



Analytical Model of Hand Phalanges Desired Trajectory for Rehabilitation and Design a Sliding Mode Controller Based on This Model

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Abbasimoshaii A.¹ MSc,
Mohammadi Moghadam M. ^{*1} PhD,
Dehghan Niestanak V. ¹ MSc

How to cite this article

Abbasimoshaii A, Mohammadi Moghadam M, Dehghan Niestanak V. Effect of Motion Domain and Velocity on Calculation of Underwater Vehicle Coefficients. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(1):129-137.

¹Applied Design Department, Mechanical Engineering Faculty, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering Faculty, Tarbiat Modares University, Jalal-Al-Ahmad Street, Tehran, Iran
Phone: +98 (21) 82883358
Fax: +98 (21) 82883358
m.moghadam@modares.ac.ir

Article History

Received: February 16, 2019
Accepted: May 7, 2019
ePublished: January 01, 2020

ABSTRACT

Modeling the movement of different parts of the body has been studied a lot in recent years. Body movement models such as fingers movements are good guides for designing different robots. Also, motion disability is one of the common diseases that have a great impact on patients' life quality. To treat the rupture of finger tendon, individual rehearsal rehabilitation exercises for each phalanx is required. In order to achieve this aim and take control of each phalanx movement, the mathematical model of the desired trajectory for each joint is necessary. The angle of each joint is measured with the help of a gyro sensor installed on a novel wearable rehabilitation robot proposed in this paper. The mathematical models of the phalanges motions are obtained by curve fitting. The model is applicable not only in the rehabilitation robots but also in the other robotic works. In most of the works in this area, the desired trajectory diagram was drawn and tracking of the trajectory was investigated. Thus, the desired trajectory formula should be fined for the other works. But in this work, the corresponding formula was found and it can help other researchers to easily use of these formulas for their work. To ensure the accuracy and efficiency of the calculated trajectories, the trajectories are implemented in a control system. In order to control this system, a suitable sliding mode controller was designed and the results of system controlling and trajectory tracking using this controller was obtained.

Keywords Desired Trajectory; Robot; Finger; Sliding Mode Controller

CITATION LINKS

[1] Rehabilitation of the wrist and hand following sports injury [2] ASR glove: A wearable glove for hand assistance and rehabilitation using shape memory alloys [3] Force and motion control of a tendon-driven hand exoskeleton actuated by shape memory alloys [4] A compact wrist rehabilitation robot with accurate force/stiffness control and misalignment adaptation [5] Wrist rehabilitation robot system and its effectiveness for patients [6] Design of a soft robotic glove for hand rehabilitation of stroke patients with clenched fist deformity using inflatable plastic actuators [7] AirExGlove- a novel pneumatic exoskeleton glove for adaptive hand rehabilitation in post-stroke patients [8] Gradual molding of the hand to object contours [9] Patterns of hand motion during grasping and the influence of sensory guidance [10] Flexibility and repeatability of finger movements during typing: Analysis of multiple degrees of freedom [11] Hand synergies during reach-to-grasp [12] Surface EMG in advanced hand prosthetics [13] A myoelectric controlled prosthetic hand with an evolvable hardware LSI chip [14] IEEE Transactions on Biomedical Engineering [15] Vision-based remote control system by motion detection and open finger counting [16] Exploitation of environmental constraints in human and robotic grasping [17] Development, design and validation of an assistive device for hand disabilities based on an innovative mechanism [18] Toward wearable supernumerary robotic fingers to compensate missing grasping abilities in hemiparetic upper limb [19] Contact points determination and validation for grasping of different objects by a four-finger robotic hand [20] Net-flow fingerprint model based on optimization theory [21] Trajectory tracking of 3D hybrid manipulator through human hand motion [22] Rendering strategies for underactuated hand exoskeletons [23] Control of knee rehabilitation robot based on combination of backstepping and admittance algorithms [24] Minimal assist-as-needed controller for upper limb robotic rehabilitation [25] Development of grip mechanism assistant device for finger rehabilitation [26] Assist-as-needed control of an intrinsically compliant robotic gait training orthosis [27] Assistive control system for upper limb rehabilitation robot [28] Robust impedance control for rehabilitation robot [29] Identification and torque control of series elastic actuator of lower limb extremity exoskeleton [30] Proportions of hand segments

مدل تحلیلی مسیر حرکت بندهای انگشتان دست حین توانبخشی و طراحی کنترلر مود لغزشی براساس این مدل

علیرضا عباسی‌مثنائی MSc

گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

مجید محمدی‌مقدم* PhD

گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

وحید دهقان‌نیستانک MSc

گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

چکیده

مدل‌سازی حرکت قسمت‌های مختلف بدن در سال‌های اخیر بسیار مورد مطالعه قرار گرفته است. الگوبرداری از حرکات بدن مانند انگشتان دست، راهنمای مناسبی برای طراحی ربات‌های مختلف است. همچنین ناتوانی‌های حرکتی، یکی از بیماری‌های رایج است که تاثیر زیادی در کاهش کیفیت زندگی بیماران دارد. برای درمان پارگی تاندون انگشتان دست، توانبخشی بند به بند انگشتان لازم است که این توانبخشی نیاز به تمرین مستمر و جداگانه هر بند دارد. برای رسیدن به این هدف و کنترل حرکت بندها، مدل ریاضی مسیر مطلوب بندها نیاز است. در این مقاله یک مدل ربات توانبخشی جدید پوشیدنی ارائه شده که به کمک آن و یک سنسور زاویه سنخ زاویه حرکت هر بند اندازه‌گیری می‌شود و به کمک برازش منحنی، مدل ریاضی حرکت بندها به دست می‌آید. مدل به دست آمده نه تنها در ربات‌های توانبخشی بلکه در سایر کارهای رباتیکی نیز قابل استفاده است. در بسیاری از کارهای مرتبط در این زمینه تنها نمودار مسیر مطلوب کشیده و نحوه دنبال کردن مسیر بررسی می‌شد، بنابراین برای بقیه کارها یافتن معادله مسیر مطلوب دوباره باید انجام می‌شد. اما در این کار فرمول مربوطه یافت شده است و این موضوع می‌تواند کمکی به کارهای آتی باشد تا به راحتی از این فرمول‌ها برای کار خود استفاده کنند. برای اطمینان از صحت و کارایی مسیر به دست آمده پیاده‌سازی آن در یک سیستم کنترلی انجام شد. برای کنترل این سیستم با توجه به حرکات مطلوب، کنترلر مود لغزشی مناسبی طراحی شد و نتایج کنترل سیستم و دنبال کردن مسیر با این کنترلر به دست آمد.

کلیدواژه‌ها: مسیر مطلوب، ربات، انگشت دست، کنترلر مود لغزشی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۱۱/۲۷

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۲/۱۷

*نویسنده مسئول: m.moghadam@modares.ac.ir

۱- مقدمه

دست افراد از بندهای مختلفی تشکیل شده که حرکت در مسیرهای متفاوتی را برای دست فراهم می‌کند. اما در واقع این مسیرها تلفیقی از حرکت هر بند در مسیر خود هستند که برای ایجاد توانایی انجام حرکات با مسیرهای مختلف، توانمندسازی هر بند به صورت جداگانه نیاز است. در این مقاله منظور از مسیر، مسیر مبتنی بر زمان است.

در عملیات توان بخشی به منظور هدایت بیماران در یک مسیر صحیح و اصلاح خطاهای حرکتی آنان، از یک مسیر مرجع به عنوان پیش فرض استفاده می‌کنند. این مسیر مرجع اغلب از مطالعات

بالینی روی حرکت افراد سالم به دست می‌آید. برای این منظور حرکت اجزای مختلف دست در فضای کارترین هنگام انجام کارهای متفاوت به صورت توابعی از زمان به دست می‌آید. این توابع در مرحله بعد به توابعی از زوایای مفاصل بدن تبدیل می‌شوند و الگوی حرکت آن قسمت را ایجاد می‌کنند. در واقع این مسیر همان مسیر مطلوب و هدف در کنترل مسیر است که در قسمت طراحی کنترلر باید منظور شود. در سال‌های اخیر پژوهش‌های بسیاری در زمینه به کارگیری ربات‌ها در بازتوانی افراد انجام شده است و با موفقیت‌های کسب شده، هم‌اکنون تعدادی از سیستم‌های رباتیکی مجوزهای لازم برای کاربرد کلینیکی را به دست آورده‌اند [1-3].

در مورد توانبخشی دست نیز کارهای زیادی انجام شده و روند ساخت ربات‌های توانبخشی دست با سرعت بالایی در حال پیشرفت است [4]. در قسمت ضایعه‌های اعصاب محیطی اکثر کارها به تمرین مشت کردن انگشتان بسنده کرده‌اند [6, 7] درحالی که بخشی از تمرین‌ها در این زمینه همان‌طور که در شکل ۱ نیز دیده می‌شود، به تمرین جداگانه هر بند انگشت دست مربوط می‌شود (خم کردن هر بند به صورت جداگانه).

سانتلو و همکاران در سال‌های ۱۹۹۸ [8] و ۲۰۰۲ [9] دسته‌ای از حالات مختلف قرارگیری انگشتان برای ایجاد پایه‌ای از انواع مختلف حالات آن‌ها مانند مشت کردن را نشان دادند و سوچتینگ و فلاندرز [10] بر حرکت انگشتان در حین نوشتن کلمات به کمک کامپیوتر کار کردند. همچنین میسون و همکاران [11] حالت انگشتان حین رسیدن به حالت مشت برای اجسام مختلف را بررسی کردند.



شکل ۱) یک نمونه از تمرین‌های توانبخشی انگشتان [1]

در زمینه ربات‌ها و دست مصنوعی کارهای زیادی انجام شده تا عملکرد آن‌ها به واقعیت نزدیک باشد. کاستلینی و ون‌دراسماگ از سیگنال الکترومیوگرافی (Electro Myo Graphy; EMG) برای کنترل نیروی دست استفاده کردند [12]. همچنین کاجیتانی و همکاران [13] و تنوره و همکاران [14] از سیگنال‌های الکترومیوگرافی برای کنترل و تشخیص حرکت انگشتان استفاده کردند. در تمامی این کارها برای کنترل حرکت به مسیر مطلوب حرکت هر انگشت نیاز است. لی و پارک [15] در سال ۲۰۰۹ اعلام کردند که دقت بالای عملیات انگشتان به شناخت جزئی و دقیق حرکات هر انگشت برمی‌گردد. همچنین کنترل حرکت هر انگشت، کیفیت گرفتن اجسام را بالا می‌برد و باعث می‌شود تا هر انگشت در مسیر مطلوب خود حرکت کرده و در تعامل با بقیه انگشتان برای رسیدن به هدف مورد نظر قرارگیرد [16].

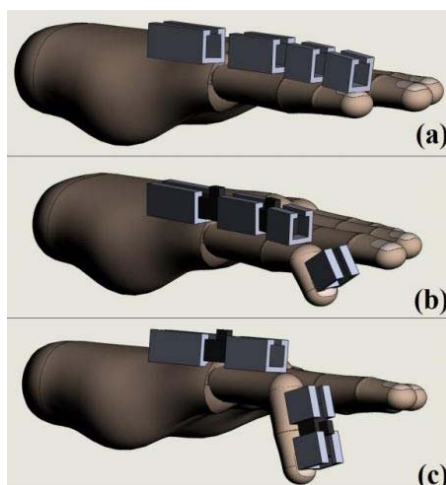
شد. کنترل این ربات توسط کنترلر مود لغزشی انجام شد و نتایج ردیابی مسیر به کمک این کنترلر به دست آمد.

۲- مواد و روش‌ها

برای یافتن داده‌های توانبخشی، آزمایش روی ۷ مرد و ۳ زن تحت نظر پزشک، انجام شد. این افراد دارای سن‌های مختلفی بودند. این افراد با موضوع کار آشنا نبودند و دانش اولیه‌ای از موضوع نداشتند. تنها تحت نظر پزشک، حرکات را انجام دادند که این حرکات شامل سه نوع حرکت آرام، متوسط و سرعت بالا بود. قبل از شروع تست‌ها، فرآیند تست به افراد توضیح داده شد. در نوک انگشت سنسور اندازه‌گیری زاویه قرار داشت (سنسور اندازه‌گیری زاویه شرکت لگو؛ Lego Gyro Sensor) که زاویه حرکت را اندازه می‌گرفت و زمان هر حرکت را نیز ثبت می‌کرد. قبل از شروع اندازه‌گیری سنسور کالیبره می‌شد و همچنین به دلیل نویزهای احتمالی از داده‌های به دست آمده با روش میانگین‌گیری نویزگیری انجام شد تا احتمال خطا پایین بیاید. سپس از داده‌های افراد در هر سرعت، میانگین گرفته شد و داده‌ها در نرم‌افزار متلب با یک نمودار برازش (Fit) شدند تا نمودار حرکت هر بند به دست آید. انگشتان در یک ربات توانبخشی انگشت قرار داده شدند که در ادامه نحوه طراحی و کارکرد این ربات شرح داده می‌شود.

۳- ربات توانبخشی انگشت

این سیستم شامل دو قسمت انتقال قدرت و مقیدسازی درجات آزادی است. در این سیستم ایده اصلی به این صورت بوده است که تمامی درجات آزادی قید داشته باشند و با آزادکردن هر قید، آن درجه آزادی فعال شده و با اعمال نیروی موتور به سر هر انگشت، نیروی لازم برای تحریک آن درجه آزادی ایجاد شود. همان‌طور که در شکل ۲ دیده می‌شود با حرکت گیره‌های مشکی بین اتصالات هر بند، بند مربوطه آزاد شده و قابلیت خم شدن را می‌یابد.



شکل ۲) نحوه قرارگیری قیدها برای آزادسازی هر بند و تمرین هر بند؛ (a) انگشت در حالت کاملاً آزاد، (b) بند اول آزاد، (c) آزادی و خم شدن بند دوم

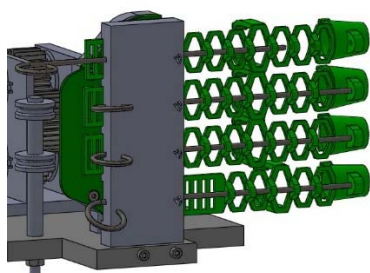
توانبخشی انگشتان به صورت جداگانه از این جهت بسیار مهم است که در صورت توانبخشی انگشتان با یکدیگر، برای حرکت یک انگشت، انگشت دیگر می‌تواند به آن کمک کند و خود انگشت تمامی نیروی لازم را وارد نکرده و بازگشت انگشت به حالت ایده‌آل به صورت کامل انجام نمی‌شود. بنابراین در کارهای بعدی بیمار به مشکل برخورد کرده و نارضایتی از توانبخشی ایجاد می‌شود.

کننتی و همکاران یک نمونه از ربات توانبخشی انگشت ارائه دادند که مسیر حرکت بندها را در ارتباط با یکدیگر برآورده می‌کرد[17]. کنترل این سیستم به کمک دو دکمه که بیمار برای باز و بسته کردن دست استفاده می‌کرد، انجام می‌شد. همچنین هوسین و همکاران[18] مسیر حرکت نوک انگشت را بررسی کرده و براساس آن روشی برای بررسی سفتی مفاصل پیشنهاد دادند. نیه و همکاران[19] روی حرکت دست با چهار انگشت کار کردند. کارهای دیگری نیز در این زمینه روی بهینه سازی[20] و دنبال کردن مسیر دست[21] و رندرینگ (Rendering)[22] انجام شد.

تمرین‌های توانبخشی در سرعت‌های مختلفی انجام می‌شود که در تمامی این حرکات تمرین‌ها از حرکات ساده شروع شده و با بهبود روند توانبخشی سرعت و دقت حرکات بالا می‌رود. در کار یوسفی و همکاران[23] و پهلوان و همکاران[24] نیرویی متناسب با خطای حرکت به فرد وارد می‌شود. آن‌ها از کنترل ادمیتانس (Admittance) و کنترل ادپتیو (Adaptive) برای کنترل سیستم استفاده کردند. در نوعی از ربات‌های توانبخشی، ربات تنها نقش عنصر کمکی را دارد[25] هوسین و همکاران[26] و چن و همکاران[27] در طراحی دیگر به ادغام دنبال کردن مسیر و نیروی کمکی با خطا که با کنترلر ادپتیو کنترل می‌شد، پرداختند. در واقع در عملیات توانبخشی انگشت، پزشک چند هفته به فرد این امکان را می‌دهد که در محدوده توانایی خود، انگشتان خود را حرکت دهد. سپس با گرفتن هر بند همان‌گونه که در شکل ۱ دیده می‌شود، توانبخشی هر بند به صورت جداگانه انجام می‌گیرد. بنابراین در طراحی و کنترل ربات توانبخشی و بازتوانی تاندون یا ربات‌های شبیه‌سازی حرکت مفاصل یا ربات‌های دیگر، نیاز به دانستن مسیر مطلوب حرکت هر بند وجود دارد. همچنین چون در حین دوران هر بند با سرعت ثابت و حول نقطه ثابتی دوران نمی‌کند، نیاز به یافتن زوایای متناسب با زمان به وجود می‌آید. همچنین در ربات خوشدل و همکاران[28] با توجه به مسیر مطلوب، بخش تحت توانبخشی با یک نیروی بازخورد به مسیر برمی‌گردد.

در این مقاله مسیر مطلوب حرکت هر بند برای توانبخشی انگشتان و ترمیم اعصاب محیطی پیدا شده است. با توجه به اینکه امروزه ربات‌های پوشیدنی مورد توجه بسیاری از محققین قرار گرفته است و کاربرد آن‌ها روز به روز بیشتر می‌شود[29]، برای اندازه‌گیری زوایای بندها، یک سنسور اندازه‌گیری زاویه روی یک ربات پوشیدنی جدید که برای توانبخشی انگشتان طراحی و ساخته شده است، نصب شد. در نهایت یک مدل ریاضی برای مسیر مطلوب حرکت هر بند یافت

انگشت را در بر گیرد. سپس اوپراتور با توجه به اینکه توانبخشی کدام بند را می‌خواهد انجام دهد، گیره را جابجا کرده و در مکان مربوطه قرار می‌دهد و بندی که آزاد است قادر به خم شدن و دریافت تمرین‌های توانبخشی می‌شود. در واقع در این مدل توانبخشی، تمرین‌های کمکی انجام می‌شود که در آن‌ها ربات به بیمار کمک می‌کند تا با تکرار حرکات لازم، این حرکات را فرا بگیرد. شیارها و گیره از درون یک صفحه مستطیلی رد می‌شوند تا در هر مکانی که لازم است، در درون آن صفحه سفت شوند و در حین تمرین قادر به جابجایی و به هم زدن تنظیمات نباشند. جنس بدنه نیز از جنس منعطف است که با قرارگیری گیره در هر مکان، بتواند بند مربوطه را به راحتی تمرین دهد. بنابراین این سیستم حرکت مشت و حرکت هر بند را به تنهایی ایجاد می‌کند.



شکل ۳) تصویر سیستم قیدگذاری انگشتان در نرم افزار

۴- مدل سینماتیکی انگشتان در حین مشت

پیش از پیاده‌سازی کنترلر روی ربات، نیاز به شبیه‌سازی سیستم بود و برای شبیه‌سازی سیستم و یافتن رابطه بین ورودی و خروجی، یافتن مدل سینماتیکی نیاز است. //کساندر و ویکتور^[30] طول استخوان هر بند انگشت را منتشر کردند. جدول ۱ طول هر بند انگشتان را نشان می‌دهد. همچنین هر بند برای انجام توانبخشی محدوده حرکتی مخصوص به خود را دارد. انگشت در حین خم شدن شبیه یک مکانیزم سری سه‌لینکی است که در شکل ۴ نشان داده شده است. جدول ۲ پارامترهای داناویت- هارتنبرگ متناظر با این سیستم را نشان می‌دهد.

جدول ۱) طول هر بند انگشت^[30]

انگشت	بند مربوطه	طول بند مربوطه (mm)
اشاره	اول	۱۵/۸۲±۲/۲۶
	دوم	۲۲/۳۸±۲/۵۱
	سوم	۳۹/۷۸±۴/۹۴
وسط	اول	۱۷/۴۰±۱/۸۵
	دوم	۲۶/۳۳±۳/۰۰
	سوم	۴۴/۶۳±۳/۸۱
حلقه	اول	۱۷/۳۰±۲/۲۲
	دوم	۲۵/۶۵±۳/۲۹
	سوم	۴۱/۳۷±۳/۸۷
کوچک	اول	۱۵/۹۶±۲/۴۵
	دوم	۱۸/۱۱±۲/۵۴
	سوم	۳۲/۷۴±۲/۷۷

در شکل ۲-a برای حالت اول از هیچ گیره‌ای استفاده نشده است و انگشت به صورت کاملاً آزاد می‌تواند حرکت کند. در حالت دوم گیره وارد بندها شده و بندهای دوم و سوم را در بر می‌گیرد، بنابراین با اعمال نیروی موتور به سرانگشت، خم شدن بند اول ایجاد می‌شود. در واقع در این حالت گیره مشکی، سه قسمت پشت دست، بند سوم و بند دوم را به یکدیگر متصل کرده و بند اول را آزاد می‌گذارد. در حالت سوم از دو گیره استفاده شده است که یک گیره برای مقیدسازی بند اول و یک گیره برای مقیدسازی بند سوم است. گیره اول با ایجاد اتصال بین بند اول و دوم، از خم شدن بند اول جلوگیری می‌کند و گیره دوم نیز بین بند سوم و پشت دست اتصال ایجاد می‌کند. در این حالت بند آزاد، بند دوم است و با اعمال نیروی موتور به انگشت، تنها قسمتی که می‌تواند حرکت کند بند دوم است و با خم شدن عکس‌العمل انگشت به نیروی موتور را ایجاد می‌کند.

بنابراین همان‌طور که مشاهده می‌شود با استفاده از تنها یک موتور می‌توان تمامی درجات آزادی انگشت را در زمان لازم حرکت داد که این کار محاسن زیادی دارد؛ از جمله اینکه اندازه قسمت محرک کاهش یافته و وزن سیستم نیز کم می‌شود. در این ربات کابل به سر هر انگشت متصل می‌شود و بند مورد نظر به صورت خودبه‌خود حرکت می‌کند. به منظور تغییر انگشت تحریک شده توسط تنها موتور استفاده شده در سیستم، از سیستم کلاچ و چرخ‌دنده استفاده شده است که این سیستم کلاچی با قطع و وصل جریان باعث می‌شود که انگشت دلخواه باز و بسته شده و تمرین داده شود. میزان چرخش موتور با انکودر (Encoder) موجود در موتور اندازه‌گیری می‌شود و مکان و میزان چرخش آن به کمک خروجی انکودر کنترل می‌شود. برای مشت کردن دست نیز تمامی قیدهای بندهای انگشتان برداشته می‌شود و نیروی کابل وقتی به سر انگشتان وارد می‌شود، تمامی انگشتان خم شده و دست مشت می‌شود. بنابراین سیستم علاوه بر ایجاد تحریک بند به بند انگشتان و تحریک جداگانه هر بند، می‌تواند تمامی انگشتان را به صورت همزمان تحریک کرده و تمرین‌هایی که در آن‌ها مشت کردن دست نیاز است را انجام دهد.

نمای شماتیک سیستم طراحی شده برای قسمت روی انگشتان در شکل ۳ آمده است. در این شکل برای مثال گیره بند اول انگشت اشاره عقب کشیده شده است و بند اول آزاد است. راهنماهای پشت هر انگشت با ایجاد سوراخی در مدل طراحی شده ایجاد شده‌اند و گیره نیز از یک میله آلومینیومی با قطر ۳ میلی‌متر درست شده است. هر انگشت در مکان مربوط به خود قرار می‌گیرد و توانبخشی انگشتان به صورت جداگانه انجام می‌شود. به منظور قرارگیری راحت دست در این مکان، صفحه زیری دست با فاصله کمی از انگشت آخر قرار دارد تا فرد بتواند در راحت‌ترین حالت، مکان دست خود را تنظیم نماید.

در واقع شیوه کار به صورت کلی بدین ترتیب است که بیمار انگشت خود را در درون قسمت مربوطه قرار داده و بند اول در انتهای قسمت انگشت قرار می‌گیرد. سپس با توجه به ابعاد کل انگشت فرد، شیارها در مکانشان جابجا می‌شوند تا سیستم توانبخشی انگشت، کل

$$S_2 = \pm \sqrt{1 - C_2^2} \quad (۱۶)$$

۵- طراحی کنترلر مود لغزشی

برای اطمینان از صحت مسیر و کارکرد سیستم، نیاز به پیاده‌سازی مسیرها در یک سیستم کنترلی وجود داشت. به دلیل وجود پارامترهای ناشناخته و اغتشاشات در این سیستم، همچنین تفاوت سختی دست افراد مختلف، کنترلر مقاوم گزینه مناسبی برای کنترل این سیستم بود و کنترلر PID خطای بیشتری از کنترلر مقاوم خواهد داشت. در بین کنترلرهای مقاوم کنترلر مود لغزشی به دلیل سهولت پیاده‌سازی و عدم وابستگی به تغییرات پارامترها برای این کار انتخاب شد. در این کنترلر معادله کلی سیستم به صورت ۱۷ است.

$$\ddot{X} = f(x, t) + g(x, t)U + \gamma \quad (۱۷)$$

که در آن f و g توابع سیستم دینامیکی و γ اغتشاشات سیستم است که شرط ۱۸ را برآورده می‌کنند. همچنین U ورودی کنترلی (نیروی وارده بر سر انگشت) است.

$$|\gamma| < \rho \quad (۱۸)$$

سطح لغزش و خطا در این سیستم طبق معادله ۱۹ و ۲۰ تعریف می‌شود و وظیفه کنترلر این است که سیستم را به سمت این سطح لغزش هدایت کند.

$$S = \dot{e} + ke = 0 \quad (۱۹)$$

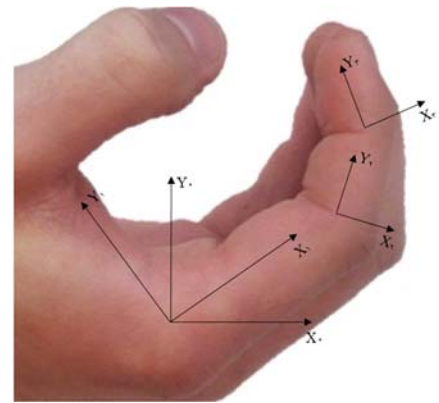
$$e = X - X_d \quad (۲۰)$$

بنابراین ربات باید با توجه به مسیر مطلوب و به کمک نیرویی که به سر انگشت وارد می‌کند، انگشت را در مسیر مورد نظر حرکت دهد. برای به دست آوردن رابطه مناسب برای کنترلر، نیاز به دانستن معادله کلی سیستم وجود دارد. با توجه به شکل‌های ۵ و ۶ که مدل ساده‌شده قسمت کابلی و فنری انگشت هستند، اگر فاصله محل اتصال ربات و کابل (که سر انگشت را به موتور وصل می‌کند) با سر انگشت و انتهای قسمت انگشتان را با E و D و همچنین فاصله محل اتصال ربات و فنر (که پشت انگشت را به پشت دست وصل می‌کند و باعث حرکت برگشتی انگشت می‌شود) با سر انگشت و انتهای قسمت انگشتان را به ترتیب با G و H نشان دهیم و سختی سیستم و فنر پشت انگشت را K_1 و K و دمپینگ سیستم را C در نظر بگیریم معادله کلی سیستم به صورت معادله ۲۱ می‌شود.

$$I\ddot{\theta} = T * \sin(\alpha)l_3 + T * \cos(\alpha)E - K * \sqrt{(H + l_3 \sin(\theta))^2 + ((l_1 + l_2 + l_3 \cos(\theta))^2)} - \sqrt{H^2 + (l_1 + l_2 + l_3)^2} * \cos(\beta) * l_3 - K * ((\sqrt{(H + l_3 \sin(\theta))^2 + ((l_1 + l_2 + l_3 \cos(\theta))^2)} - \sqrt{H^2 + (l_1 + l_2 + l_3)^2}) * \sin(\beta) * G) - C * \dot{\theta} - K_1 * \theta \quad (۲۱)$$

که در این معادله T کشش کابل و θ زاویه چرخش هر بند است. طول بند انگشتان نیز با l_1 و l_2 و l_3 نشان داده شده است. رابطه α و β طبق روابط ۲۲ و ۲۳ است.

$$\alpha = \theta + tg^{-1} \left(\frac{D - l_3 \sin(\theta) - E \cos(\theta)}{l_1 + l_2 + l_3 \cos(\theta) - E \sin(\theta)} \right) \quad (۲۲)$$



شکل ۴) مختصات‌های افزوده‌شده به مکانیزم سری سه‌لینکی متناظر با انگشت

جدول ۲) پارامترهای داناویت- هارتنبرگ برای مکانیزم سه‌لینکی متناظر با انگشت

θ_i	d_i	a_{i-1}	α_{i-1}	i
θ_1	۰	۰	۰	۱
θ_2	۰	l_1	۰	۲
θ_3	۰	l_2	۰	۳

در جدول ۲، θ_1 میزان چرخش بند انتهایی انگشت (چرخش مختصات شماره دو نسبت به مختصات شماره یک)، θ_2 میزان چرخش بند وسط انگشت (چرخش مختصات شماره سه نسبت به مختصات شماره دو)، θ_3 میزان چرخش بند ابتدایی انگشت (چرخش مختصات شماره سه نسبت به مختصات شماره دو) است. بنابراین اگر مکان نوک انگشت را با X و Y زاویه دورانش را با $\emptyset$ نشان دهیم، معادلات سینماتیک مستقیم سیستم به صورت ۱، ۲ و ۳ می‌شود.

$$X = l_1 C_1 + l_2 C_{12} + l_3 C_{123} \quad (۱)$$

$$Y = l_1 S_1 + l_2 S_{12} + l_3 S_{123} \quad (۲)$$

$$\emptyset = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 \quad (۳)$$

که در آن:

$$C_1 = \cos(\theta_1) \quad (۴)$$

$$S_1 = \sin(\theta_1) \quad (۵)$$

$$C_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (۶)$$

$$S_{12} = \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (۷)$$

$$C_{123} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (۸)$$

$$S_{123} = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (۹)$$

سینماتیک معکوس و حل جبری متغیرهای مفاصل $(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ سیستم به صورت ۱۰، ۱۱ و ۱۲ تعریف می‌شود.

$$\theta_1 = \text{Atan2}(y', x') - \text{Atan2}(l_2 S_2, l_1 + l_2 C_2) \quad (۱۰)$$

$$\theta_2 = \text{Atan2}(S_2, C_2) \quad (۱۱)$$

$$\theta_3 = \emptyset - (\theta_1 + \theta_2) \quad (۱۲)$$

که در این روابط، متغیرها به صورت ۱۳ تا ۱۶ هستند.

$$x' = x - l_3 \cos(\emptyset) \quad (۱۳)$$

$$y' = y - l_3 \sin(\emptyset) \quad (۱۴)$$

$$C_2 = \frac{x'^2 + y'^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2} \quad (۱۵)$$

$$\dot{V} = S\dot{S} = S(\ddot{X} - \ddot{X}_d + k(\dot{X} - \dot{X}_d)) = S[f + gU_{eq} + gU_{rb} + \gamma - \ddot{X}_d + k(\dot{X} - \dot{X}_d)] < 0 \quad (30)$$

$$\dot{V} = S[-nS - \rho \cdot \text{sgn}(S) + \gamma] < 0 \quad (31)$$

$$-nS^2 - \rho|S| + \gamma S < -n|S|^2 - \rho|S| + |\gamma||S| < 0 \quad (32)$$

$$-n|S| + |\gamma| < \rho \quad (33)$$

بنابراین به رابطه ۳۴ می‌رسیم که همواره برقرار است. پس این کنترلر پایداری سیستم را برآورده می‌کند و سیستم قادر به ردیابی صحیح مسیر است.

$$|\gamma| < \rho \quad (34)$$

یکی از مشکلات کنترلر مود لغزشی، پدیده چترینگ است که این مشکل را با تغییر کنترلر مرتبط با اغتشاشات یا افزودن کنترلرهای دیگر مانند کنترلر فازی برطرف می‌کنند. اما در این کار به دلیل سرعت کم و گرفتن نویز از داده‌ها مشکلی در تخمین و تست کنترلر برای تعقیب مسیر مطلوب رخ نمی‌دهد.

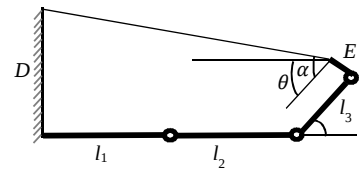
۶- پیاده‌سازی و آزمایش

همان‌طور که در شکل ۷ دیده می‌شود، در هر آزمایش دست افراد در قسمت مربوطه قرار گرفته و مطابق نظر پزشک، هر فرد دست خود را حرکت می‌دهد. سنسور اندازه‌گیری زاویه شرکت لگو نیز در نوک قسمت انگشت قرار داده شد تا زاویه خم شدن هر بند و زمان آن را ثبت کند. این سنسور زاویه را با دقت $\pm 3^\circ$ (در چرخش 90°) اندازه‌گیری می‌کند و فرکانس خروجی آن نیز یک کیلوهرتز است. در هر تمرین از افراد خواسته شد که سه مرتبه انگشت خود را ببندند تا اثرات نویز و خطا کاهش یافته و مسیر به‌دست‌آمده به مسیر واقعی نزدیک‌تر باشد. همچنین برای کالیبره کردن سنسور، در محیط برنامه‌نویسی سنسور، مازول کالیبره کردن وجود داشت و علاوه بر آن در چند زاویه مشخص عدد سنسور خوانده شد و نمودار چرخش انگشت برحسب زاویه چرخش موتور به‌صورت نمودار ۱ به‌دست آمد.

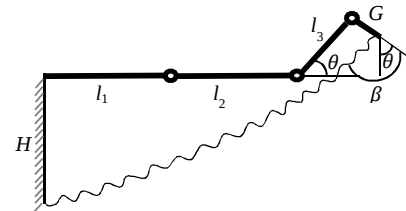


شکل ۷ نحوه قرارگیری دست افراد در ربات

$$\beta = \theta + tg^{-1} \left(\frac{l_1 + l_2 + l_3 \cdot \cos(\theta) + G \cdot \sin(\theta)}{H + l_3 \cdot \sin(\theta) - G \cdot \cos(\theta)} \right) \quad (23)$$



شکل ۵ مدل ساده‌شده قسمت کابلی متصل به انگشت



شکل ۶ مدل ساده‌شده قسمت فنر متصل به انگشت

کنترلر مود لغزشی از دو کنترلر که یکی برای کنترل کلی سیستم (u_{eq}) و دیگری برای کنترل اغتشاشات و نامعینی‌ها (u_{rb}) است، تشکیل شده است. این کنترلرها باید به‌گونه‌ای طراحی شوند که پایداری سیستم تضمین شود و برای تضمین پایداری سیستم از تابع لیاپانوف استفاده می‌شود. u_{eq} برای کنترل سیستم کلی است و بردار حالت سیستم را روی مسیر مطلوب حرکت می‌دهد. قسمت مربوط به نامعینی و اغتشاش u_{rb} را جبران می‌کند. u_{eq} از حل معادله $\dot{S} = 0$ به‌دست می‌آید تا با افزودن یک قسمت همواره منفی به آن، بتوان آن را منفی کرد و به سیستم پایدار رسید. این کنترلر سیستم را به سمت سطح لغزش مورد نظر می‌آورد و به دلیل استفاده از تابع علامت در فرمول u_{rb} ، سیستم در هر طرف سطح لغزش که باشد به سمت آن سطح کشیده خواهد شد. توابع g و f برای ربات ارائه‌شده در این مقاله و با توجه به رابطه ۲۱ به‌صورت روابط ۲۷ و ۲۸ هستند.

$$u = u_{eq} + u_{rb} \quad (24)$$

$$u_{eq} = g^{-1}(\ddot{X}_d - f - k(\dot{X} - \dot{X}_d) - nS) \quad (25)$$

$$u_{rb} = -g^{-1} \rho \cdot \text{sgn}(S) \quad (26)$$

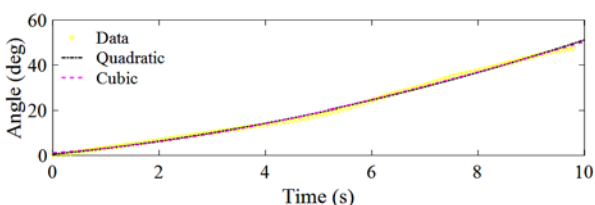
$$g = \frac{1}{l} (\sin(\alpha) * l_3 + \cos(\alpha) * E) \quad (27)$$

$$f = \frac{1}{l} (-K * \frac{(\sqrt{(H + l_3 \sin(\theta))^2 + ((l_1 + l_2 + l_3 \cos(\theta))^2)} - \sqrt{H^2 + (l_1 + l_2 + l_3)^2}) * \cos(\beta) * l_3 - K * ((\sqrt{(H + l_3 \sin(\theta))^2 + ((l_1 + l_2 + l_3 \cos(\theta))^2)} - \sqrt{H^2 + (l_1 + l_2 + l_3)^2}) * \sin(\beta) * G) - c * \dot{\theta} - K_1 * \theta)} \quad (28)$$

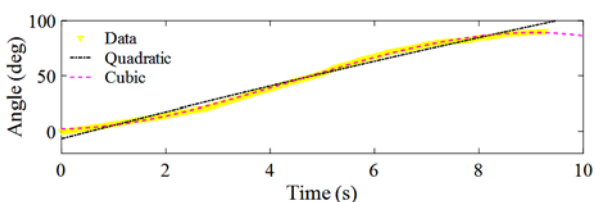
برای اثبات پایداری سیستم از تابع لیاپانوف استفاده می‌کنیم. طبق تعریف تابع لیاپانوف، اگر خود تابع همواره مثبت باشد و مشتق این تابع همواره منفی باشد می‌توان به این نتیجه رسید که سیستم پایدار است.

$$V(t) = \frac{1}{2} S^2 \quad (29)$$

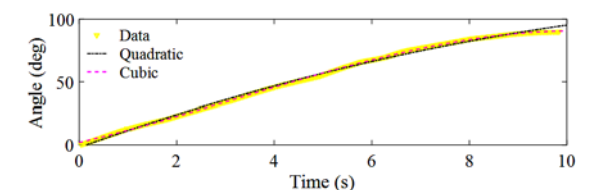
سطوح تمرینی مختلف، نیاز به یافتن رابطه‌ای بین این سطوح تمرینی وجود دارد که در واقع با استفاده از یک ضریب می‌توان ضرایب استفاده‌شده در معادله مسیر مطلوب را تغییر داده و سرعت تمرین را بالا برد. پس از بررسی داده‌ها بین افراد متفاوت، رابطه تقریبی بین سرعت‌های آزمایش‌های مختلف به‌دست آمد که می‌تواند در برنامه‌نویسی ربات‌ها برای پیشرفت و ارتقاء سطح تمرین‌ها بسیار کاربردی باشد. جدول ۳ ضریب سرعت‌های آزمایش‌های مختلف را نشان می‌دهد.



نمودار (۲) داده‌های میانگین برای بند اول و منحنی برازش‌شده با آن



نمودار (۳) داده‌های میانگین برای بند وسط و منحنی برازش‌شده با آن



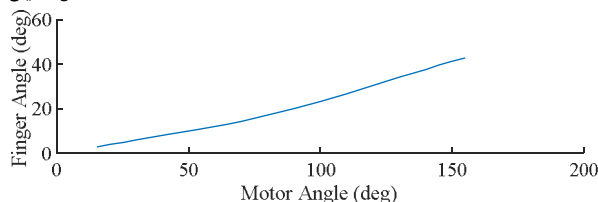
نمودار (۴) داده‌های میانگین برای بند انتهایی و منحنی برازش‌شده با آن

جدول (۳) رابطه بین سرعت آزمایش‌های مختلف

آرام	متوسط	سریع
۱	۲/۲	۳

در طول این آزمایش‌ها مشاهده شد که بندهای متناظر انگشتان مختلف از یک قالب تقریبی برای حرکت حول محور خود تبعیت می‌کنند و اختلاف شدیدی بین آن‌ها وجود ندارد. پس از یافتن مسیر مطلوب هر بند، این مسیرها به‌عنوان ورودی به کنترلر مود لغزشی داده شدند و ضرایب کنترلر مود لغزشی به‌گونه‌ای تنظیم شد تا ربات بتواند به‌خوبی مسیر مطلوب را دنبال کند. در نمودارهای ۵، ۶ و ۷ مسیر مطلوب و مسیر طی‌شده توسط ربات نشان داده شده است.

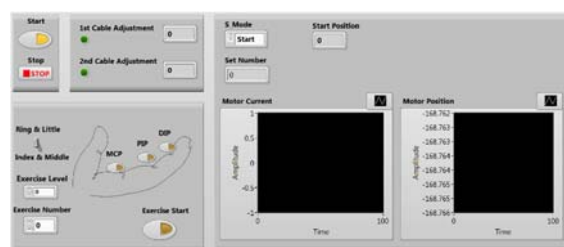
همچنین برای مقایسه نحوه عملکرد کنترلر مود لغزشی و کنترلر PID، نتیجه آزمایش تعقیب مسیر مطلوب برای بند اول انگشت اشاره که با هر دو کنترلر انجام شد در نمودار ۸ آمده است. ربات به‌خوبی توانست مسیر مطلوب را دنبال کند و انگشتان را در این



نمودار (۱) نمودار زاویه چرخش انگشت برحسب زاویه چرخش موتور

۷- نتایج آزمایش و به‌دست‌آوردن مسیر

سرعت سیستم و تعداد تمرین‌ها از طریق محیط کاربری نرم‌افزار نوشته‌شده تنظیم می‌شود و زاویه خم‌شدن انگشت در سرعت‌های مختلف برحسب زمان توسط سنسور خوانده می‌شود. شکل ۸ تصویر محیط کاربری نرم‌افزار نوشته شده را نشان می‌دهد.



شکل (۸) تصویر محیط کاربری سیستم برای تنظیم سرعت و تعداد تمرین‌ها

برای رسیدن به نتایجی با دقت بالا، از داده‌های به‌دست‌آمده از افراد مختلف میانگین گرفته شد و یک منحنی به این داده‌ها برازش شد. سپس معادله منحنی به‌دست آمد و با دو نمونه داده دیگر صحت‌سنجی آن انجام شد. نمودار ۲ داده‌های به‌دست‌آمده برای بند اول انگشت در هنگام جمع‌شدن در سرعت کم و منحنی برازش‌شده با آن‌ها را نشان می‌دهند.

$$\theta = 0.27 * t^2 + 2.4 * t + 0.5 \quad (35)$$

$$\theta = -0.013 * t^3 + 0.46 * t^2 + 1.6 * t + 1.1 \quad (36)$$

در این برازش در صحت‌سنجی ضریب تعیین (R^2), ۹۷۸۸٪ به‌دست آمد که چون نزدیک به یک است نشان‌دهنده برازش بسیار خوبی است. نمودار ۳ داده‌های به‌دست‌آمده برای بند وسط انگشت در هنگام جمع‌شدن در سرعت کم و منحنی برازش‌شده با آن‌ها را نشان می‌دهند.

$$\theta = -0.11 * t^2 + 12 * t - 6.7 \quad (37)$$

$$\theta = -0.23 * t^3 + 3 * t^2 + 0.67 * t + 2.2 \quad (38)$$

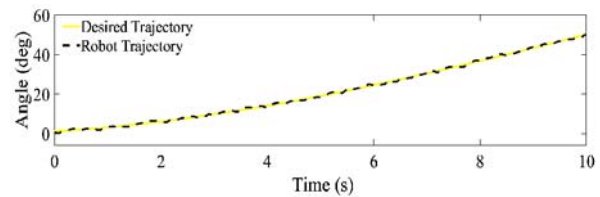
در این برازش ضریب تعیین ۹۸۵۷٪ به‌دست آمد. همین تست‌ها برای بند انتهایی انگشتان گرفته شد و نمودار ۴ نشان‌دهنده نتایج تست است.

$$\theta = -0.41 * t^2 + 14 * t - 2 \quad (39)$$

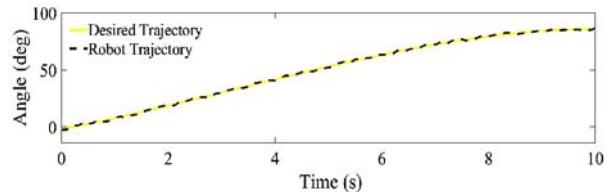
$$\theta = -0.082 * t^3 + 0.8 * t^2 + 9 * t - 2 \quad (40)$$

در این برازش ضریب تعیین ۹۸۵۵٪ به‌دست آمد. در هر تست، پزشک پس از مشاهده پیشرفت بیمار سطح تمرین را بالا می‌برد که بدین معنا است که با افزایش سرعت تمرین، توانایی فرد به مرور بهبود می‌یابد. در صورت استفاده از ربات برای تشخیص و ایجاد

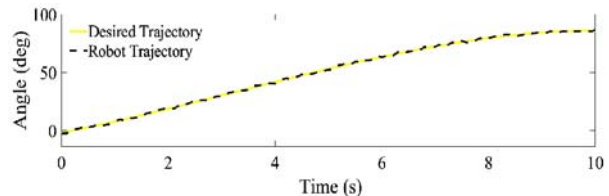
مسیر حرکت دهد که نشان‌دهنده صحت کارکرد ربات و همچنین مسیر یافته‌شده توسط محاسبات است.



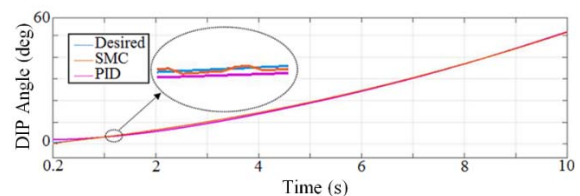
نمودار ۵) مسیر مطلوب بند اول و حرکت ربات به کمک کنترلر براساس این مسیر



نمودار ۶) مسیر مطلوب بند وسط و حرکت ربات به کمک کنترلر براساس این مسیر



نمودار ۷) مسیر مطلوب بند انتهایی و حرکت ربات به کمک کنترلر براساس این مسیر



نمودار ۸) مسیر مطلوب بند اول و حرکت ربات به کمک کنترلر مود لغزشی و PID

۸- نتیجه‌گیری

در این مقاله مسیر حرکت بندهای مختلف انگشتان مورد بررسی قرار گرفت. در بعضی کارهای رباتیکی مانند توانبخشی انگشت افراد به‌منظور ترمیم تاندون، نیاز به توانبخشی بند به بند انگشتان وجود دارد که برای کنترل حرکت آن‌ها، باید یک مسیر مرجع برای سیستم تعریف شود و ربات باید هر بند را طبق مسیر مطلوب حرکت دهد. بنابراین نیاز به دانستن این مسیر برای هر بند احساس می‌شود. برای نیل به این هدف، زاویه بندهای انگشتان در زمان‌های مختلف اندازه‌گیری شد و نمودارهایی متناسب با آن‌ها یافت شد. سپس به کمک نمودارهای به‌دست‌آمده معادله مسیر مطلوب هر بند به‌دست آمد تا بتواند در سایر کارهای مشابه نیز استفاده شود. همچنین در توانبخشی متناسب با افزایش توان افراد، سرعت توانبخشی افزایش می‌یابد که این امر نیز توسط پزشک تایید می‌شود. در این مقاله

رابطه‌ای بین سرعت‌های مختلف آزمایش‌ها پیدا شد که برای تغییر سطح توانبخشی در ربات‌ها قابل استفاده است. برای اطمینان از صحت داده‌ها از آن‌ها نویزگیری انجام شد و از چند نفر تست گرفته شد و داده‌های میانگین مورد استفاده قرار گرفت. با کمک نتایج این مقاله، کنترل ربات توانبخشی راحت‌تر شده و میزان پیشرفت افراد را می‌توان تست کرد و همچنین سطح توانبخشی را تغییر داد. از طرف دیگر، این مدل‌ها در بیومکانیک، مکانیک، طراحی ربات‌های انسان‌نما و توانبخشی، علوم زیستی، ارگونومی، واقعیت مجازی و علوم ورزشی کاربرد دارند. در نهایت برای اطمینان از صحت مسیرهای به‌دست‌آمده، این مسیرها در یک مدل کنترلی مود لغزشی که برای ربات توانبخشی دست پیاده‌سازی شده بود، استفاده شد و نحوه دنبال‌کردن مسیر و حرکت انگشتان درون ربات مشاهده شد.

تشکر و قدردانی: برای انجام تست‌ها نیاز به فضا و افراد و بیمارانی بود که آزمایشات را انجام دهند. با تشکر از خانم دکتر فاطمه محمودزاده و بیمارستان سینا که کمال همکاری را با ما در این کار نمودند. همچنین از آقایان سعید معتضدی، محمد افراشته، حسین مهدوی، سینا کسائی، حسین محمدی، محمد جعفرنیاپی، حمید کاظمی و خانم‌ها رقیه فهم، کوبک درویشی و آرزیتا جراح تشکر می‌کنیم که در انجام این تست‌ها در کمال صبر و حوصله ما را یاری دادند.

تاییدیه اخلاقی: این مقاله تاکنون در نشریه دیگری به چاپ نرسیده است و برای بررسی نیز به نشریه دیگری ارسال نشده است. محتویات علمی مقاله حاصل فعالیت علمی نویسندگان است.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

سهم نویسندگان: علیرضا عباسی مشائی (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۶۰٪)؛ مجید محمدی مقدم (نویسنده دوم)، روش‌شناس/پژوهشگر کمکی (۲۵٪)؛ وحید دهقان نیستانک (نویسنده سوم)، پژوهشگر کمکی (۱۵٪)

منابع مالی: این تحقیق هیچ‌گونه منابع مالی دریافت نکرده است.

منابع

- 1- Jaworski CA, Krause M, Brown J. Rehabilitation of the wrist and hand following sports injury. Clinics in Sports Medicine. 2010;29(1):61-80.
- 2- Hadi A, Alipour K, Kazeminasab S, Elahinia M. ASR glove: A wearable glove for hand assistance and rehabilitation using shape memory alloys. Journal of Intelligent Material Systems and Structures. 2018;29(8):1575-1585.
- 3- Kazeminasab S, Hadi A, Alipour Kh, Elahinia M. Force and motion control of a tendon-driven hand exoskeleton actuated by shape memory alloys. Industrial Robot: An International Journal. 2018;45(5):623-633.
- 4- Su YY, Yu YL, Lin CH, Lan CC. A compact wrist rehabilitation robot with accurate force/stiffness control and misalignment adaptation. International Journal of Intelligent Robotics and Applications. 2019;3(1):45-58.
- 5- Yamamoto I, Matsui M, Higashi T, Iso N, Hachisuka K, Hachisuka A. Wrist rehabilitation robot system and its

- 18- Hussain I, Spagnoletti G, Salvietti G, Prattichizzo D. Toward wearable supernumerary robotic fingers to compensate missing grasping abilities in hemiparetic upper limb. *The International Journal of Robotics Research*. 2017;36(13-14):1414-1436.
- 19- Neha E, Suhaib M, Mukherjee S. Contact points determination and validation for grasping of different objects by a four-finger robotic hand. *International Journal of Intelligent Machines and Robotics*. 2019;1(3).
- 20- Lei C, Zhang H, Liu Y, Du X. Net-flow fingerprint model based on optimization theory. *Arabian Journal for Science and Engineering*. 2016;41(8):3081-3088.
- 21- Arora R, Bera TK. Trajectory tracking of 3D hybrid manipulator through human hand motion. *Arabian Journal for Science and Engineering*. 2019;44(2):935-947.
- 22- Sarac M, Solazzi M, Otaduy MA, Frisoli A. Rendering strategies for underactuated hand exoskeletons. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2018;3(3):2087-2092.
- 23- Yosefi F, Alipour K, Tarvirdizadeh B, Hadi A. Control of knee rehabilitation robot based on combination of backstepping and admittance algorithms. *Modares Mechanical Engineering*. 2017;16(12):135-143. [Persian]
- 24- Pehlivan AU, Losey DP, O'Malley MK. Minimal assist-as-needed controller for upper limb robotic rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*. 2016;32(1):113-124.
- 25- Mohamaddan S, Osman MS. Development of grip mechanism assistant device for finger rehabilitation. *Service Robotics and Mechatronics*. 2010;95-100.
- 26- Hussain Sh, Jamwal PK, Ghayesh MH, Xie SQ. Assist-as-needed control of an intrinsically compliant robotic gait training orthosis. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2016;64(2):1675-1685.
- 27- Chen SH, Lien WM, Wang WW, Lee GD, Hsu LC, Lee KW, et al. Assistive control system for upper limb rehabilitation robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2016;24(11):1199-1209.
- 28- Khoshdel V, Akbarzadeh Tootoonchi A. Robust impedance control for rehabilitation robot. *Modares Mechanical Engineering*. 2015;15(8):429-437. [Persian]
- 29- Taherifar A, Vossoughi Gh, Selk Ghafari A. Identification and torque control of series elastic actuator of lower limb extremity exoskeleton. *Modares Mechanical Engineering*. 2017;17(8):1-8. [Persian]
- 30- Alexander B, Viktor K. Proportions of hand segments. *International Journal of Morphology*. 2010;28(3):755-758.
- effectiveness for patients. *Sensors and Materials*. 2018;30(8):1825-1830.
- 6- Yap HK, Lim JH, Goh JCH, Yeow CH. Design of a soft robotic glove for hand rehabilitation of stroke patients with clenched fist deformity using inflatable plastic actuators. *Journal of Medical Devices*. 2016;10(4):044504.
- 7- Stilli A, Cremoni A, Bianchi M, Ridolfi A, Gerii F, Vannetti F, et al. AirExGlove- a novel pneumatic exoskeleton glove for adaptive hand rehabilitation in post-stroke patients. *IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, 2018 April 24-28, Livorno, Italy. Piscataway: IEEE; 2018.
- 8- Santello M, Soechting JF. Gradual molding of the hand to object contours. *Journal of Neurophysiology*. 1998;79(3):1307-1320.
- 9- Santello M, Flanders M, Soechting JF. Patterns of hand motion during grasping and the influence of sensory guidance. *Journal of Neuroscience*. 2002;22(4):1426-1435.
- 10- Soechting JF, Flanders M. Flexibility and repeatability of finger movements during typing: Analysis of multiple degrees of freedom. *Journal of Computational Neuroscience*. 1997;4(1):29-46.
- 11- Mason CR, Gomez JE, Ebner TJ. Hand synergies during reach-to-grasp. *Journal of Neurophysiology*. 2001;86(6):2896-2910.
- 12- Castellini C, Van Der Smagt P. Surface EMG in advanced hand prosthetics. *Biological Cybernetics*. 2009;100(1):35-47.
- 13- Kajitani I, Iwata M, Harada M, Higuchi T. A myoelectric controlled prosthetic hand with an evolvable hardware LSI chip. *Technology and Disability*. 2003;15(2):129-143.
- 14- Tenore FVG, Ramos A, Fahmy A, Acharya S, Etienne-Cummings R, Thakor NV. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2009;65(5):1427-1434.
- 15- Lee D, Park Y. Vision-based remote control system by motion detection and open finger counting. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*. 2009;55(4):2308-2313.
- 16- Eppner C, Deimel R, Alvarez-Ruiz J, Maertens M, Brock O. Exploitation of environmental constraints in human and robotic grasping. *The International Journal of Robotics Research*. 2015;34(7):1021-1038.
- 17- Conti R, Allotta B, Meli E, Ridolfi A. Development, design and validation of an assistive device for hand disabilities based on an innovative mechanism. *Robotica*. 2017;35(4):892-906.