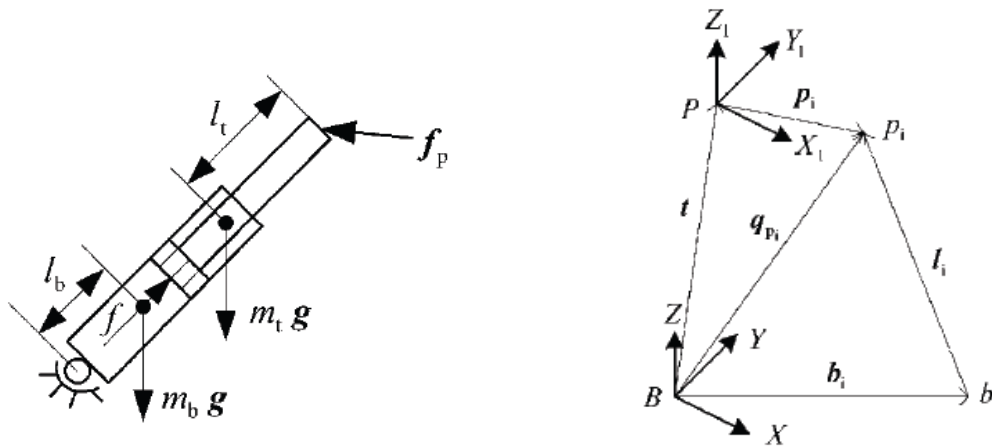
با وجود پیشرفت‌های قابل توجه در مورد این ربات، این ربات هیچ تعامل نیرویی‌ای با دست بیمار ندارد.

مکانیزم پیشنهادی از نوع مکانیزم‌های موازی است که دارای سختی



شکل ۷. شماتیک ربات استوارت مورد استفاده در مدل‌سازی

Fig. 7. Stewart robot schematic that used in modeling



شکل ۸. دیاگرام جسم آزاد موقعیت کلی و موقعیت یک لینک ربات [۱۴]

Fig. 8. Free-Body diagram of end effector and robot link position [14]

$$i = H\dot{q}$$

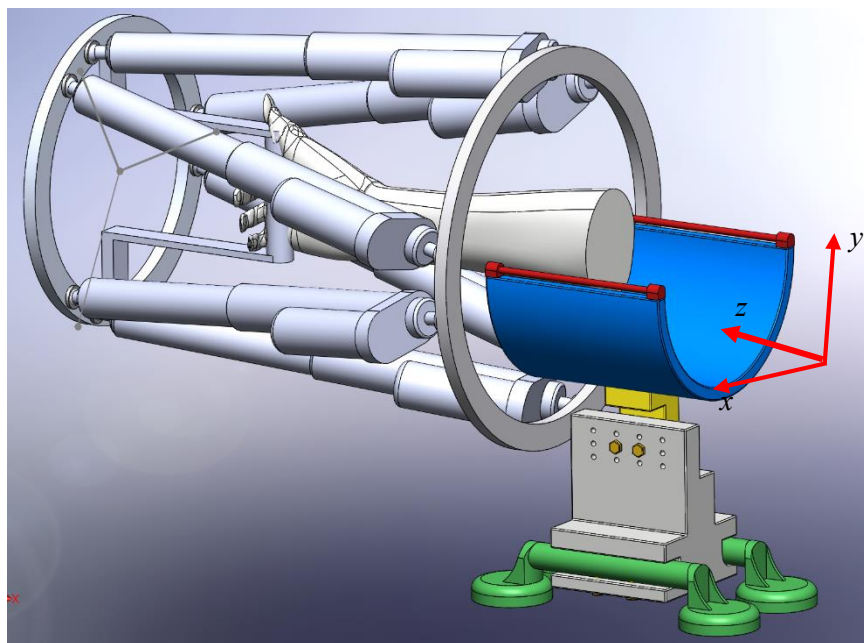
$$H = \begin{bmatrix} n_1 & n_2 & n_3 \\ (R\tilde{p}R^T)_1 n_1 & (R\tilde{p}R^T)_2 n_2 & (R\tilde{p}R^T)_3 n_3 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$q = [X_1, Y_1, Z_1, \phi, \theta, \varphi]^T$$

۲- مدل‌سازی

پیشینه هر پژوهشی در علم رباتیک، مدل‌سازی ریاضی آن است. مدل ریاضی ربات استوارت با استفاده از مرجع [۱۴] استخراج شد.

همچنین، دیاگرام جسم آزاد یک لینک این ربات چنین است: ابتدا به بسط تعاریف سینماتیکی پرداخته شده است. رابطه بین سرعت تغییر طول لینک‌ها و سرعت تغییر درجات آزادی مجری نهایی چنین است:



شکل ۹. شماتیک کلی ربات توانبخشی معرفی شده

Fig. 9. The schematic of rehabilitation robot

$$M(q) = M_p + \sum_{i=1}^6 \begin{bmatrix} I \\ R\tilde{p}R^T \end{bmatrix}_i (M_1 + M_2)_i \times \begin{bmatrix} I & R^T \tilde{p}^T R \end{bmatrix}_i$$

$$G = - \begin{bmatrix} m_p g \\ m_p R \tilde{c}_p R^T g \end{bmatrix} - \sum_{i=1}^6 \begin{bmatrix} I \\ R\tilde{p}R^T \end{bmatrix}_i \times (Qm_i g + Qm_b g)_i \quad (4)$$

$$F = [f_1, f_2, f_3, f_4, f_5, f_6]^T$$

که در آن، f_j نیروی اعمالی توسط عملگر نام است؛ و معادله بالا، دینامیک معکوس سیستم خواهد بود. معادله (۱) سینماتیک سرعتی ربات به کمک ماتریس ژاکوبین را شرح می‌دهد که ارتباط سرعت فضای کاری با سرعت فضای مفاصل را به دست می‌دهد. معادلات (۲) تا (۴) نیز مربوط به دینامیک ربات است که معادلات دیفرانسیل کوپله‌ی درجات آزادی را به نیروی جک‌ها ارتباط می‌دهد [۱۴]. در نهایت، ربات پیشنهاد شده در این مقاله، شکل قرارگیری افقی از ربات استوارت یاد شده است؛ که در شکل ۹ آمده است:

همچنین، g شتاب گرانش زمین است که به صورت برداری انتخاب

شد:

که در آن، n_i بیانگر بردار یکه لینک i ام، R و R_p بیانگر ماتریس‌های دوران صفحه پلتفرم و بردارهای q_p هستند. معادله دینامیک سیستم در مقاله یاد شده چنین آمده است:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = H(q)F \quad (2)$$

که در آن، M ماتریس اینرسی، C ماتریس کوریولیس، G بردار گرانش، F بردار نیروهای اعمالی عملگرها و H ماتریس ژاکوبین ربات هستند. همچنین:

$$C(q, \dot{q})\dot{q} = c_p \dot{q} + \sum_{i=1}^6 \begin{bmatrix} I \\ R\tilde{p}R^T \end{bmatrix}_i \times (c_a)_i \begin{bmatrix} I & R_p R^T \end{bmatrix}_i \dot{q} + \begin{bmatrix} m_p I \\ m_p R \tilde{c}_p R^T \end{bmatrix} \tilde{\omega}^2 R c_p + \sum_{i=1}^6 \begin{bmatrix} I \\ R_p R^T \end{bmatrix}_i \times (M_1 + M_2)_i \tilde{\omega}^2 (R_p)_i \quad (3)$$

نهایی چنین است (به عنوان مثال برای x):

$$x = x_0 + \dot{x}_0 t + \frac{\ddot{x}_0}{2} t^2 + \frac{20(x_f - x_0) - 4(2\dot{x}_f + 3\dot{x}_0)t_f + 3(\ddot{x}_f - \ddot{x}_0)t_f^2}{2t_f^3} t^3 + \frac{-30(x_f - x_0) + 2(7\dot{x}_f + 8\dot{x}_0)t_f - (2\ddot{x}_f - 3\ddot{x}_0)t_f^2}{2t_f^4} t^4 + \frac{12(x_f - x_0) - 6(\dot{x}_f + \dot{x}_0)t_f + (\ddot{x}_f - \ddot{x}_0)t_f^2}{2t_f^5} t^5 \quad (7)$$

با توجه به اینکه این مسیر قرار است بر روی دست آسیب دیده بیمار اعمال گردد مهم‌ترین قید، عدم تجاوز شتاب زاویه‌ای از مقدار مشخصی است. چرا که بر اساس رابطه‌ی اوپلر هرچه شتاب مسیر بیشتر باشد مقدار گشتاور اعمالی به مچ دست افزایش می‌یابد که برای دست آسیب دیده بیمار خطرناک است. لذا علاوه بر شرایط مرزی نیاز به یک شرط بهینه‌سازی نیز می‌باشد که باعث می‌گردد مرتبه‌ی چند جمله‌ای مورد نیاز از ۵ به ۶ افزایش یابد. در اینجا فرض می‌شود از میان درجات آزادی موجود، دوران دست حول محور عمود به مچ برای توانبخشی قرار است کنترل گردد که شایع‌ترین مورد توانبخشی مچ است. لذا شرایط مرزی به شکل زیر خواهند بود:

$$\begin{aligned} \theta_0 &= -45 = -\frac{\pi}{4}; \\ \dot{\theta}_0 &= 0; \ddot{\theta}_0 = 0 \\ \dot{\theta}_f &= 0; \ddot{\theta}_f = 0; \theta_f = 45 = \frac{\pi}{4}; t_f = 8 \end{aligned} \quad (8)$$

حال برای انتخاب مسیر علاوه بر شرایط مرزی بیان شده در بالا که به معنای سرعت و شتاب صفر در شرایط مرزی است قیود زیر را نیز در نظر گرفته می‌شود که منجر به کمینه‌سازی بیشینه شتاب در طول مسیر حرکت می‌باشد:

$$\begin{aligned} \frac{d\ddot{\theta}}{dt} = 0 &\rightarrow t_{opt} \\ \frac{d\ddot{\theta}(t_{opt})}{da} &= 0 \end{aligned} \quad (9)$$

$$g = [0 \quad -9.8 \quad 0]^T \quad (5)$$

۳- طراحی مسیر و کنترل دستگاه

به منظور کنترل عملگر نهایی که در واقع همان محل قرارگیری دست بیمار است، نیاز است ابتدا مسیر مناسب حرکت در طول زمان که برای توانبخشی دست مفید است استخراج گردد و پس از آن به کمک یک روش کنترلی مناسب، مسیر به دست آمده تعقیب گردد. مسیر حرکت دست که دارای ۶ درجه آزادی شامل ۳ درجه دورانی و ۳ درجه انتقالیست، نیازی به تغییر در مکان انتقالی ندارد و از طریق جابجایی زاویه‌ای حول دو محور از کمینه تا بیشینه مشخصی که توسط پزشک مشخص می‌گردد دست بیمار را هدایت می‌کند. لذا نیاز به مسیریست که دست را از زاویه‌ی کمینه مشخص با سرعت زاویه‌ای صفر به زاویه‌ی مشخص بیشینه مشخص با سرعت زاویه‌ای صفر در مدت زمان مناسبی برساند. برای این کار نیاز به تابع پیوسته‌ای هست تا تغییرات آرامی داشته و مشتقات مرتبه اول و دوم آن پیوسته و محدود باشد. لذا از منحنی چندجمله‌ای نسبت به زمان برای این منظور استفاده شده است. مرتبه چند جمله‌ای بستگی به تعداد قیود دارد. برای طراحی مسیر مناسب فرض می‌شود که شرایط اولیه و ثانویه مجری نهایی به صورت زیر مشخص باشد:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ \psi \\ \theta \\ \phi \end{bmatrix}_0 = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \\ \psi_0 \\ \theta_0 \\ \phi_0 \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ \psi \\ \theta \\ \phi \end{bmatrix}_{t_f} = \begin{bmatrix} x_f \\ y_f \\ z_f \\ \psi_f \\ \theta_f \\ \phi_f \end{bmatrix} \quad (6)$$

حال برای رسیدن از نقطه مبدأ به مقصد به یک مسیر نیاز است. ویژگی بارز انتخاب مسیر، صفر بودن سرعت و شتاب شروع و خاتمه است. ثانیاً نیاز است تا تغییرات نیرو بسیار به کندی و یکنواختی صورت پذیرد تا از ضربه و شک به مچ بیمار جلوگیری کند. منحنی مرتبه فرد برای این منظور مناسب است. حال با انتخاب یک تابع درجه پنج و جایگذاری نقاط ابتدا و انتهای شتاب، سرعت و مکان در آن، می‌توان مجهولات را یافت و مسیر را طراحی کرد. مسیر درجه پنجم انتخاب شده برای هر مختصه از درجات آزادی مجری

لذا با جایگذاری ضرایب بهینه‌ی فوق در معادله‌ی مسیره، مسیر بهینه به شکل زیر منتج می‌گردد:

$$\theta(t) = -\frac{\pi}{4} + 0.08386658583t^3 + 0.001758106753t^5 - 0.02058427240t^4 - 0.00005061757867t^6 \quad (14)$$

برای کنترل موقعیت عملگر نهایی از روش گشتاور محاسبه شده استفاده می‌شود و در نهایت مسیر مناسب برای توانبخشی میچ دست را طراحی و به کمک این کنترلر پیاده‌سازی می‌شود. بازنویسی شکل دینامیک مستقیم معادلات حرکت با استفاده از معادله (۲) به صورت زیر خواهد بود:

$$\ddot{q} = M^{-1}(U - G - C\dot{q}) \quad (15)$$

که در آن، U نیروی اعمالی به ربات است. با تعریف نیروی کنترلی زیر طراحی کنترلر را آغاز می‌شود:

$$\begin{cases} U_{CTM} = M(\ddot{q}_d + U_{PD}) + C\dot{q}_d + G \\ U_{PD} = K_p e + K_D \dot{e} \\ e = q_d - \dot{q}_a \end{cases} \quad (16)$$

که در آن، زیرنویس‌های a, d به ترتیب بیانگر مولفه‌های دلخواه و واقعی هستند. همچنین، U_{CTM} ورودی اعمالی توسط کنترلر گشتاور محاسبه شده است. با اعمال نیروی بالا به سیستم موجود در معادله (۱۵) و قرار دادن مقدار واقعی برای مختصه‌های تعمیم یافته و سرعت‌های آن‌ها رابطه زیر بدست می‌آید:

$$\ddot{q}_a = M^{-1}(U_{CTM} - G - C\dot{q}_a) \quad (17)$$

که از آن می‌توان نوشت:

$$\ddot{q}_a = \ddot{q}_d + U_{PD} \rightarrow (\ddot{q}_d - \ddot{q}_a) + U_{PD} = 0 \quad (18)$$

که در آن t_{opt} زمانی است که در آن شتاب زاویه‌ای بیشینه است و a ضرایب چند جمله‌ایست. لذا در مجموع ۷ شرط مرزی وجود دارد که برای ارضای آن‌ها نیاز به ۷ ضریب مجهول در معادله‌ی مسیر است. بنابراین مسیر چندجمله‌ای مناسب باید مرتبه‌ی ۶ باشد تا مطابق معادله‌ی زیر ۷ ضریب مجهول آن به کمک ۷ شرط مذکور در معادله (۷) ارضا گردد:

$$\begin{aligned} \theta(t) &= a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 + a_6 t^6 \\ \dot{\theta}(t) &= a_1 + 2a_2 t + 3a_3 t^2 + 4a_4 t^3 + 5a_5 t^4 + 6a_6 t^5 \\ \ddot{\theta}(t) &= 2a_2 + 6a_3 t + 12a_4 t^2 + 20a_5 t^3 + 30a_6 t^4 \end{aligned} \quad (10)$$

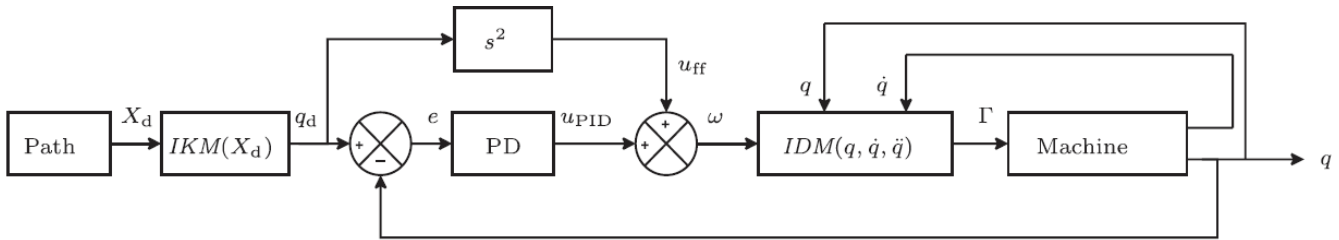
با جایگذاری شرایط اولیه زمانی و شرایط قیدی در معادله‌ی مسیر روابط زیر بدست می‌آیند:

$$a_0 = -\frac{\pi}{4}; a_1 = a_2 = 0 \quad (11)$$

$$\begin{aligned} -\frac{\pi}{4} + 8^3 a_3 + 8^4 a_4 + 8^5 a_5 + 8^6 a_6 &= \frac{\pi}{4} \\ (3 \times 8^2) a_3 + (4 \times 8^3) a_4 + (5 \times 8^4) a_5 + (6 \times 8^5) a_6 &= 0 \\ (6 \times 8) a_3 + (12 \times 8^2) a_4 + (20 \times 8^3) a_5 + (30 \times 8^4) a_6 &= 0 \\ 6 \left(\frac{a_4 a_5 a_6}{60} - \frac{a_3 a_6^2}{40} - \frac{a_5^3}{216} + 2.7395 \times 10^{-116} a_6 \right)^{1/3} &- \\ \frac{12a_4 a_6 - 5a_5^2}{180a_6 \left(\frac{a_4 a_5 a_6}{60} - \frac{a_3 a_6^2}{40} - \frac{a_5^3}{216} + 2.7395 \times 10^{-116} a_6 \right)^{1/3}} - \frac{a_5}{6a_6} &= 0 \\ \left(\frac{a_4 a_5 a_6}{60} - \frac{a_3 a_6^2}{40} - \frac{a_5^3}{216} + 2.7395 \times 10^{-116} a_6 \right)^{2/3} &- \\ \frac{12a_4 a_6 - 5a_5^2}{21600 \left(\frac{a_4 a_5 a_6}{60} - \frac{a_3 a_6^2}{40} - \frac{a_5^3}{216} + 2.7395 \times 10^{-116} a_6 \right)^{4/3}} &= 0 \end{aligned} \quad (12)$$

با حل همزمان دستگاه معادلات غیرخطی فوق ضرایب به شکل زیر محاسبه می‌گردند:

$$\begin{aligned} a_3 &= 0.08387 \\ a_4 &= -0.02058 \\ a_5 &= 0.00176 \\ a_6 &= -0.00005 \end{aligned} \quad (13)$$



شکل ۱۰. شماتیک کلی کنترلر گشتاور محاسبه شده در فضای مفاصل [۱۵]

Fig. 10. CTM controller schematic in joint workspace[15]

به عنوان ورودی مسیر دلخواه به کنترلر طراحی شده تزریق می‌گردد. در واقع کنترلر گشتاورهای محاسبه شده برای کنترل عملگر نهایی متصل به دست از مجموع دو بخش پیشرو و پسرو استفاده می‌کند. در بخش پیشرو از معادلات دینامیک معکوس برای تخمین نیروی جک‌های مورد نیاز برای طی مسیر میچ دست استفاده می‌شود در حالی که از روش کنترل بازخورد تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر^۲ برای اصلاح خطاهای ناشی از عدم قطعیت و یا اغتشاشات خارجی استفاده می‌گردد. برای محاسبه‌ی بخش‌های مقید از فضای پوچی بهره گرفته شده است.

پس:

$$\ddot{e} = -K_p e - K_D \dot{e} \quad (19)$$

پس معادلات دینامیک خطا چنین است:

$$\dot{E} = AE, \quad E = \begin{bmatrix} e^T & \dot{e}^T \end{bmatrix}^T \quad (20)$$

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ -k_p & 0 & 0 & -k_d & 0 & 0 \\ 0 & -k_p & 0 & 0 & -k_d & 0 \\ 0 & 0 & -k_p & 0 & 0 & -k_d \end{bmatrix}$$

۴- نتایج و بحث

برای شبیه‌سازی از مسیر فضایی زیر استفاده شده است:

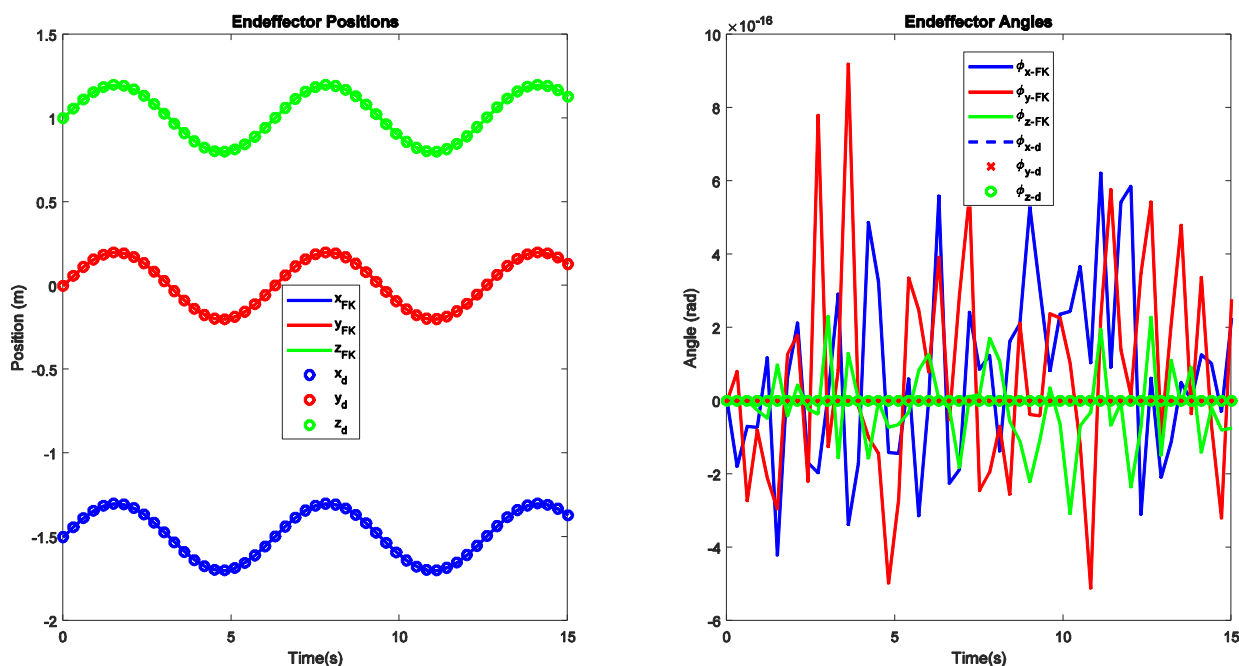
$$x_p = \begin{bmatrix} -1.5 + 0.2 \sin(\omega t) \\ 0.2 \sin(\omega t) \\ 1 + 0.2 \sin(\omega t) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (21)$$

که در آن $\omega = 3 \text{ rad/s}$ و $0 \leq \omega t \leq 2\pi$. و مقادیر مکانی برحسب متر و زوایا نیز بر حسب رادیان می‌باشند.

در عمل، این کنترلر، با گرفتن موقعیت و سرعت مختصه‌های تعمیم یافته از خروجی سیستم و جایگذاری مجموع شتاب دلخواه و خروجی حاصل از کنترلر تناسبی-مشتق‌گیر^۱ به عنوان شتاب ورودی به بخش دینامیک معکوس، سعی در کنترل سیستم و رساندن موقعیت‌های سیستم به موقعیت‌های مطلوب دارد.

شماتیک کنترلر گشتاور محاسبه شده در فضای مفاصل چنین است (شکل ۱۰) [۱۵]:

باقی درجات آزادی به شکل مشابه در حالت مطلوب محاسبه شده و



شکل ۱۱. مقایسه موقعیت‌های داده شده به پلتفرم و مقادیر به دست آمده در طول شبیه‌سازی سینماتیک مستقیم

Fig. 11. The comparison between actual and desired path and forward kinematic output

همانطور که در شکل ۱۳ مشاهده می‌شود، مقادیر به دست آمده برای نیروهای عملگرها در دو حالت تطابق خوبی دارند؛ که نشان از درستی مدل‌سازی و شبیه‌سازی انجام شده است. اندک خطای موجود بین این دو مقدار می‌تواند به تفاوت در دقت شبیه‌سازی عددی و ابزارهای محاسباتی مربوط باشد.

۴-۲- دینامیک مستقیم

پیش‌نیاز کنترل هر سیستمی، وجود شکل فضای حالت از معادلات دینامیک مستقیم آن سیستم است؛ و پیش‌نیاز هر شبیه‌سازی کنترلی‌ای سنجش درستی مدل‌سازی دینامیک مستقیم.

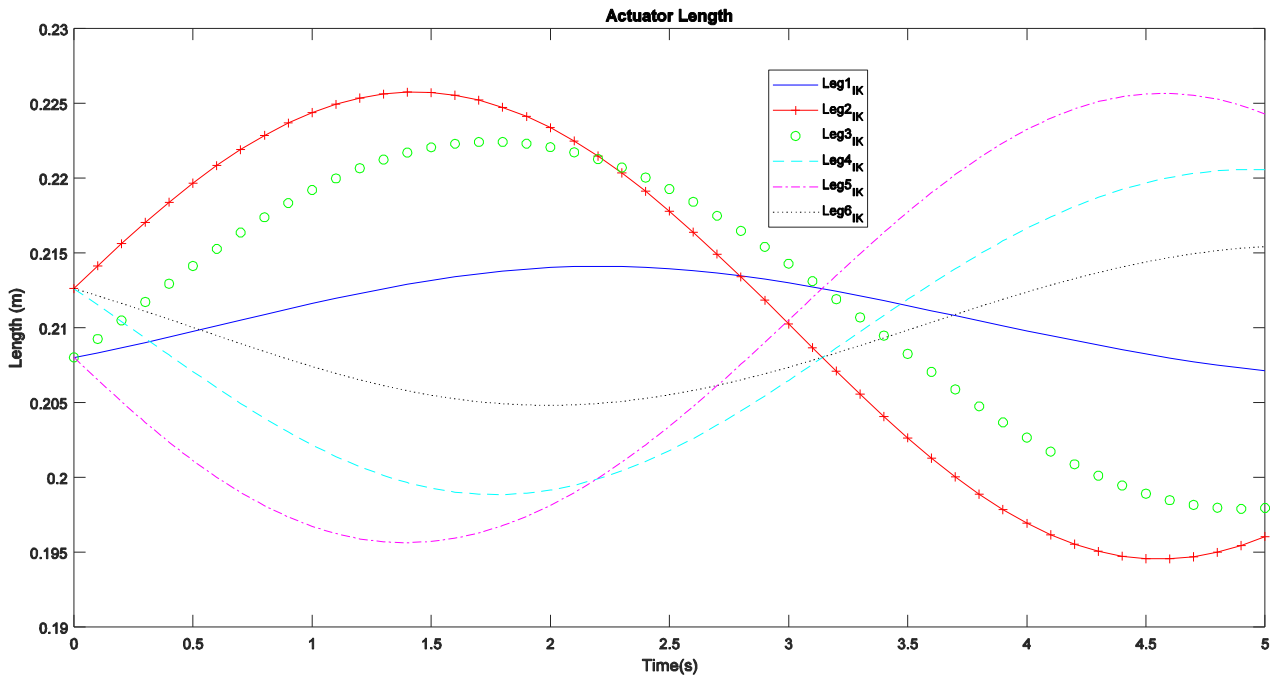
برای این منظور، به دلیل تطابق شرایط ربات استوارت و ربات توانبخشی مچ دست بررسی شده در این مقاله، بردار گرانج به شکل $g = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -9/8 \end{bmatrix}^T$ اصلاح شد. پس از آن، با استفاده از مسیر یاد شده به شبیه‌سازی دینامیک معکوس پرداخته شد و نیروهای به دست آمده برای عملگرها به عنوان ورودی به دینامیک مستقیم داده شد؛ و از آن مقادیر واقعی برای مختصات مجری نهایی محاسبه گردید. در نهایت، مقادیر به دست آمده توسط دینامیک مستقیم با مسیر دلخواه مقایسه شده و صحت

۴-۱- راستی آزمایی

به منظور راستی آزمایی مدل‌سازی ریاضی انجام شده، از مقاله [۸] استفاده شد. برای این منظور، مسیر موجود در رابطه (۲۱) به عنوان ورودی به سینماتیک معکوس داده شد و مقدار جابجایی عملگرها محاسبه شد. پس از آن، با استفاده از مقادیر به دست آمده برای جابجایی عملگرها، به شبیه‌سازی سینماتیک مستقیم پرداخته شد و مسیر حرکت مجری نهایی محاسبه شد. مقدار جابجایی‌های عملگرها و مقایسه مسیر حرکت مجری نهایی در دو حالت یاد شده در زیر آمده است (شکل ۱۱ و ۱۲):

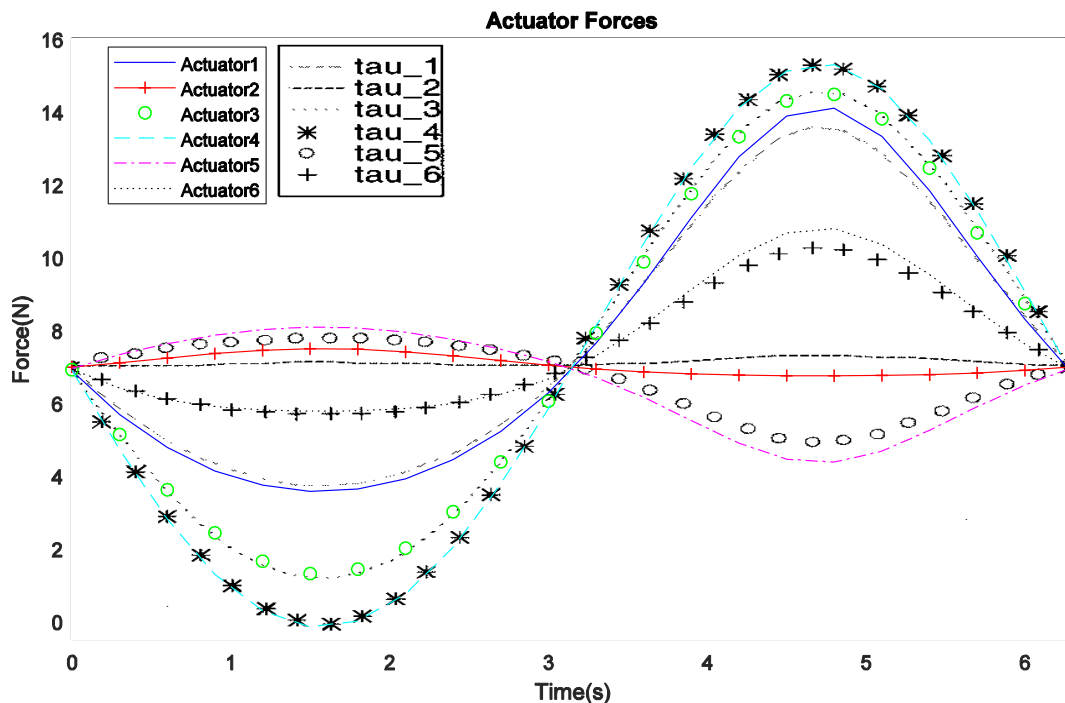
همانطور که در شکل ۱۱ آمده است، مسیرهای دلخواه و واقعی کاملاً منطبق هستند. این امر بیانگر صحت مدل‌سازی سینماتیک و درستی شبیه‌سازی انجام شده در مسیرهای مستقیم و معکوس است.

به منظور راستی آزمایی مدل‌سازی دینامیک معکوس، مسیر یاد شده به عنوان ورودی به معادلات ریاضی دینامیک معکوس داده شد و نیروهای موجود در عملگرهای ربات محاسبه گردید. و در نهایت، نیروهای به دست آمده با مقادیر موجود در مقاله [۸] مقایسه شد. در همین راستا، جهت بردار گرانج مانند مقاله یاد شده در جهت $g = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -9/8 \end{bmatrix}^T$ در نظر گرفته شد.



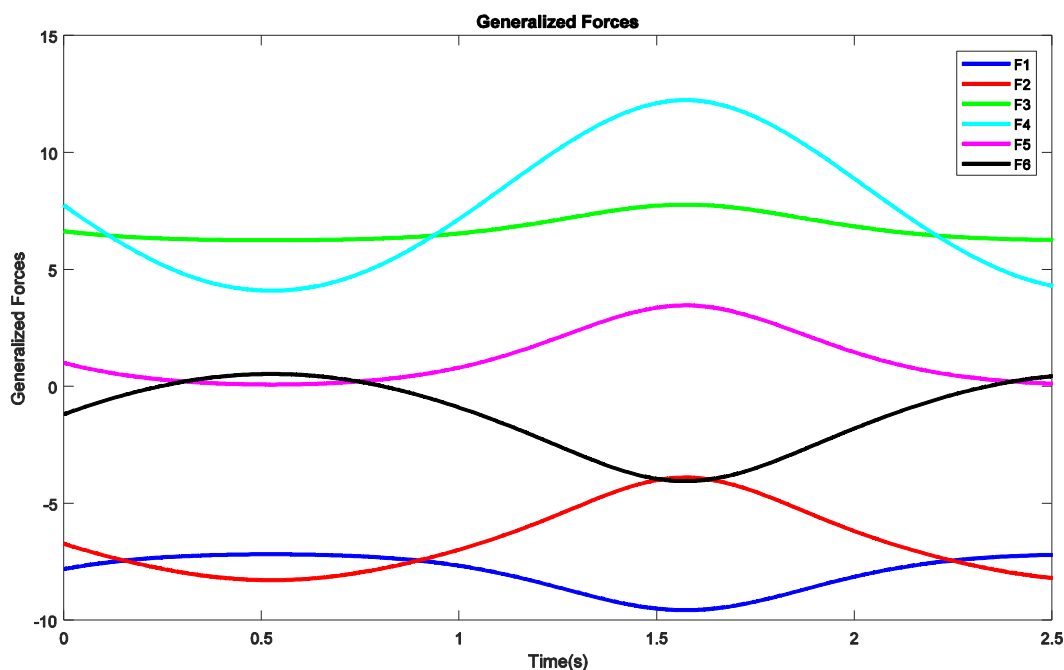
شکل ۱۲. مقادیر به دست آمده برای جابجایی عملگرهای ربات استوارت

Fig. 12. The Stewart actuators displacement



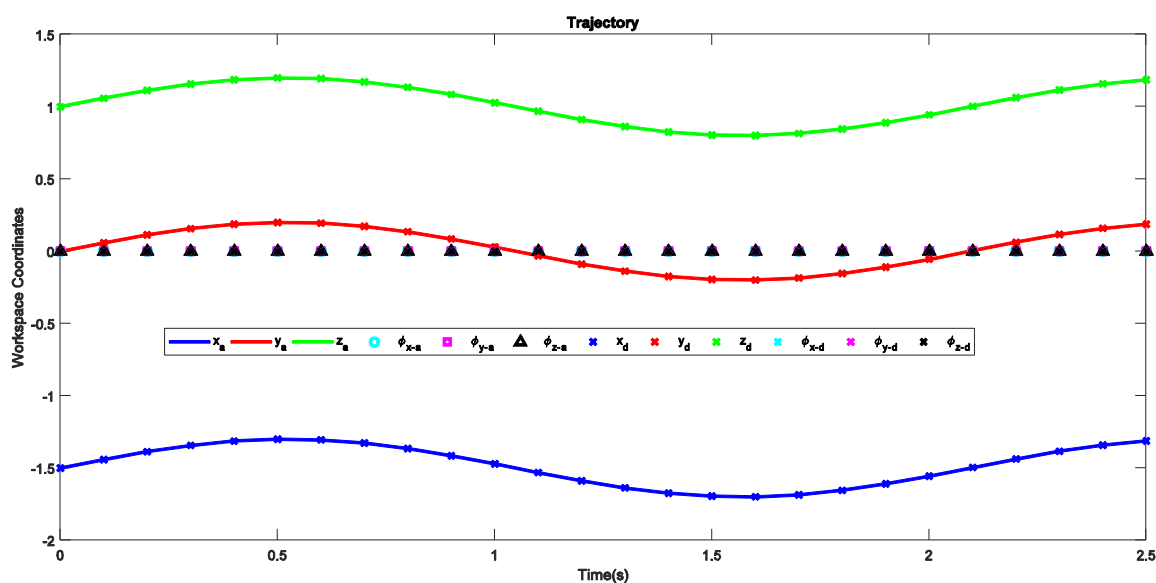
شکل ۱۳. مقایسه نیروهای حاصل از شبیه‌سازی دینامیک معکوس (عملگر) و مقادیر موجود در مقاله [۸]

Fig. 13. Comparison of the forces obtained from inverse dynamics simulation (actuator) and the values in the paper (tau) [8]



شکل ۱۴. نیروهای به دست آمده از شبیه‌سازی دینامیک معکوس

Fig. 14. Forces obtained from inverse dynamics simulations



شکل ۱۵. مقایسه موقعیت‌های داده شده به پلتفرم (d) و مقادیر واقعی به دست آمده در طول شبیه‌سازی دینامیک مستقیم (a)

Fig. 15. Comparison of positions given to platform (d) and actual values obtained during direct dynamics simulation (a)

۳-۴- کنترلر گشتاور محاسبه شده^۱

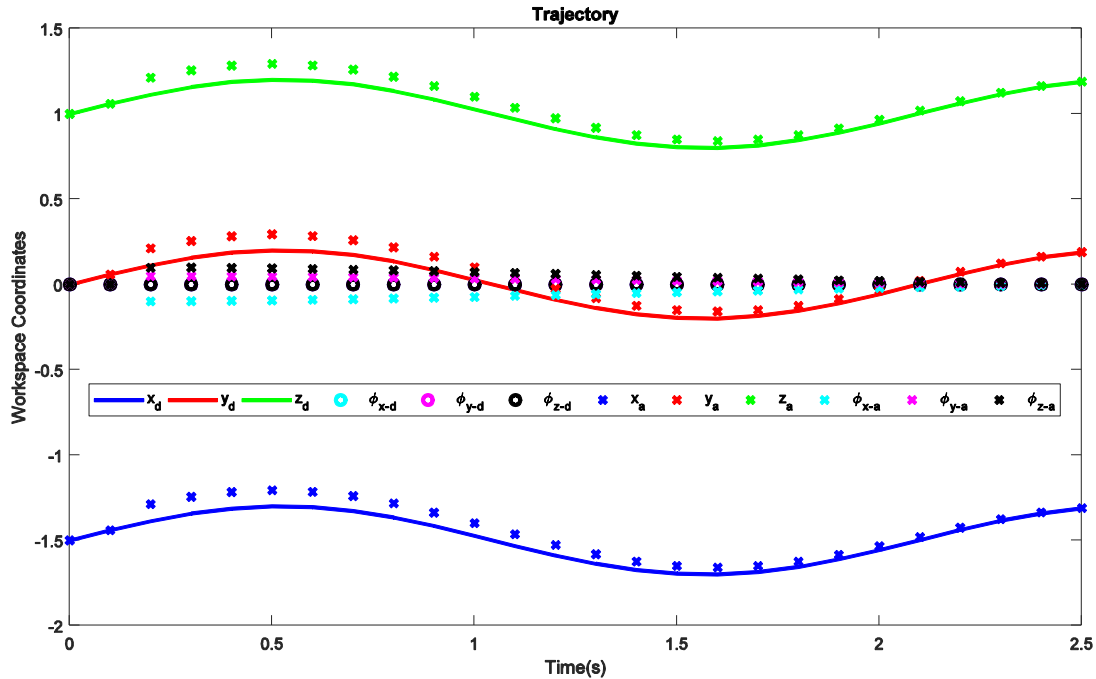
برای شبیه‌سازی و سنجش عملکرد کنترلر گشتاور محاسبه شده اغتشاش موجود در رابطه زیر در بازه زمانی ۰/۱ تا ۰/۱۵ ثانیه به سیستم داده شد و

مدلسازی و شبیه‌سازی انجام گرفته سنجیده شد.

همانطور که از شکل بالا مشخص است، مسیرهای دلخواه و واقعی کاملاً منطبق بوده و حکایت از درستی مدلسازی و شبیه‌سازی دینامیک

مستقیم و معکوس دارند.

1 Computed Torque Method (CTM)



شکل ۱۶. رفتار سیستم در هنگام اعمال اغتشاش و در حضور کنترلر گشتاور محاسبه شده

Fig. 16. The system behavior during disturbance and in presence of the CTM controller

عملکرد سیستم در وجود کنترلر مشاهده شد.

نیروهای کنترلی اعمال شده به سیستم در شکل ۱۷ آمده است. همانطور که مشخص است، نیروهای کنترلی در بازه قابل قبولی بوده و قابلیت اعمال به سیستم واقعی را دارند. همچنین، اثرات اغتشاش اعمال شده در ثانیه ۰/۱ به خوبی در رفتار کنترلی و نیروهای اعمالی بر سیستم مشخص است. کنترلر پس از گذر از مرحله اغتشاش، نیروهای یکنواخت و پیوسته‌ای را در دامنه‌ای قابل قبول به سیستم اعمال کرده و موجب بازگرداندن مسیر ربات بر مسیر مطلوب شده است.

اعمال مسیر بهینه برای توانبخشی مچ بیمار به کمک ربات پیشنهادی: در این جا به منظور چک کردن بهینگی مسیر انتخابی برای توانبخشی مچ دست، نتایج مسیر استخراج یافته بهینه را با نتایج یک چند جمله‌ای مرتبه ۶ که تنها شرایط مرزی در آن اعمال شده حائز شرایط بهینه نیست مقایسه می‌شود. مسیر غیر بهینه زیر را در نظر گرفته می‌شود:

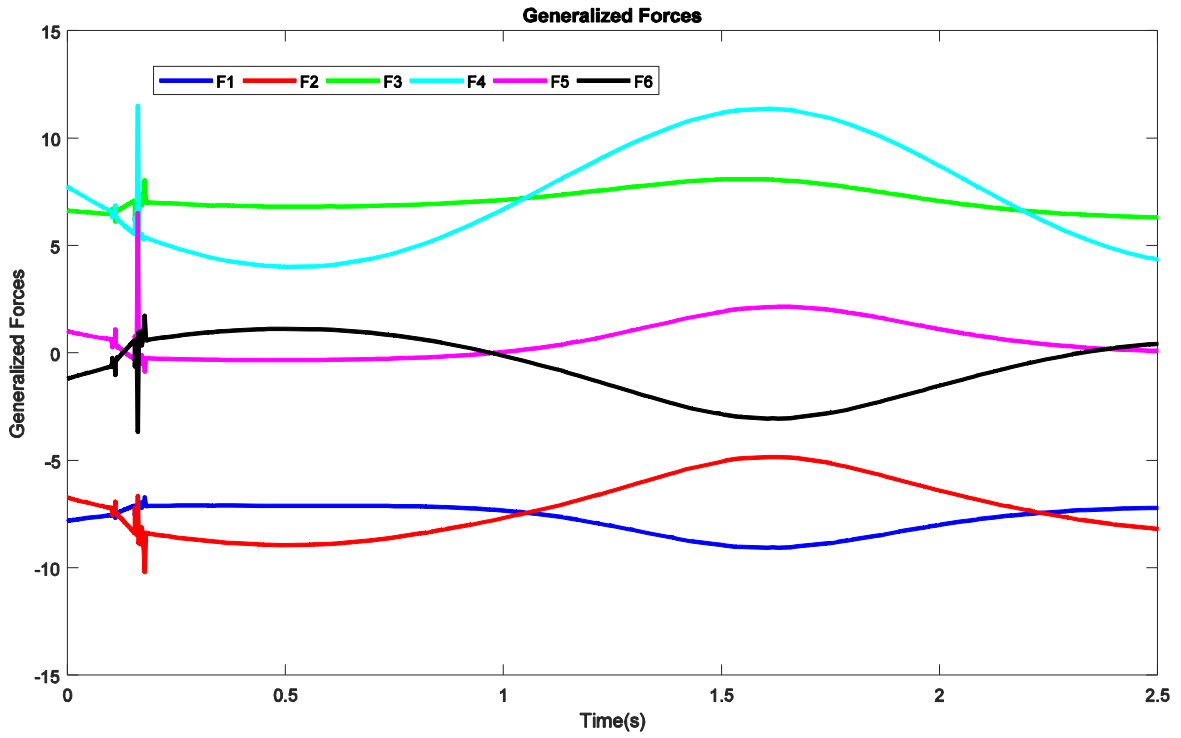
$$\theta(t) = -\frac{\pi}{4} - 0.02435814056t^3 + 0.02t^4 - 0.003314927297t^5 + 0.0001607588401t^6 \quad (23)$$

مقایسه‌ی مسیر حرکت این دو مسیر در فضای کاری به شکل ۱۸ است.

$$disturbance = \begin{bmatrix} [2 \ 2 \ 2 \ -2 \ 1 \ 2]^T & [0]_{1 \times 6}^T \end{bmatrix} \quad (22)$$

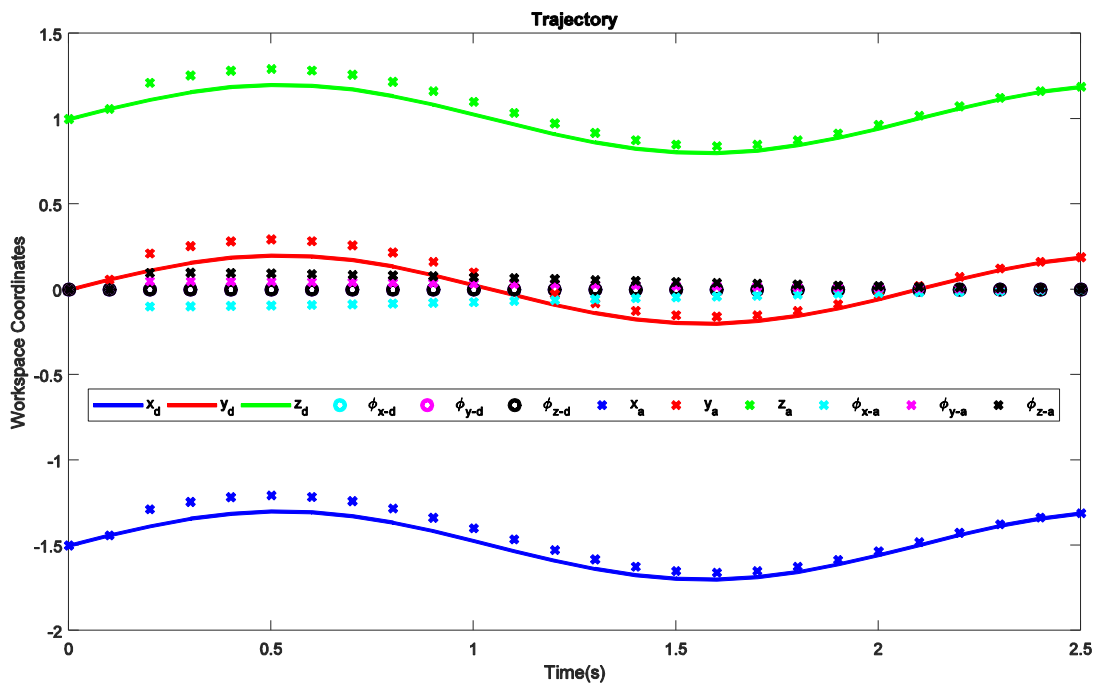
در همین راستا، مسیر دلخواه، همان مسیر موجود در معادله (۲۱) در نظر گرفته شد. و شرایط اولیه نیز منطبق بر مسیر دلخواه فرض شد. شکل رفتار سیستم در حضور کنترلر و اغتشاش در شکل ۱۶ آمده است.

همانطور که در شکل ۱۶ مشخص است، در ابتدای شبیه‌سازی، با توجه به انطباق شرایط اولیه و مسیر دلخواه، مسیر واقعی بدون هیچ خطایی بر مسیر دلخواه منطبق است. پس از رسیدن به ثانیه ۰/۱ و اعمال اغتشاش به سیستم، مسیر واقعی از مسیر دلخواه فاصله گرفته است. نهایتاً، پس از گذر از زمان ۲ ثانیه، با استفاده از ورودی کنترلی تولید شده توسط کنترلر گشتاور محاسبه شده مسیر واقعی و دلخواه مجدداً منطبق شده و مسیر مطلوب طی شده است. پس می‌توان گفت که کنترلر طراحی و پیاده شده از قابلیت مناسبی برای دفع اغتشاشات اعمالی بر سیستم برخوردار بوده و با استفاده از آن، دستیابی به هر مسیری در فضای کاری ربات در دسترس خواهد بود.



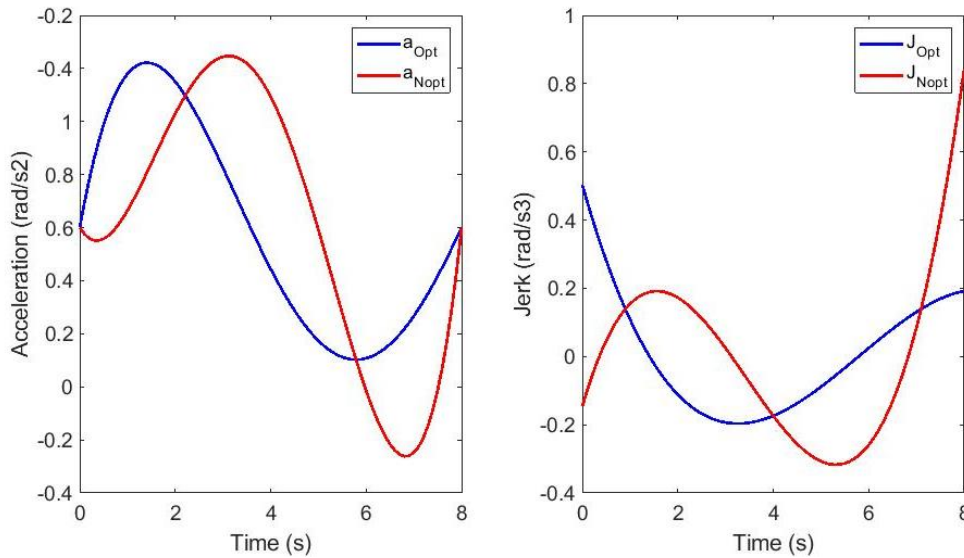
شکل ۱۷. نیروهای کنترلی اعمال شده به سیستم

Fig. 17. Control forces applied to the system



شکل ۱۸. مقایسه‌ی مسیر بهینه و غیر بهینه

Fig. 18. Comparison between optimal and non-optimal path



شکل ۱۹. مقایسه‌ی شتاب مسیر بهینه و غیر بهینه

Fig. 19. Comparison between optimal and non-optimal path acceleration

اطمینان از وضعیت نیروی تعاملی بین مچ بیمار و ربات در حین حرکت برای این دو مسیر، نیروها و گشتاورهای عمل و عکس العمل بین مچ بیمار و عملگر نهایی ربات را که به کمک روش کنترلی ذکر شده ایجاد شده‌اند برای این دو مسیر در شکل ۲۱ مقایسه می‌شوند:

در شکل ۲۱ اثبات می‌گردد که استفاده از ربات توانبخشی پیشنهادی برای حرکت مسیر بهینه‌ی استخراج شده به کمک روش کنترلی گشتاورهای محاسبه شده، حدود ۴۷ درصد ضربه‌ی کمتری به شکل نیرو به دست بیمار اعمال می‌کند و بیشینه نیرو حدود ۱ ثانیه پیشتر از مسیر غیر بهینه در میان حرکت ایجاد می‌گردد. همانطور که مشاهده می‌گردد این کاهش در نیروی تعاملی به مچ بدون تغییر محسوسی در گشتاور تعاملی محقق شده است که نشان‌دهنده‌ی عدم ایجاد اختلال مسیر بهینه در گشتاور اعمالی به مچ می‌باشد.

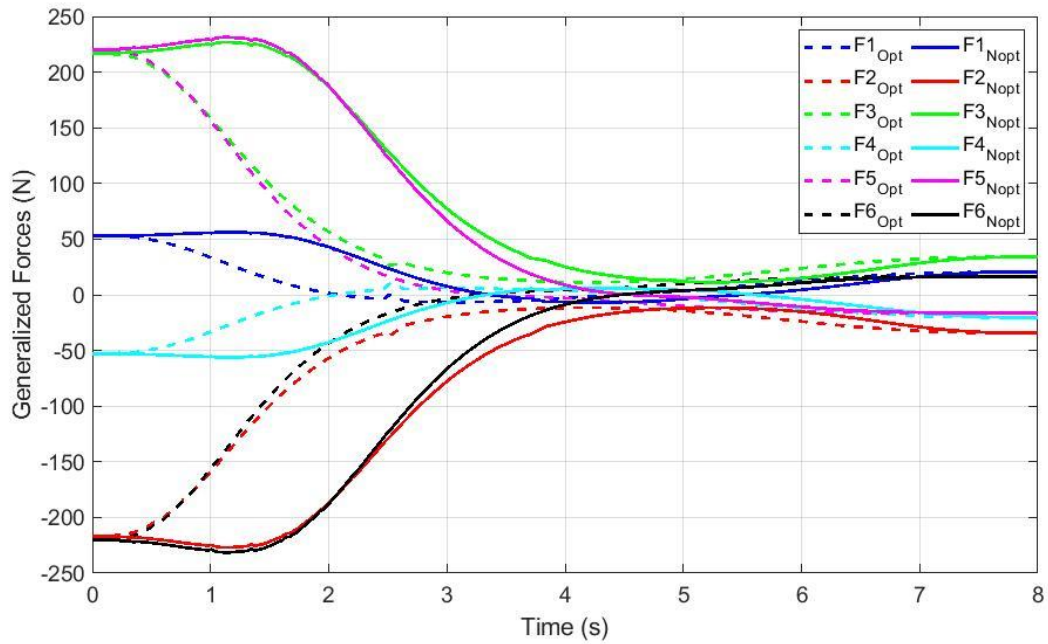
۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، یک کاربرد جدید از پلتفرم موازی استوارت برای توانبخشی مچ دست توسعه داده شد. ربات استوارت مانند سایر ربات‌های موازی فضای کاری و قابلیت حمل بار مناسبی دارد. مدل ریاضی سیستم با استفاده از داده‌های موجود در مقالات معتبر علمی صحت‌سنجی گردید. از

همانطور که مشاهده می‌گردد هر دو مسیر از زاویه‌ی اولیه‌ی دلخواه مچ را با سرعت و شتاب اولیه‌ی صفر حول محور عمود بر مچ به زاویه‌ی نهایی دلخواه با سرعت و شتاب صفر هدایت می‌کنند بدون آن که حرکت مزاحم دیگری در مچ درست در راستای درجات آزادی دیگر ایجاد کنند. حال در مرحله‌ی نخست شتاب دو مسیر را در حرکت مچ دست مقایسه می‌شود (شکل ۱۹) تا از بهینگی بیشینه شتاب در حین حرکت مچ برای مسیر انتخابی اطمینان حاصل گردد.

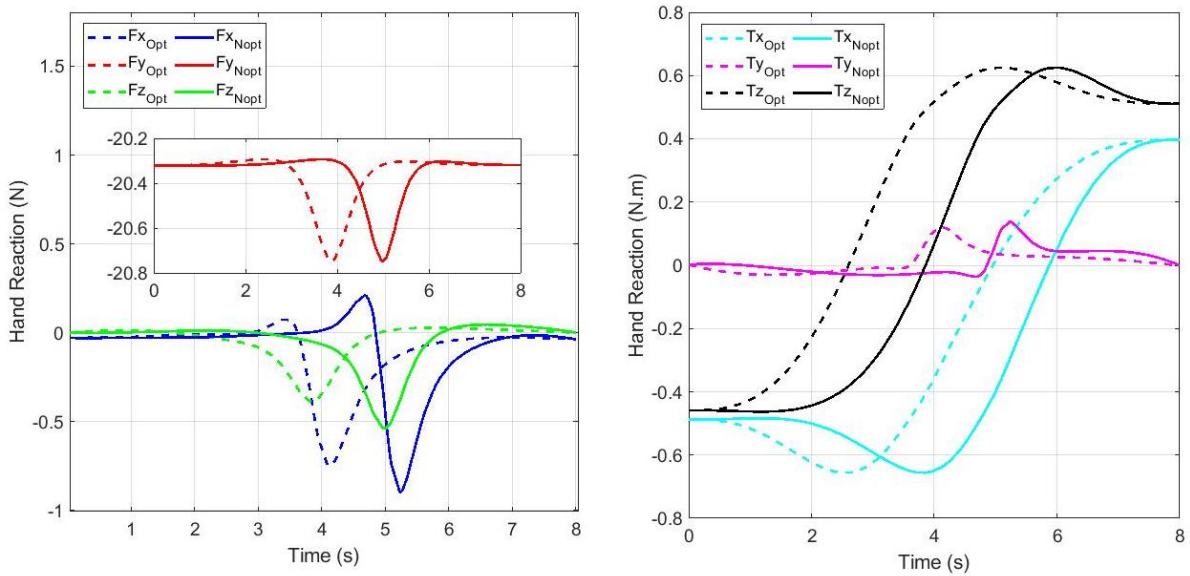
همانطور که انتظار می‌رفت بیشینه شتاب مسیر غیر بهینه در ثانیه‌ی ۶/۸ اتفاق می‌افتد و مقدار قدر مطلق آن ۰/۴۳۰۹ است در حالی که این مقدار برای مسیر بهینه ۰/۲۵۲ می‌باشد که در ثانیه‌ی ۵/۸ رخ داده است. در اینجا می‌توان نتیجه گرفت که بیشینه شتاب مسیر بهینه ۴۸ درصد کمتر از مسیر غیر بهینه است که طبق پیش‌بینی نیروی کمتری به دست بیمار اعمال می‌کند. نیروهای مورد نیاز جک‌ها برای تولید این دو مسیر و مقایسه‌ی آن‌ها به شکل زیر (شکل ۲۰) است:

مشاهده می‌شود که مسیر بهینه‌ی انتخابی در کل ۳۳ درصد نیروی کمتری برای جک‌هایش نیاز دارد که این امر علاوه بر ایجاد حرکت امن‌تر برای مچ بیمار منجر به صرفه‌جویی در مصرف انرژی نیز می‌گردد. برای



شکل ۲۰. مقایسه‌ی نیروی جک‌ها برای این دو مسیر

Fig. 20. Comparison between jacks power for these two paths



شکل ۲۱. مقایسه‌ی نیرو و گشتاور تعاملی بین مچ بیمار و ربات

Fig. 21. Comparison of interactive force and torque between the patient wrist and the robot

۶- فهرست علائم

علائم انگلیسی

n_i	بردار یکه جهت گیری بازوی i ربات، (m)
l_b	فاصله مفصل پایین بازوی i تا مرکز صفحه پایه، (m)
l_t	فاصله مفصل بالا بازوی i تا مرکز صفحه متحرک، (m)
G	شتاب گرانش زمین، (m/s^2)
l	طول هر لینک، (m)
M	جرم هر لینک، (kg)
m_p	جرم صفحه متحرک، (kg)
e_i	فاصله مرکز جرم هر لینک تا مفصل پایه همان لینک، (m)
q	بردار مختصات تعمیم یافته پلتفرم
Q	بردار نیروهای تعمیم یافته (N)
R	ماتریس دوران مختصات محلی پلتفرم نسبت به مرجع
t	بردار مختصات انتقالی خطی پلتفرم نسبت به مرجع (m)
c_p	بردار موقعیت نقطه کنترل نسبت به مرکز پلتفرم (m)
p_i	بردار محلی مفصل کروی i ام روی صفحه پلتفرم (m)
m_t	جرم قسمت بالایی عملگر خطی (kg)
m_b	جرم قسمت پایینی عملگر خطی (kg)

علائم یونانی

ω	بردار مختصات انتقالی دورانی پلتفرم نسبت به مرجع (rad)
----------	---

شبیه‌سازی و مقایسه انجام شده مشخص شد که بیشینه خطای مدل‌سازی این پژوهش و نتایج موجود، ۵٪ است. این امر بیانگر دقت بالای مدل‌سازی و شبیه‌سازی سینماتیک و دینامیک ربات است. برای سنجش درستی مدل دینامیک مستقیم، از نیروهای به دست آمده از شبیه‌سازی دینامیک معکوس به عنوان ورودی برای شبیه‌سازی دینامیک مستقیم استفاده شد و مسیر به دست آمده با مسیر مطلوب مقایسه گردید. از شبیه‌سازی و مقایسه انجام شده مشخص شد که بیشینه خطای موجود بین دینامیک مستقیم و معکوس، ۱٪ بوده که این امر بیانگر دقت بالای مدل‌سازی دینامیک ربات است. در ادامه، با استفاده از دینامیک معکوس ربات، یک کنترلر گشتاور محاسبه شده طراحی شد. برای طی کردن یک مسیر مشخص، با استفاده از مقادیر مورد انتظار مختصه‌های تعمیم یافته، و به کارگیری دینامیک معکوس، ورودی‌های کنترلی مناسب، به دست آمد. پس از آن، با استفاده از ورودی‌های کنترلی به دست آمده، و به کارگیری دینامیک مستقیم، به عنوان سیستم مورد کنترل، مختصه‌های تعمیم یافته واقعی محاسبه شد. از مقایسه مختصه‌های تعمیم یافته واقعی و مورد انتظار، کنترلر طراحی شده اعتبارسنجی گردید؛ و کارایی کنترلر یاد شده، اثبات شد. از شبیه‌سازی و مقایسه انجام شده مشخص شد که بیشینه خطای موجود بین مسیر مطلوب و دلخواه در حالتی که یک اغتشاش خارجی اعمال می‌شود، ۱۰٪ است. این خطا پس از گذشت زمان تقریبی ۲ ثانیه پس از اعمال اغتشاش به کمتر از ۱٪ کاهش یافته و انطباق مناسب بین مسیر دلخواه و مطلوب حاصل می‌گردد. هم چنین برای اثبات بهینگی مسیر توانبخشی برای حرکت مچ بیمار بر روی یک مسیر ایمن، مقایساتی بین مسیر بهینه و غیر بهینه صورت گرفت و مشاهده شد که مسیر بهینه‌ی استخراجی به کمک کنترلر طراحی شده بیشینه شتاب را تا ۴۸ درصد و نیروهای ضربه‌ای را به مچ بیمار تا ۴۷ درصد کاهش می‌دهند. لذا می‌توان نتیجه گرفت که به کمک ربات پیشنهادی و کنترلر مچ بیمار بر روی مسر بهینه‌ی استخراجی که حرکت آن توسط یک کنترلر بازخورد اصلاح می‌گردد، می‌توان با موفقیت و به شکل ایمن توانبخشی مچ یک بیمار را بدون دخالت فیزیوتراپ به انجام رساند.

- rehabilitation engineering, 6(1) (1998) 75-87.
- [10] L.E. Kahn, M.L. Zygman, W.Z. Rymer, D.J. Reinkensmeyer, Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3(1) (2006) 1-13.
- [11] P.S. Lum, C.G. Burgar, P.C. Shor, M. Majmundar, M. Van der Loos, Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(7) (2002) 952-959.
- [12] P.S. Lum, D.J. Reinkensmeyer, S.L. Lehman, Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1(3) (1993) 185-191.
- [13] J.A. Martinez, P. Ng, S. Lu, M.S. Campagna, O. Celik, Design of wrist gimbal: A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation, in: 2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR), IEEE, 2013, pp. 1-6.
- [14] H. Guo, H. Li, Dynamic analysis and simulation of a six degree of freedom Stewart platform manipulator, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 220(1) (2006) 61-72.
- [15] F. Paccot, N. Andreff, P. Martinet, A review on the dynamic control of parallel kinematic machines: Theory and experiments, *The International Journal of Robotics Research*, 28(3) (2009) 395-416.
- [1] R. Gopura, K. Kiguchi, D. Bandara, A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems, in: 2011 6th international Conference on Industrial and Information Systems, IEEE, 2011, pp. 346-351.
- [2] Y. Canjun, C. Ying, L. Yongxiang, Study on the humachine intelligent system and its application, *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 36(6) (2000) 42-47.
- [3] J. Iqbal, H. Khan, N.G. Tsagarakis, D.G. Caldwell, A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation—conceptualization to prototyping, *Biocybernetics and biomedical engineering*, 34(2) (2014) 79-89.
- [4] D. Stewart, A platform with six degrees of freedom, *Proceedings of the institution of mechanical engineers*, 180(1) (1965) 371-386.
- [5] B. Dasgupta, T. Mruthyunjaya, The Stewart platform manipulator: a review, *Mechanism and machine theory*, 35(1) (2000) 15-40.
- [6] K.-M. Lee, D.K. Shah, Dynamic analysis of a three-degrees-of-freedom in-parallel actuated manipulator, *IEEE Journal on Robotics and Automation*, 4(3) (1988) 361-367.
- [7] G. Zheng, L. Haynes, J. Lee, R. Carroll, On the Dynamic Model and Kinematic Analysis of a Class of Stewart Platform, *Robotics and Autonomous Systems*, 9(4) (1992) 237-254.
- [8] L.-W. Tsai, Solving the inverse dynamics of a Stewart-Gough manipulator by the principle of virtual work, *J. Mech. Des.*, 122(1) (2000) 3-9.
- [9] H.I. Krebs, N. Hogan, M.L. Aisen, B.T. Volpe, Robot-aided neurorehabilitation, *IEEE transactions on*

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

H. Tourajzadeh, O. Gholami, Z. Mehrvarz, H. Bagherloo, *Design, Modeling, and Optimal Position Control of a New Wrist Rehabilitation Robot Using the Stewart Platform*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 54(12) (2023) 2705-2724.

DOI: 10.22060/mej.2023.21644.7483



