



Design and Manufacturing of a Wearable Portable Robotic Hand Controlled by Sliding Mode Controller

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Azimi Pirsoltan F.¹ MSc,
Ozgili S.^{2*} PhD,
Moghadam M. M.¹ PhD

How to cite this article

Azimi Pirsoltan F, Ozgili S, Moghadam M M. Design and Manufacturing of a Wearable Portable Robotic Hand Controlled by Sliding Mode Controller. Modares Mechanical Engineering. 2021; 21(4):273-284.

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

² School of Electrical & Computer Engineering, Department of Control, Faculty of Electrical and Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

*Correspondence

Address: School of Electrical & Computer Engineering, Department of Control, Faculty of Electrical and Computer Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
Phone: +98 (21) 82883309
Fax: +98 (21) 82884325
ozgili@modares.ac.ir

Article History

Received: April 1, 2020
Accepted: November 15, 2020
ePublished: March 31, 2021

ABSTRACT

The hands are one of the most complex moveable organs of the human body. Some reasons such as stroke can cause disorder in hand functions. These patients face problems doing their daily routines. The communication between humans and robots leads to the invention of devices for improving the patient's ability. This paper aims to design and manufacture a prototype of a portable wearable robot. This robot has been designed to facilitate the daily routines of patients who are not able to extend their hands. Researchers are facing challenges like high cost due to numerous actuators and these sensors are used to control the system. As the number of elements used to build the device increase, the ultimate weight of the device, also, grows, and practically it loses portability. According to the importance of portability of the robot and the need for long-term use by the user, device components with less weight are designed in this work. In the introduced mechanism, a torque is applied to the lowest metacarpophalangeal joints simultaneously by only one electric operator; therefore, fingers are opened. The power transmission system is inspired from the hand tendon with the help of the cable length changes. Because of disturbances and nonlinearity of the system, a sliding mode controller to minimize the error is designed. The results demonstrate that the joint angle converges to the desired angle, and the error tends to zero. Good results, in addition to the affordable price, and suitable weight imply that we can trust the extensibility of this project.

Keywords Stroke, Exoskeleton, Hand, Wearable Robot

CITATION LINKS

[1] Upper limb rehabilitation robotics after stroke ... [2] An approach to power assist hand exoskeleton for patients with paralysis. [3] Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons. [4] Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. [5] Two-digit robotic exoskeleton glove mechanism: Design and integration. [6] Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand. [7] Exo-glove PM: An easily customizable modularized pneumatic assistive glove. [8] Case report on the use of a custom myoelectric elbow-wrist-hand orthosis ... [9] Development, design and validation of an assistive device for hand disabilities ... [10] Design and control of a wearable hand exoskeleton with force-controllable ... [11] Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand ... [12] Design of a hand tendon injury rehabilitation system using a DOF ... [13] Mechanical property optimization of FDM PLA in shear with multiple objectives. [14] Active exoskeleton control systems: State of the art. [15] Admittance Control Scheme Comparison of EXO-UL8: A Dual-Arm Exoskeleton Robotic System. [16] Robust tracking control of robots by a linear feedback law. [17] An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. [18] A survey on sEMG control strategies of wearable hand exoskeleton for rehabilitation. [19] Variable impedance control of finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. [20] Design and hybrid control of the pneumatic force-feedback systems for Arm-Exoskeleton by using on/off valve. [21] Development and control of a wearable robot for rehabilitation of elbow and shoulder joint movements. [22] Optimal adaptive high-order super twisting sliding mode control of a lower limb exoskeleton robot. [23] Fuzzy sliding mode control of a wearable rehabilitation robot for wrist and finger. [24] Analytical model of hand phalanges desired trajectory for rehabilitation and design a sliding mode controller ... [25] Kinematics and workspace analysis of an exoskeleton for thumb ...

طراحی و ساخت ربات پوشیدنی قابل حمل دست تحت کنترل مُد لغزشی

فائزه عظیمی پیرسلطان MSc

کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک، گروه طراحی کاربردی، دانشکده مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

سجاد ازگلی * PhD

دانشیار، گروه کنترل، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

مجید محمدی مقدم PhD

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

چکیده

دست انسان اندام حرکتی پیچیده‌ای است. عواملی مانند سکتته مغزی می‌تواند عملکرد دست را مختل کند. این بیماران در انجام دادن فعالیت‌های روزانه استقلال فردی را از دست می‌دهند. تعامل انسان با ربات موجب پیدایش دستگاه‌های جدیدی به منظور توان‌افزایی شده است. هدف از اجرای پژوهش حاضر طراحی و ساخت یک نمونه اولیه مفهومی ربات پوشیدنی قابل حمل است. این ربات به منظور استفاده در فعالیت‌های روزمره بیماران که توانایی اکستنشن (بازشدن) دست خود را از دست داده‌اند طراحی شده است. از جمله چالش‌های این حوزه می‌توان به هزینه بالا به دلیل استفاده از عملگرهای و حسگرهای متعدد برای کنترل اشاره نمود. با افزایش تعداد قطعات به‌کار رفته در ساخت وسیله، وزن نهایی آن بالا رفته و عملاً قابلیت حمل نخواهد داشت. با توجه به اهمیت قابل حمل بودن و نیاز کاربر برای استفاده‌ی طولانی از ربات، در اینجا اجزای مکانیزم با وزن کم طراحی شده‌اند. در مکانیزم ارائه شده، به پایین‌ترین مفصل چهار انگشت دست، هم‌زمان و تنها با یک عملگر الکتریکی گشتاور اعمال می‌شود و در نتیجه، انگشتان باز می‌شوند. سیستم انتقال نیرو با الگو گرفتن از تاندون‌های دست، به کمک تغییر طول کابل طراحی گردید. به دلیل اغتشاشات و غیر خطی بودن سیستم، کنترل مُد لغزشی با هدف کمینگی خطا طراحی گردید. نتایج کنترل به ازای زاویه خروجی دلخواه مطلوب نشان داد که زاویه مفصل به زاویه طراحی همگراست و خطا به صفر میل می‌کند. نتایج خوب عملی، همچنین کم‌بودن هزینه و وزن نهایی نمونه‌ی اولیه‌ی ساخته شده، حاکی آن است که پژوهش قابلیت توسعه‌پذیری دارد.

کلیدواژه‌ها: سکتته مغزی، اسکلت خارجی، دست، ربات پوشیدنی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۰۱/۱۳

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۸/۲۵

* نویسنده مسئول: ozgoli@modares.ac.ir

۱- مقدمه

طبق اعلام سازمان بهداشت جهانی (WHO) تا سال ۲۰۵۰ نسبت تعداد افراد بالای ۶۵ سال در کشورهای صنعتی بیش از ۷۰ درصد افزایش خواهد یافت. این گروه سنی مستعد حوادث مغزی- عروقی یا سکتته مغزی هستند که بعد از ۵۵ سالگی با گذشت هر دهه از عمر فرد احتمال وقوع این بیماری‌ها در فرد دو برابر می‌شود. سکتته مغزی علت اصلی ناتوانی حرکتی در بسیاری از کشورهاست. همیپارزیس/همی‌پلژی (hemiparesis/hemiplegia)

شایع‌ترین عارضه‌ی سکتته مغزی است که منجر به نقص حرکتی در اندام می‌شود. ویژگی‌های اصلی مشاهده شده در بیماران همی‌پارتیک (hemiparetic) عبارت‌اند از: ضعف یک سری عضلات خاص، قدرت غیر عادی عضلات، نقص در تحرک و از دست‌دادن احساس^[1]. از طرفی گفته می‌شود فلج در ناحیه‌ی دست پس از سکتته مغزی احتمال بیشتری دارد و تنها ۴ الی ۹ درصد افراد به طور کامل بهبود می‌یابند^[2].

با توجه به آمار روبه‌رشد تعداد بیماران مبتلا به نارسایی نورولوژیک و هزینه‌های ناشی از بازتوانی و همچنین از دست‌دادن نیروی کار این افراد، تلاش‌های فراوانی در راستای بهبود وضعیت توان‌بخشی این نوع بیماران صورت‌گرفته است. از آنجایی‌که این حرکات به زمان بیشتری نیاز دارد، استفاده از ربات‌ها در این بخش می‌تواند بسیار مفید باشد. اسکلت بیرونی دست، به منظور پشتیبانی حرکت انگشتان طراحی می‌شود. به طور کلی می‌توان برای تحریک انگشتان از عملگرهای مختلفی نظیر: عملگرهای الکتریکی، پنوماتیکی و هیدرولیکی در اسکلت بیرونی استفاده کرد. اخیراً برای تحقق این منظور از مواد هوشمند حافظه‌دار نیز استفاده شده است^[3]. طراحی این ربات‌ها بر اساس نوع نیاز و جامعه‌ی هدف صورت می‌گیرد. توان‌بخشی و توان‌افزایی بازماندگان سکتته مغزی، افراد دچار ضعف عضلانی، ضایعات مغزی نخاعی و غیره از اهداف آن خواهد بود.

تعدادی از این افراد دچار سفتی انگشتان دست هستند؛ در این بیماران توانایی بازکردن انگشتان دست وجود ندارد. این مقاله با هدف طراحی و ساخت یک ربات پوشیدنی برای توان‌افزایی این افراد، در ۸ بخش، تنظیم شده است. در بخش دوم بعد از مقدمه، با معرفی آناتومی دست سالم و الزامات در طراحی، یک مکانیزم تک عملگر معرفی شده است. در بخش بعدی، مدل سینماتیکی برای مکانیزم معرفی شده، ارائه گردید. بخش چهارم به طراحی کنترلر و بخش پنجم به ارائه نتایج حاصل از شبیه‌سازی مکانیزم و همچنین کنترل طراحی شده اختصاص یافته است. بخش ششم به سنجش میزان کارآمدی کنترلر در مواجهه با عدم قطعیت‌ها پرداخته است. سپس نتایج حاصل از آزمایش ربات ساخته شده بر روی یک بیمار دچار سفتی دست، در بخش هفتم آورده شده است. و در نهایت جمع‌بندی در بخش هشتم ارائه شده است.

۱-۲- مروری بر ادبیات موضوع

به طور کلی دسته‌بندی دقیقی برای مقایسه‌ی ربات‌های اسکلت بیرونی وجود ندارد. در مطالعه هیو و همکاران^[4] دسته‌بندی براساس کاربرد، نوع عملگر، سیستم انتقال قدرت و روش اندازه‌گیری شدت (مانند اندازه‌گیری شدت نیروی وارد بر مفصل) انجام شده است. به طور خلاصه‌تر می‌توان ارتزهای دست را به دو روش طراحی دسته‌بندی کرد. در روش نخست دستکش با استفاده از رباطها (لینک) و چارچوب‌های (فریم) غیر قابل

این ربات می‌تواند جایگزین توانبخشی‌های سنتی شود [12]. در این پژوهش نیز به منظور ساخت وسیله‌ای قابل حمل، از فناوری چاپ سه‌بعدی استفاده شده است. با توجه به هدف مسئله که طراحی وسیله برای بیماران دچار سفتی دست است، ساختار دستکش صلب برای نرمال قرارگرفتن مفاصل در نظر گرفته شده است. بدین طریق ابتدا انگشتان دست داخل دستکش صلب قرار می‌گیرد و از طریق سیستم انتقال قدرت کابل، انگشتان باز می‌گردد. استفاده از سیستم انتقال قدرت کابلی به همراه قطعاتی با ساختار صلب ضمن افزایش تکرارپذیری و استحکام سیستم محدودیت تعدد رابط‌ها را ندارد. کاهش تعداد رابط و وزن ناچیز کابل مشکل بالابودن وزن برای استفاده‌ی مداوم بیمار از دستکش را مرتفع می‌سازد.

۲- طراحی و ساخت

طراحی یک ربات توان‌افزا یک مسئله چندجانبه است و با چالش‌های متعددی نظیر طراحی ساختار مکانیکی، انتخاب موتور، انتخاب قطعات الکتریکی و اتصال این سیستم‌ها به هم روبه‌روست. از طرفی مهم‌ترین پارامتر در کارایی یک وسیله‌ی توان‌افزایی و یا توان‌بخشی، امنیت بیمار و آسیب‌نرساندن به او می‌باشد. لذا ضروری است، طراحی بر مبنای آناتومی دست صورت گیرد.

۲-۱- آناتومی دست سالم

در هر دست انسان ۲۷ استخوان وجود دارد و در مجموع استخوان‌های دو دست یک چهارم استخوان‌های بدن را تشکیل می‌دهد. استخوان‌بندی دست به‌طور طبیعی از مچ دست شروع می‌شود. ۸ استخوان که در کنار یکدیگر ریشه‌ی استخوان‌بندی دست را تشکیل می‌دهند با کنار هم قرارگرفتن در مچ دست ساختار اصلی دست را ایجاد می‌کنند. پس از آن‌ها پنج انگشت که به ترتیب انگشت شست، اشاره، انگشت میانی، انگشت حلقه و انگشت کوچک نام‌گذاری شده‌اند تشکیل‌دهنده‌ی دیگر قسمت‌های دست هستند. تمامی انگشتان به‌جز انگشت شست دارای سه بند انگشت می‌باشند. انگشت شست دارای دو بند است. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود انگشتان دست از ۱۹ استخوان و ۱۴ مفصل تشکیل می‌شوند. همان‌طور که در شکل ۱ آمده است مفاصل انگشت به ترتیب از پایین به بالا به اختصار PIP، MCP و DIP نامیده می‌شود. مفصل MCP محل اتصال انگشت به کف دست می‌باشد که در باز و بسته شدن انگشتان دست موثر واقع می‌گردد [4]. سفتی دست اغلب ناشی از عدم چرخش این مفصل می‌باشد و تمرینات توان‌بخشی نیز بر روی این مفصل تمرکز بیشتری دارد چراکه دو مفصل PIP و DIP دارای سفتی کمتر هستند.

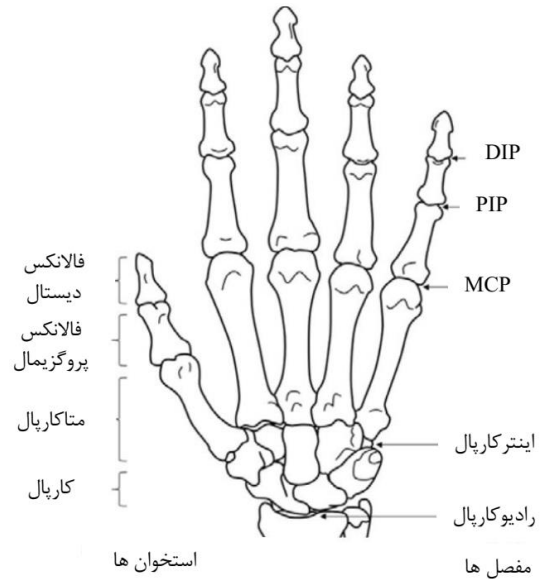
انعطاف طراحی می‌شود و نیرو از طریق اتصالات صلب به مفاصل منتقل می‌گردد. معمولاً لینک‌ها در صفحه‌های بالای دست قرار می‌گیرند تا فضای کاری دست را محدود نکنند (یعنی روی دست قرار می‌گیرند و کنار انگشتان را اشغال نمی‌کنند). مشکل عمدی این طراحی بالابودن وزن آن و خستگی کاربر پس از استفاده‌ی طولانی‌مدت است.

دسته‌ی دوم با استفاده از مواد منعطف طراحی و ساخته می‌شوند، مانند محرک-تاندون یا پلیمرهای کشسان. ضعف در تکرارپذیری از مشکلات عمده‌ی این طراحی است، چراکه در سیستم‌هایی که انتقال قدرت به وسیله‌ی کابل صورت می‌گیرد به دلیل اصطکاک، کارایی سیستم کاهش می‌یابد. از سوی دیگر در باز و بسته شدن‌های متوالی دست ممکن است دستکش منعطف دچار تغییر شکل شود. محدودیت دیگر این سیستم ناتوانی در اجرای پروفایل طبیعی باز و بسته شدن دست است [5]. کاتگ و همکاران با استفاده از قالب‌گیری و مواد پلیمری دستکشی را ارائه کردند. به کمک این دستکش دو انگشت اشاره و میانی به‌طور کامل خم می‌شوند. این انتقال نیرو تنها به وسیله‌ی کابل و یک سروموتور اعمال می‌شود و کمک شایانی برای گرفتن اجسام به فرد می‌کند. سبک‌بودن، قابلیت حمل و شست‌وشوی دستکش از دیگر مزیت‌های آن است. در تحقیقات بعدی این افراد موتور دیگری به مجموعه اضافه شد، که بعد از خم شدن اولیه‌ی انگشتان از طریق کابل، مجدداً با کشیدن کابل پشت انگشتان به کمک این موتور جدید، انگشتان به حالت اول بازگردند [6]. یان و همکاران یک نمونه‌ی دیگر از دستکش‌های پلیمری ارائه کردند که عملکرد آن پنوماتیکی می‌باشد [7]. در [8] گزارشی مبنی بر استفاده افراد از ارتز مایومو ارائه شده است. این ارتز به کمک سیگنال الکترومایوگرافی (EMG) کنترل شده و برای مفاصل آرنج، مچ و دست کاربرد دارد. علاوه بر کمک به بیماران در انجام کارهای روزانه این نمونه‌ی تجاری مدعی است که استفاده از آن به بهبودی کاربران آن کمک می‌کند. کوتنی و همکاران [9] ارتزی طراحی کردند که قابلیت توان‌افزایی و توان‌بخشی را دارد. این ارتز ارزان بوده و با آناتومی دست متناسب است. همچنین با تغییر چند پارامتر هندسی می‌توان برای افراد با سایز دست متفاوت این ارتز را تولید کرد. این سیستم شامل چهار موتور مستقل برای هر انگشت می‌باشد.

به دلیل ضعف در تکرارپذیری و کنترل دشوارتر ساخت ربات‌هایی با ساختار صلب پیشنهاد می‌گردد. از طرفی در برخی از پژوهش‌ها این نوع ساختار موجب بالارفتن وزن و حجم سازه می‌شود [10,11]. لذا استفاده از فناوری چاپ سه‌بعدی که موجب ساخت وسیله‌ی سبک‌تر می‌شود، مورد اقبال قرار گرفته است. دهقان و همکاران به کمک فناوری چاپ سه‌بعدی یک سیستم توان‌بخشی، برای تاندون انگشتان دست طراحی کردند که به کمک یک عملکرد الکتریکی قادر به حرکت در آوردن ۱۲ بند انگشتان دست است.

ایده‌ی هم‌زمانی باز نمودن انگشتان، سبب کاهش درجات آزادی انگشتان می‌شود ولی از سوی دیگر ما را از داشتن عملگرهای متعدد بی‌نیاز می‌سازد. همچنین به موجب آن کاهش وزن و فضای اشغالی در اطراف دست بیمار را به همراه خواهد داشت. در این روش، حجم قابل توجهی از نیازهای روزمره استفاده از دست رفع می‌شود. کارهایی مانند گرفتن اشیاء، جابه‌جا کردن، باز و بستن در با دستگیره، گرفتن نرده‌ها و حفاظ‌ها و غیره. البته کارهای ظریف مانند باز و بستن دکمه، چرخاندن پیچ‌گوشتی، اشاره با انگشت و غیره قابل انجام نیست که نقش حیاتی هم در زندگی روزمره ندارد. در شکل ۳-الف شماتیک کلی ایده آورده شده است. که در آن هدف اصلی محدودسازی حرکت بندهای انگشتان و اعمال نیرو به مفصل انتهایی انگشتان به طور هم‌زمان است. سیستم انتقال قدرت انتخابی، سیستم انعطاف‌پذیر از نوع کابل و پولی است. این نوع سیستم انتقال قدرت به دلیل سبکی و حجم اشغالی کم نسبت به انتقال نیرو از طریق رابط‌ها انتخاب شد. ضعف اصلی این نوع سیستم تکرارپذیری و کنترل دشوارتر است.

برای مقیدسازی انگشتان از یک دستکش استفاده شد. در شکل ۳ نحوه‌ی قرارگیری دستکش بر روی دست نیز نشان داده شده است. دستکش‌های مقیدکننده موجب هم‌راستایی مفاصل می‌شوند. در شکل ۳-ب ابتدا مفصل در زاویه‌ی صفر قرار دارد و موقعیت انگشتان طبیعی‌سازی شده است. در شکل ۳-ج هدف اصلی یعنی چرخش ۹۰ درجه‌ای انگشتان دست حاصل می‌گردد. از سویی دیگر به منظور تثبیت مچ دست و انتقال نیروی بهتر از سوی عملگر به انگشتان دست، یک تثبیت‌کننده طراحی شد. در شکل ۳-د این قطعه که به موجب آن کابل‌ها به سوی مفصل انگشت هدایت می‌شوند، آورده شده است. دستکش طراحی‌شده در نرم‌افزار آباکوس مورد تحلیل تنش قرار گرفت. اعمال نیرو بر این دستکش موجب تغییر شکل نشد. خواص فیزیکی ماده‌ی



شکل ۱) استخوان‌بندی انگشتان و مچ دست و مفاصل آن [4]

۲-۲- ایده‌ی طراحی با تک عملگر

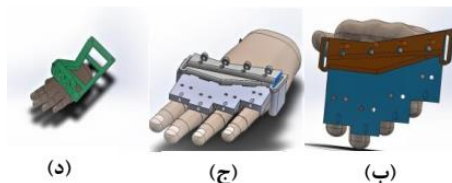
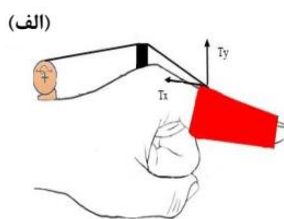
این طراحی شامل بخش انتقال قدرت و مقیدسازی درجات آزادی است. لذا ضروری است در گام اول دامنه حرکتی مفصل انگشتان دست در حالت سالم تعیین شود. در جدول ۱ میزان چرخش مفصل انگشت اشاره آورده شده است. به کمک اطلاعات جدول ۱ می‌توان فضای کاری ربات را تعیین نمود. از جمله پیچیدگی‌های طراحی ربات اسکلت بیرونی، بالابودن درجات آزادی دست انسان است. در واقع مدل‌سازی تک‌تک مفاصل موجب پیچیدگی و کنترل دشوار می‌گردد. از طرفی نیازمند استفاده از عملگرهای متعدد و به دنبال آن افزایش وزن و هزینه‌ی سازه است. در این سیستم ایده‌ی اصلی رفع مشکل بازشدن بند انگشتان دست، روش کنترل هم‌زمان تمام بندهای یک انگشت و تمام انگشتان یک دست است. در شکل ۲ نمایی از دست بیمار دچار سفتی نشان داده شده است. همانطور که در شکل مشهود است انگشتان به صورت بسته بوده لذا فضایی برای گرفتن شیء داخل آن وجود ندارد.

جدول ۱) زاویه‌ی مجاز برای حرکت مفاصل انگشت اشاره [25]

Joint	DIP	PIP	MCP
Rom(degree)	۰-۸۰	۰-۱۰۰	۰-۸۵



شکل ۲) تصویر دست بیمار دچار سفتی انگشتان دست



شکل ۳) شماتیک مکانیزم و قطعات ربات. (الف) شماتیک مکانیزم مورد استفاده در مقاله. (ب) دستکش طراحی‌شده به منظور مقیدسازی بر روی دست در حالت بسته. (ج) دستکش طراحی‌شده به منظور مقیدسازی بر روی دست در حالت باز. (د) قطعه طراحی‌شده برای هدایت کابل‌ها و تثبیت مچ دست

۴- طراحی کنترلگر مُد لغزشی

سیستم کنترل اسکلت بیرونی بر اساس مدل، پارامترهای فیزیکی، سلسه مراتب و نوع استفاده تفکیک می‌شوند. تشخیص قصد بیمار (تشخیص حرکت بیمار)، پایداری و امنیت باید در کنترل لحاظ شوند^[14].

به طور کلی در ربات‌های توان‌بخشی و توان‌افزایی، بازگرداندن عملکردهای از دست رفته‌ی یک بیمار که از اختلال عصبی-عضلانی یا عضلانی-اسکلتی رنج می‌برد مورد نظر می‌باشد. این وسایل در دو گروه قابل دسته‌بندی هستند: ۱- حالت منفعل، در این حالت اسکلت خارجی حرکتی منفعل دارد و در محدوده‌ی مفصل حرکت می‌کند. ۲- حالت مورد نیاز assist-as-needed (AAN)، در این حالت بر اساس تعامل انسان با ربات عملگرهای اسکلت خارجی عمل می‌کند. به عبارتی دیگر بیمار در حرکت دخیل است^[15]. نقطه ضعف حالت یک دخالت نداشتن بیمار در حرکت است و برای بیماران با درجه معلولیت متفاوت، یک مسیر ثابت طی می‌شود. در حالت دوم نیز در صورت تعدد درجات آزادی، کنترل دشوار می‌گردد. روش‌های کنترلی مختلفی برای این وسایل ارائه شده است. تعیین نوع روش کنترلی در ربات‌های پوشیدنی بسیار حائز اهمیت است، زیرا عملکرد مطلوب ربات منوط به تعقیب دقیق منحنی مفاصل می‌باشد. از سوی دیگر به دلیل دینامیک مدل‌نشده در طراحی و عدم قطعیت‌ها، کنترل‌کننده تطبیقی، کنترل‌کننده‌ی بازخورد در سیستم‌های خطی، کنترل‌کننده‌ی مقاوم و کنترل‌کننده‌ی مُد لغزشی برای مقابله با اغتشاشات و پایداری نسبی ارائه شده‌اند^[16]. کنترل از طریق حسگرهای زیستی از دیگر روش‌های پیشنهادی است. به کمک سیگنال‌های الکترومایوگرافی می‌توان به عملگرها فرمان صادر کرد. استفاده از این سیگنال‌ها غالباً در محیط آزمایشگاهی و بر روی افراد سالم کاربرد دارد، زیرا نصب حسگر بر روی ساعد بیماران اغلب با مشکل مواجه است و از سوی دیگر این سیگنال‌ها در مقیاس چند میلی‌ولت است و در حضور نویز محیط بسیار خطاپذیر است. در پژوهش‌هایی مانند^[17,18] از سیگنال الکترومایوگرافی برای توان‌بخشی استفاده شده است. با توجه به غیرتجاهمی بودن روش ثبت سیگنال و جمع‌آوری داده و انعکاس مستقیم فعالیت عصبی عضلانی بیمار این نوع کنترل برای توان‌بخشی ارجحیت دارد.

کنترل امپدانس نیز به دلیل ایجاد بستری برای تعامل بین انسان و ربات رایج است. در این نوع کنترل هم‌زمان نیرو و موقعیت کنترل می‌گردد. در^[19] کنترل امپدانس متغیر بر اساس شبکه‌ی عصبی فازی ارائه شده که در آن نیروها و موقعیت زاویه‌ها به کمک حسگرها جمع‌آوری می‌گردند. ضعف این نوع کنترل، تعدد حسگرها و پیچیدگی مدل‌سازی است. در^[20] کنترل ترکیبی پنوماتیکی نیرو-بازخورد ارائه شده است. تجهیزات پنوماتیکی شامل شیرهای کنترلی و غیره فضای زیادی را اشغال می‌کند. از

polylactic acid در نرم‌افزار اعمال شد^[13]. در گام بعدی این قطعات با چاپگر سه‌بعدی ساخته شد و به کمک لولایی فلزی که دارای کشویی است به یک‌دیگر متصل شدند. ابعاد بر اساس طول انگشتان بیمار، عرض چهار انگشت و عرض مچ دست است. برای به کارگیری دستکش برای افراد مختلف می‌توان ابعاد بند آخر را تغییر داد تا طول انگشت افزایش یابد. این بند به راحتی با پیچ روی دستکش نصب می‌گردد. کابل با عبور از قطعه‌ی هدایت‌شونده به یک پولی متصل می‌گردد و چرخش پولی طول کابل را کاهش می‌دهد و کابل مانند تاندون‌های دست منجر به بازشدن دست می‌شود.

۳- مدل سینماتیکی انگشتان با اعمال ساده‌سازی

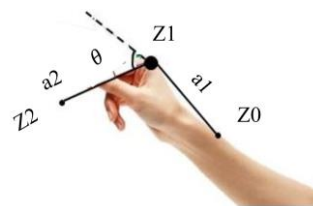
برای کنترل یک سیستم در وهله‌ی اول تعیین ورودی و خروجی آن بر مبنای مدل‌سازی سینماتیکی ضرورت دارد. لذا با مدل‌سازی سینماتیکی و روابط ریاضی می‌توان بر روی سیستم کنترل اعمال نمود. در شکل ۴ نحوه‌ی گرفتن یک جسم کوچک نشان داده شده است. همانطور که در شکل ۴ آمده است، عمل گرفتن جسم به کمک دو رابط (لینک) صورت گرفته است (لینک اول انگشتان و لینک دوم پشت دست تا بخشی از ساعد قرار می‌گیرد). این ساده‌سازی و حذف حرکت بندهای انگشتان و مقیدسازی درجات آزادی با هدف کاهش تعداد عملگر صورت پذیرفت. در جدول ۲ پارامترهای داناویت- هارتنبرگ متناظر با این دو لینک آورده شده است. در جدول ۱ θ ، میزان چرخش انگشتان نسبت به افق را نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۴ آمده شده است a_2 طول انگشت و a_1 قسمت پشت دست تا بخشی از ساعد قرار می‌گیرد. معادلات سینماتیک مستقیم به صورت رابطه‌های ۱ و ۲ می‌شود:

$$x_2 = a_2 \cos \theta \quad (1)$$

$$y_2 = a_2 \sin \theta \quad (2)$$

جدول ۲ پارامترهای داناویت- هارتنبرگ برای مکانیزم دو لینکی متناظر با انگشت

لینک	θ_i	d_i	α_i	a_i
۱	۰	۰	۰	a_1
۲	θ	۰	۰	a_2



شکل ۴ گرفتن جسم کوچک توسط انگشتان و پیاده‌سازی مختصات داناویت هارتنبرگ بر آن

برای ساده‌سازی مدل، یک مدل ریاضی دو بعدی نیز طراحی شد. همانطور که در شکل ۴ آمده است، جسمی کوچک بین انگشت اشاره و شست قرار می‌گیرد. جسم کوچکی به شعاع R بین انگشت شست و اشاره محاط می‌گردد و با توجه به طول انگشت و سایر پارامترهای ذکر شده در جدول ۳ زاویه مفصل به دست می‌آید. این مدل‌سازی در شکل ۶ آمده است. انگشت شست ثابت است و زاویه‌ی انگشت اشاره تغییر می‌کند. روابط ۳ الی ۷ براساس فاصله‌ی نقطه از خط نوشته شده است. بدین صورت که فاصله مرکز جسم با مختصات (x_A, y_A) از دو خط که معادل انگشت اشاره و انگشت شست هستند برابر با شعاع جسم انتخابی است. در جدول ۳ پارامترهای به‌کار رفته معرفی شده‌اند. فاصله‌ی نقطه از خط برابر است با:

$$d = \frac{|ax_A + by_A + C|}{\sqrt{a^2 + b^2}} = R \quad (3)$$

در رابطه ۴ معادله‌ی خط مربوط به چهار انگشتان است که با شیب m از افق فاصله گرفتند و به فرم استاندارد معادله‌ی خط آمده است. همچنین در رابطه ۵ معادله‌ی خط استاندارد انگشت شست آورده شده است.

$$y - mx = 0; a = -m; b = 1; c = 0 \quad (4)$$

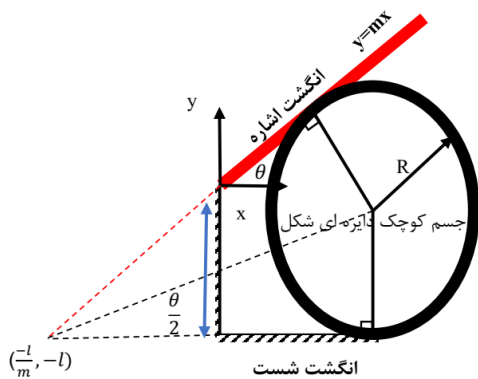
$$y + l = 0; a = 0; b = 1; c = l \quad (5)$$

فاصله‌ی دو خط مربوط به چهار انگشت و انگشت شست از مرکز جسم برابر شعاع آن می‌باشد. در ۶ فاصله نقطه از خط برابر R قرارداده شده است.

$$y_A + l = R \rightarrow y_A = R - l \quad (6)$$

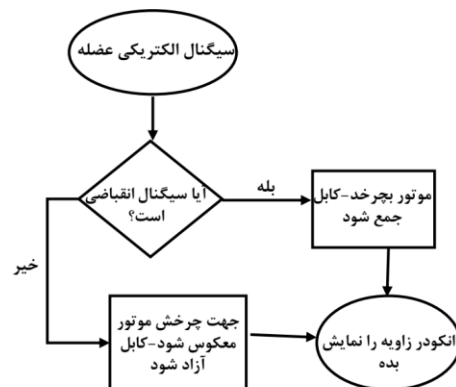
جدول ۳) معرفی پارامترهای استفاده شده در روابط ۳-۶

نوع پارامتر	نماد
شعاع جسم کوچک	R
فاصله بین انگشت شست و انگشت اشاره	l
شیب انگشت اشاره با افق	m
زاویه انگشت اشاره با افق	θ
مختصات افقی مرکز جسم	x _A
مختصات عمودی مرکز جسم	y _A



شکل ۴) محاط شدن جسمی به شعاع R بین انگشتان

جمله دشواری‌های کنترل این وسایل وجود اغتشاشات غیر قابل پیش‌بینی است. فلوجارت الگوریتم در شکل ۵ آمده است. این الگو بر مبنای کنترل روشن/خاموش است به نحوی که بسته به تشخیص نوع سیگنال ارسالی که آیا از جنس انقباض عضله است یا نه، به موتور فرمان ارسال می‌کند. همچنین با تعبیه کردن یک انکودر در سیستم زاویه به صورت آنلاین نشان داده می‌شود که در صورت مغایرت با محدوده چرخش مفصل موتور از حرکت بایستد و عملیات چرخش و تغییر طول کابل که منجر به تغییر زاویه می‌شد متوقف می‌گردد. در ربات اگزوروب (ExoRob)، سیستمی به منظور توانبخشی با دو درجه آزادی برای مفصل شانه (چرخش به داخل/چرخش به خارج) و مفصل آرنج طراحی شده است. در این پژوهش با استفاده از روش کنترل مُد لغزشی غیرخطی، گشتاور محاسبه گردید و بر مدل دینامیکی ربات به منظور شبیه‌سازی اعمال شد. هدف از این روش، ردیابی مفاصل آرنج و شانه جهت توانبخشی بود [21]. مختاری و همکاران با استفاده از روش لاگرانژ، با در نظر گرفتن چهار مفصل فعال روی زانو و ران هر یک از پاها معادلات دینامیکی را برای ربات اسکلت خارجی دوپا استخراج کردند. سپس ربات به روش مُد لغزشی فرایپجشی مرتبه بالای تطبیقی بهینه برای تعقیب موقعیت مطلوب مفاصل ربات کنترل شد [22]. پیش‌تر از این شیوه کنترلی در ربات‌های پایین‌تنه استفاده شده است [23]. از این روش برای کنترل ربات پوشیدنی توان‌بخشی دست و مچ استفاده شده است. عباسی و همکاران، مدلی تحلیلی از مسیر حرکت بندهای انگشتان دست حین توانبخشی ارائه کردند که در آن مسیر حرکت بندهای مختلف انگشتان مورد بررسی قرار گرفت. این مسیرها در یک مدل کنترلی مُد لغزشی که برای ربات توانبخشی دست پیاده‌سازی شده بود، استفاده شد و نحوه دنبال کردن مسیر و حرکت انگشتان درون ربات مشاهده شد [24]. با توجه جامعه هدف این پژوهش، که شامل افراد دچار سفتی دست است، مقدار اغتشاش و دیگر پارامترها برای هر فرد مشخص نیست. لذا مُد لغزشی روش کنترلی تعامل بهتری بین اسکلت خارجی و دست بیمار ایجاد می‌شود.



شکل ۵) فلوجارت کنترل با کمک سیگنال زیستی

$$\tau = T \times R \Rightarrow 28 \times 0.03 = 0.84 \quad (8)$$

در رابطه‌ی ۸، T معادل نیرو، R قطر قرقره است و حداکثر گشتاور مورد نیاز با τ نشان داده شده است.

کنترل مُد لغزشی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\ddot{X} = f(x, t) + g(x, t)U + \gamma \quad (9)$$

توابع f و g مربوط به دینامیک سیستم هستند. و U ورودی کنترلی خواهد بود. از طرفی γ اغتشاش می‌باشد که باید شرط زیر را محقق کند:

$$|\gamma| < \rho \quad (10)$$

متغیر حالت، همان زاویه‌ی چرخش مفصل یا θ خواهد بود و متغیر دوم تغییر سرعت زاویه‌ای تعیین می‌شود. در رابطه ۱۱ معادلات فضای حالت آورده شده است:

$$\begin{aligned} x_1 &= \theta \\ x_2 &= \dot{\theta} \end{aligned} \quad (11)$$

$$\dot{x}_1 = x_2$$

سطح لغزش به صورت روابط ۱۲ و ۱۳ تعریف می‌گردد:

$$s = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^{n-1} \ddot{x} \quad (12)$$

$$e = x_1 - x_{1d}; n = 2 \Rightarrow s = e + 2e' \quad (13)$$

صفرکردن خطا هدف کنترلی ما است. با نوشتن دینامیک دو لینک، دو متغیر حالت به یکدیگر مرتبط می‌شوند، در رابطه ۱۴ با توجه به قانون دوم نیوتن میزان شتاب زاویه به دست می‌آید:

$$\ddot{x}_2 = \frac{1}{I}(\tau - bx_2 - mgL\sin(x_1) - \gamma) \quad (14)$$

که در آن، τ گشتاور موتور، b ضریب اصطکاک، γ ورودی اغتشاش، m وزن لینک و L طول آن خواهد بود. از طرفی I لختی دورانی می‌باشد و \ddot{x}_2 شتاب زاویه‌ی لینک است در جدول ۵ این مقادیر ذکر شده است.

کنترل مُد لغزشی دو بخش خواهد داشت، $u = u_{rb} + u_{eq}$ که با قراردادن مشتق s برابر صفر مقدار u_{eq} تعیین می‌گردد؛ با توجه به روابط ۱۳ و ۱۴ در رابطه ۱۵ با صفر قراردادن s، مقدار u_{eq} استخراج می‌گردد:

$$\begin{aligned} \dot{s} = \ddot{x}_2 - \ddot{x}_{1d} + 2\dot{x}_1 - 2\dot{x}_{1d} &= 0; \\ u_{eq} = bx_2 + mgL\sin(x_1) + I\ddot{x}_{1d} - 2I\dot{x}_2 & \\ &+ 2I\dot{x}_{1d} \end{aligned} \quad (15)$$

و u_{rb} با توجه به حد بالای اغتشاش از رابطه ۱۶ حاصل می‌گردد:

$$\begin{aligned} \max|\gamma| &= \rho; \\ u_{rb} &= -(KI + \rho)\text{sgn}(s) \end{aligned} \quad (16)$$

جدول ۵) پارامترهای به‌کار رفته در کنترل مُد لغزشی

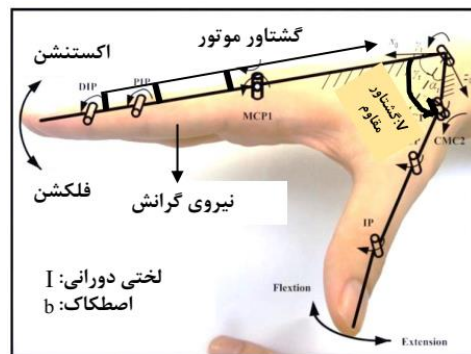
پارامتر	نماد	واحد	مقدار
ضریب اصطکاک	b	بی بُعد	۰/۰۰۰۰۱
جرم لینک	m	kg	۰/۴
طول لینک	L	m	۰/۱۲
لختی دورانی	I	kg.m ²	۰/۰۰۰۶۴۳۳
اغتشاش	γ	N.m	کمتر از ۱۰
حد بالای اغتشاش	ρ	N.m	۱۰

با توجه به معین بودن شعاع جسم کوچک و فاصله‌ی انگشت اشاره و شست که برابر ۱ است، کافی است با توجه به شکل ۶ در مثلث ایجاد شده سینوس نصف زاویه در رابطه ۷ محاسبه گردد.

$$\sin\left(\frac{\theta}{2}\right) = \frac{R}{\sqrt{\left(x_A + \frac{l}{m}\right)^2 + (y_A + l)^2}} \quad (7)$$

با توجه به رابطه‌ی ۷ می‌توان به ازای هر جسم با شعاع کوچک، با ثابت قراردادن موقعیت شست، میزان تغییر زاویه‌ی انگشت اشاره را یافت. این زاویه همان زاویه‌ی طراحی می‌باشد. زیرا هدف اساسی در این نوع کنترل تعیین مسیر مطلوب یا یک مقدار نهایی مشخص است که با استفاده از روابط فوق حاصل می‌گردد.

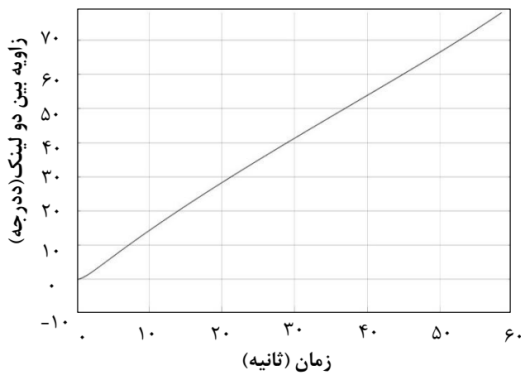
ابتدا با استفاده از روابط ۳ الی ۷ زاویه‌ی مرجع تعیین می‌گردد. (باتوجه به شعاع جسم مورد انتخاب) هدف از کنترل دنبال‌کردن این زاویه و صفرکردن خطاست. در روابط زیر معادلات دینامیکی سیستم آورده شده است و نحوه‌ی طراحی کنترلی کننده‌ی مُد لغزشی آورده شده است. در این طراحی دو متغیر حالت در نظر گرفته شده است. متغیر اول تغییر زاویه‌ی مفصل است و متغیر دوم حالت، سرعت زاویه‌ای می‌باشد. در شکل ۷ پارامترهای روابط دینامیکی آورده شده است. به منظور تعیین میزان گشتاور مورد نیاز برای اعمال به مفاصل انگشتان دست در جهت باز شدن کامل انگشتان، در طی یک آزمایش به کمک یک نیرو سنج حداکثر نیروی برای بازکردن انگشتان دست چند فرد اندازه گرفته شد که در جدول ۴ آمده است. باتوجه به حداکثر نیروی به دست‌آمده در جدول ۴ و قطر قرقره ۳ سانتی‌متر است، در رابطه‌ی ۸ حداکثر مقدار گشتاور مورد نیاز محاسبه می‌شود:



شکل ۷) دینامیک سیستم [25]

جدول ۴) اندازه‌گیری نیروی لازم برای باز شدن انگشتان در یک آزمایش عملی انجام شده

فرد	سن	جنسیت	وزن (Kg)	نیروی اندازه‌گیری شده (N)
۱	۳۲	مرد	۷۰	۲۸
۲	۴۷	مرد	۶۱	۲۱
۳	۱۵	مرد	۶۰	۳۰
			۴۵	۱۵



شکل ۸) خروجی شبیه‌سازی مکانیزم طراحی‌شده دولینکی در سیم مکانیک

$$\frac{1}{Js + B}(\tau m - \tau l) = \omega \quad (23)$$

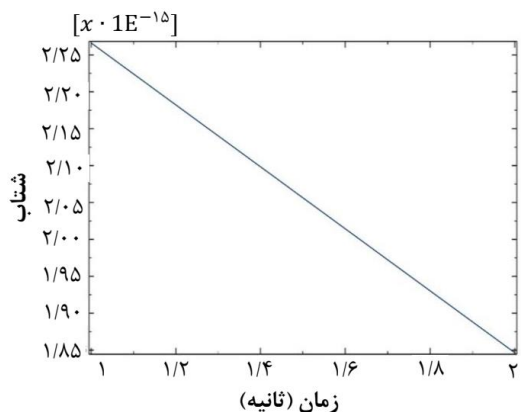
$$\omega \times R = V$$

در رابطه‌ی ۲۳، ω ، سرعت زاویه‌ای، τm و τl به ترتیب گشتاور موتور و گشتاور بار (مقاوم) می‌باشند. J اینرسی موتور و B دمپینگ مکانیکی است. از طرفی مقدار R شعاع پولی است که از حاصل ضرب آن با سرعت زاویه‌ای، سرعت خطی یا همان V استخراج می‌گردد.

همانطور که در شکل ۸ قابل مشاهده است دامنه‌ی تغییرات زاویه در حدود ۸۰ درجه است که با توجه به مقادیر داده شده در جدول (۱) قابل قبول می‌باشد.

تحلیل دستکش در نرم افزار آباکوس نشانگر عدم تغییر شکل دستکش بود. همچنین در شکل ۹ نمودار شتاب بر حسب زمان آورده شده است که نشان می‌دهد شتاب حرکت صفر است و حرکتی یکنواخت و ایمن وجود دارد.

در گام بعدی روابط مربوط به کنترل در نرم افزار متلب شبیه سازی شد. نتایج خروجی خطا و خروجی سیستم که همان زاویه مفصل می‌باشد در شکل‌های ۱۰ و ۱۱ قابل مشاهده است. همانطور که در شکل ۱۰ مشخص است با تعیین زاویه‌ی دلخواه ۱۲ درجه به عنوان مرجع، موقعیت زاویه‌ی مفصل به عدد ۱۲ همگرا می‌گردد.



شکل ۹) خروجی نرم افزار آباکوس، نمودار شتاب زمان

در این رابطه، K عدد مثبت ثابت است و نهایتاً u نهایتاً به کمک رابطه ۱۷ به دست می‌آید:

$$u = u_{rb} + u_{eq} \quad (17)$$

قضیه:

سیستم با معادلات ۹ الی ۱۶، با رابطه‌ی کنترلی ۱۷ که جملات آن از رابطه‌های ۱۵ و ۱۶ به دست می‌آید باعث ردیابی سیگنال مرجع می‌گردد و خطای ردیابی مسیر به صفر میل خواهد کرد.

اثبات:

برای اثبات پایداری دینامیک خطا از تابع لیاپانوف به صورت رابطه ۱۸ استفاده شده است.

$$V(t) = \frac{1}{2}s^2 \quad (18)$$

$$\dot{V} = s\dot{s} \quad (19)$$

در رابطه‌ی ۱۹، مقدار s ، از رابطه ۱۵، جایگذاری می‌شود و رابطه‌ی ۲۰ حاصل می‌شود:

$$\dot{V} = s \left[\frac{1}{I}(\tau - bx_2 - mgL \sin(x_1) - \gamma - \ddot{x}_{1d} + 2(\dot{x}_1 - \dot{x}_{1d})) \right] < 0 \quad (20)$$

در رابطه‌ی ۲۰ مقدار گشتاور (τ) ، همان ورودی موتور است که از رابطه‌ی ۱۷ به دست می‌آید. از طرفی با توجه به مقدار u_{eq} ، که در رابطه‌ی ۱۵ معرفی گردید، رابطه‌ی ۲۰ به فرم رابطه‌ی ۲۱ در می‌آید:

$$\dot{V} = s \left[\frac{1}{I}((u_{rb} + u_{eq}) - \gamma - u_{eq}) \right] < 0 \quad (21)$$

با توجه به اینکه مقدار لختی دورانی همواره مثبت است و جایگذاری مقدار u_{rb} از رابطه‌ی ۱۶، رابطه‌ی ۲۱ به فرم رابطه‌ی ۲۲ تبدیل می‌شود:

$$\dot{V} = s[-(KI + \rho)\text{sgn}(s) - \gamma] < 0 \quad (22)$$

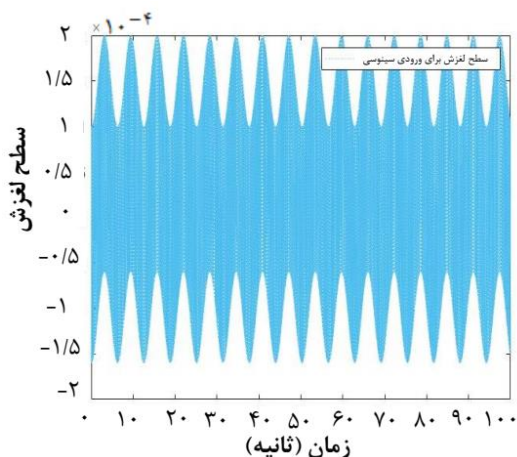
$$\dot{V} = -(KI + \rho)|s| - \gamma s < 0$$

$$-\gamma s < (KI + \rho)|s|$$

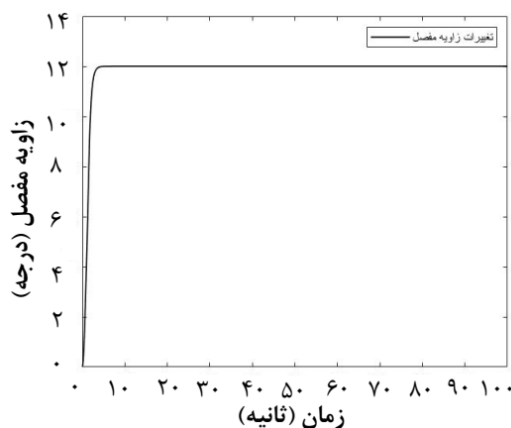
با توجه به شرط $\rho = \max|\gamma|$ ، و همواره مثبت بودن مقدار KI ، یک تابع لیاپانوف است و لذا کنترل پایداری دینامیک خطا را برآورده می‌کند و سیستم قادر به ردیابی صحیح خواهد بود. با توجه به سرعت کم در این کار، پدیده‌ی نوسان ناخواسته (chattering) که از عمده‌ی مشکلات این نوع کنترلگر است؛ مانعی برای ردیابی مطلوب مسیر نخواهد بود.

۵- نتایج شبیه‌سازی

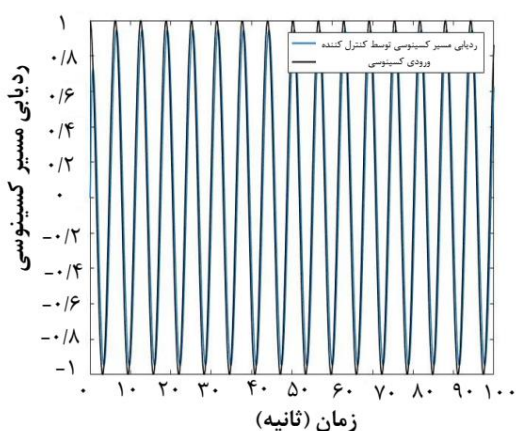
حد بالای گشتاور مورد نیاز در حدود ۱/۵ نیوتن-متر تخمین زده شد. سپس یک شبیه سازی دو بعدی در نرم افزار متلب برای تخمین زاویه‌ی خروجی انجام شد که نتیجه‌ی آن در شکل ۸ آمده است. با استفاده از روابط ۲۳ می‌توان سرعت زاویه را به دست آورد. در مرحله‌ی بعد با تبدیل سرعت زاویه‌ای به سرعت خطی و انتگرال‌گیری از آن می‌توان تغییرات طول کابل را به دست آورد.



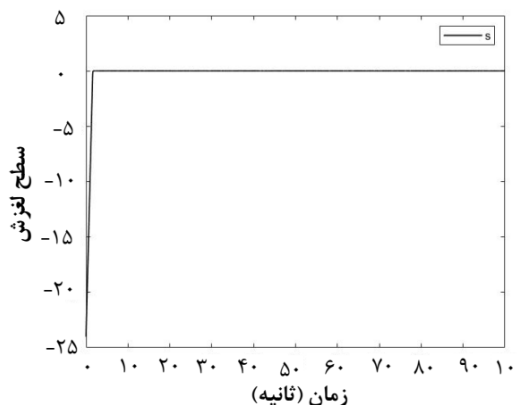
شکل ۱۳) نمودار سطح لغزش بر حسب زمان برای ورودی سینوسی



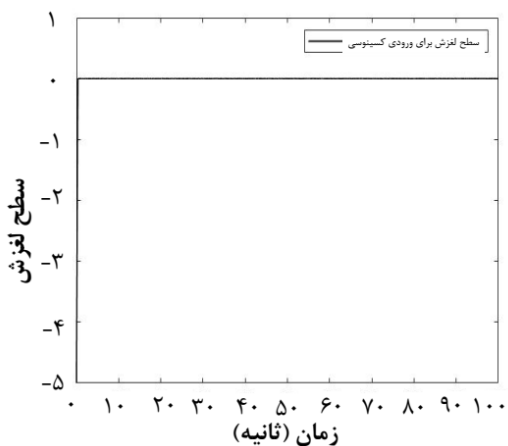
شکل ۱۰) نمودار $\times 1$ بر حسب زمان



شکل ۱۴) نمودار ردیابی مسیر کسینوسی



شکل ۱۱) نمودار سطح لغزش بر حسب زمان

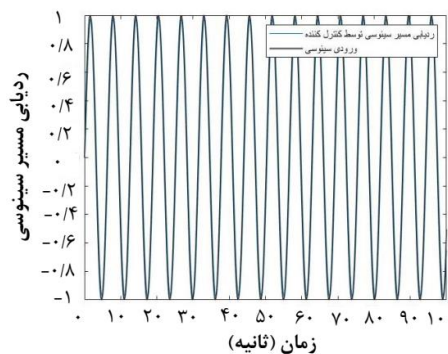


شکل ۱۵) نمودار سطح لغزش بر حسب زمان برای ورودی کسینوسی

۶- بررسی رفتار کنترل کننده در مقابل عدم قطعیت‌ها

همان‌طور که در بخش طراحی کنترلگر گفته شد، عدم قطعیت‌هایی نظیر اغتشاشات، و دینامیک پیش‌بینی نشده از چالش‌های اساسی کنترل ربات‌ها به‌ویژه ربات‌های متعامل با انسان است. برای صحت‌سنجی و آزمودن کارآمدی کنترل طراحی شده، متغیرهای تعریف شده نظیر جرم، لختی دورانی،

در این طراحی سطح لغزش تفاضل زاویه مرجع و زاویه مفصل تعریف گردید. در واقع سطح لغزش خطای سیستم است که باید به صفر همگرا گردد. با توجه به شکل ۱۱ و سطح لغزش می‌توان گفت طراحی کنترل صحیح است. برای صحت‌سنجی طراحی کنترل، ردیابی مسیرهای سینوسی و کسینوسی شبیه‌سازی شد. ردیابی مسیر و خروجی سطح لغزش برای این دو مسیر در شکل‌های ۱۲ تا ۱۵ آورده شده است. همگرایی سطح لغزش به سمت صفر، همچنین ردیابی مناسب با کنترل‌کننده، حاکی از صحت پارامترهای کنترلی طراحی شده است.



شکل ۱۲) نمودار ردیابی مسیر سینوسی

جدول ۷) نظر سنجی از بیمار مورد آزمایش قرار گرفته

پارامتر	امتیاز فرد ۱	توضیحات
امنیت کاربر حین استفاده از وسیله	۷	سرعت حرکت آهسته و نیروی ورودی کنترل شده است و امکان قطع اضطراری وجود دارد.
وزن و ابعاد کم	۵	وزن وسیله در حدود ۴۰۰ گرم است و قابل نصب بر روی دست است. طراحی دستکش دقت مطلوبی ندارد.
راهنمایی و کنترل ساده	۶	راهنمایی سیستم آسان است. فقط استفاده از کلید برای بعضی از بیماران دشوار است.
سادگی مکانیزم	۸	مکانیزم طراحی شده مطلوب است.
حداقل هزینه اجرا	۷	از آنجایی که اکثر معلولین آسیب‌پذیر هستند بهتر است هزینه کاهش یابد.
حداقل انرژی	۹	چون تنها از یک عملگر استفاده شده است انرژی مصرفی محدود و مطلوب است.

به نتایج حاصل از نظرسنجی بیمار و آزمایش بر روی دو فرد سالم دیگر، افزایش دقت در طراحی دستکش موجب افزایش قابل توجهی در کارکرد سیستم و راحتی بیمار می‌گردد. مشخصات بیمار در جدول ۸ آمده است. برای معیاریابی این دستگاه لازم بود که آزمایش بر روی تعداد بیشتری از افراد صورت گیرد. اما به دلیل محدودیت اجرای آزمایش بر روی بیماران هم‌چنین تعیین اندازه‌ی قطعات بر مبنای اندازه‌ی دست هر بیمار به اجرای این آزمایش اکتفا شد.

۸- نتیجه‌گیری

هدف این مقاله ارائه یک ربات توان افزایش دست به منظور کمک به افراد مبتلا به دست اسپاستیک بود. بیماران دچار سفتی دست متأسفانه قادر به رها کردن اجسام و بازکردن انگشتان دست خود نیستند. برای رفع این نقص از یک مکانیزم تاندون مانند استفاده شد. از آنجایی که تعدد درجات آزادی یک ربات موجب تعدد عملگرها، پیچیدگی سیستم و افزایش وزن می‌شود، با محدود کردن درجه آزادی ضمن ایجاد حرکت اکستنشن (بازشدن) دست یک وسیله‌ی قابل حمل ارائه شد.

در افرادی که به علت سکتته مغزی و یا سایر آسیب دیدگی‌ها دچار سفتی انگشتان می‌شوند، حالت طبیعی انگشتان از دست می‌رود و فرد قادر نخواهد بود انگشتان خود را به حالت مستقیم نگه

جدول ۸) مشخصات بیمار مورد آزمایش قرار گرفته

جنسیت بیمار	مرد
سن	۵۲ سال
نوع معلولیت	دچار سفتی دست چپ
مدت زمان معلولیت	۴۴ سال
علت معلولیت	تصادف در کودکی
توضیحات	بیمار به دلیل تصادف در کودکی دچار آسیب مغزی شده و سایر اندام‌ها نیز دچار مشکلاتی نیز هستند

طول لینک و اصطکاک به طور تصادفی و به میزان ۱۰٪ تغییر داده شد این تغییرات به فرم رابطه‌ی ۲۴ هستند و خطای نسبی توجه به رابطه ۲۵ تعیین گردید.

$$(24) \quad [(\text{مقدار تصادفی بین } 0 \text{ و } 1) \pm 1] \times \text{مقدار نامی} = \text{مقدار جدید پارامتر}$$

$$(25) \quad e = \frac{X_1 - X_{1d}}{X_{1d}}$$

در رابطه‌ی ۲۴، X_1 ، زاویه‌ی خروجی مفصل به ازای مقادیر تصادفی جدید است و X_{1d} زاویه‌ی خروجی مطلوب است. در جدول ۶ مقدار میانگین خطا برای ۱۰ نمونه‌ی تصادفی تغییرات مختلف پارامترها آورده شده است. هم‌چنین خطای کل به ازای تغییرات همه‌ی پارامترها به طور هم‌زمان، محاسبه شده است. با توجه به اینکه خطای نسبی به صفر همگراست، می‌توان گفت کنترل طراحی شده در مقابل عدم قطعیت‌ها کارآمد است.

۷- آزمایش بر روی بیمار

دستکش ساخته شده بر روی یک بیمار آزمایش شد. در این آزمایش به کمک دو کلید فرمان حرکت موتور تعیین گردید. به کمک این وسیله، بیمار توانست یک جسم کوچک (با شعاع حدوداً ۲ سانتی‌متر) را بلند کند. در شکل ۱۶ این آزمایش نشان داده شده است. به کمک یک انکودر نیز که بر روی دستکش نصب شده است، زاویه‌ی مفصل دنبال می‌شود و زمانی که حرکت موتور سبب تولید زاویه‌ی بزرگ‌تر از دامنه‌ی حرکتی مفصل بشود به سیستم فرمان توقف می‌دهد. بعد از انجام آزمایش، بیمار جدول نظرسنجی ۷ را تکمیل کرد. لازم به ذکر است محدوده‌ی امتیازدهی از ۰ تا ۱۰ می‌باشد. با توجه

جدول ۶) بررسی کنترل‌گر در مواجهه با عدم قطعیت‌ها

نوع پارامتر	میزان تغییر تصادفی	تعداد نمونه تصادفی شبیه‌سازی شده	میزان میانگین خطای نسبی
طول لینک (l)	۱۰٪ مقدار اولیه	۱۰	۷-۴×۱۰
جرم (m)	۱۰٪ مقدار اولیه	۱۰	۷-۵×۱۰
لختی دورانی (I)	۱۰٪ مقدار اولیه	۱۰	۷-۳/۱۱×۱۰
ضریب اصطکاک (b)	۱۰٪ مقدار اولیه	۱۰	۷-۲/۹۹×۱۰
تغییر هر ۴ پارامتر	۱۰٪ مقدار اولیه	۱۰	۷-۱/۹۹×۱۰



شکل ۱۶) تست عملی ربات ساخته شده بر روی بیمار در دانشگاه ایران. (الف) دست بیمار (ب) بازشدن دست بیمار توسط ربات و گرفتن جسم

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

منابع

- 1- Masiero S, Carraro E, Ferraro C, Gallina P, Rossi A, Rosati G. Upper limb rehabilitation robotics after stroke: a perspective from the University of Padua, Italy. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2009;41(12):981-5.
- 2- Uchida H, Murakami T. An approach to power assist hand exoskeleton for patients with paralysis. In 2018 IEEE 15th International Workshop on Advanced Motion Control (AMC) 2018 (pp. 657-662). IEEE.
- 3- Manna SK, Dubey VN. Comparative study of actuation systems for portable upper limb exoskeletons. *Medical engineering & physics*. 2018;60:1-3.
- 4- Heo P, Gu GM, Lee SJ, Rhee K, Kim J. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. 2012;13(5):807-24.
- 5- Refour E, Sebastian B, Ben-Tzvi P. Two-digit robotic exoskeleton glove mechanism: Design and integration. *Journal of Mechanisms and Robotics*. 2018;10(2).
- 6- Kang BB, Lee H, In H, Jeong U, Chung J, Cho KJ. Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand. In 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2016 (pp. 3750-3755). IEEE.
- 7- Yun SS, Kang BB, Cho KJ. Exo-glove PM: An easily customizable modularized pneumatic assistive glove. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2017;2(3):1725-32.
- 8- Dunaway S, Dezsi DB, Perkins J, Tran D, Naft J. Case report on the use of a custom myoelectric elbow-wrist-hand orthosis for the remediation of upper extremity paresis and loss of function in chronic stroke. *Military medicine*. 2017;182(7):e1963-8.
- 9- 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.
- 10- Jo I, Bae J. Design and control of a wearable hand exoskeleton with force-controllable and compact actuator modules. In 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2015 (pp. 5596-5601). IEEE.
- 11- Chiri A, Vitiello N, Giovacchini F, Roccella S, Vecchi F, Carrozza MC. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*. 2011;17(5):884-94.
- 12- Dehghan Neistanak V, M Moghaddam M, Abbasi Moshaei AR. Design of a hand tendon injury rehabilitation system using a DOF constrainer mechanism. *Modares Mechanical Engineering*. 2020;20(1):1-2.
- 13- Torres J, Coteló J, Karl J, Gordon AP. Mechanical property optimization of FDM PLA in shear with multiple objectives. *Jom*. 2015 May;67(5):1183-93.

دارد. لذا به کمک یک دستکش صلب ساخته شده به وسیلهٔ یک چاپ سه بعدی در قدم اول سه مفصل انگشت در موقعیت یک خط راست قرار گرفت. از طرفی یک قطعه به منظور ثابت نگه داشتن مچ دست، هدایت کابل‌ها و نصب عملگر بر روی آن به کمک چاپ سه بعدی ساخته شد. این قطعه به کمک یک بستهٔ پارچه‌ای بر روی دست قرار می‌گیرد. یک لولا و کشویی فلزی نیز دستکش صلب و این قطعه را به هم متصل می‌کند.

عملگر و پولی متصل به آن روی قطعه نصب شد و کابل خارج شده از دستکش به پولی متصل می‌شوند. انتخاب نوع عملگر هم بر اساس آزمایش ساده و شبیه‌سازی نیز در سیم مکانیک صورت گرفت.

قطعات ساخته‌شده در نرم‌افزار آباکوس تحلیل شد و نتایج تحلیل نشانگر عدم وجود تنش بحرانی، تغییر شکل و توانایی نیروی‌های متمرکز برای حرکت دادن دستکش بود.

همانطور که در دست انسان، تغییر طول تاندون‌های دست موجب حرکت انگشتان دست می‌شود، در این پژوهش نیز با تغییر طول کابل این حرکت حاصل می‌شود.

به طور کلی ارتزها و پروتزهای ساخته شده از سه منظر با چالش مواجه هستند:

۱- آزادی حرکت (تلاش می‌شود تا وسیله‌ای مطابق درجات آزادی انسان ساخته شود).

۲- کنترل آسان (تلاش می‌شود کنترل وسیله برای کاربر تسهیل شود)

۳- مباحث ظاهری مانند زیبایی، وزن و قابلیت حمل و...

پس از بررسی‌های صورت‌گرفته بر روی انواع روش‌های کنترلی، نهایتاً کنترل مُد لغزشی انتخاب گردید. زیرا روش‌هایی مانند کنترل امپدانس و کنترل نیرو نیازمند حسگرهای متعدد بود که سبب افزایش هزینه و وزن دستگاه می‌شد. بنابراین استفاده از کنترل مُد لغزشی ضمن امکان مقابله با اغتشاشات به سادگی قابل پیاده‌سازی می‌باشد. طراحی به گونه‌ای است که با تعیین شعاع جسم مورد نظر زاویه‌ی طراحی محاسبه می‌گردد (X_d). هدف کنترل دنبال کردن این زاویه و به صفر رساندن خطاست که با توجه به شکل‌های ۱۴ و ۱۵ این مهم حاصل گردیده است.

تشکر و قدردانی: برای اجرای آزمایش علمی بر روی بیمار به عواملی مانند فضا و بیمار با شرایط مطابق مسئله نیاز بود که این مهم با مساعدت خانم دکتر جلالی و خانم دکتر مهربان؛ اعضای محترم هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی ایران مسیر شد. از ایشان کمال قدردانی و سپاس‌گزاری را داریم.

تأییدیه اخلاقی: این مقاله تاکنون در نشریهٔ دیگری به چاپ نرسیده است و برای بررسی نیز به نشریهٔ دیگری ارسال نشده است.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

سهام نویسندگان: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

- 14- Anam K, Al-Jumaily AA. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering*. 2012;41:988-94.
- 15- Shen Y, Sun J, Ma J, Rosen J. Admittance Control Scheme Comparison of EXO-UL8: A Dual-Arm Exoskeleton Robotic System. In 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) 2019 (pp. 611-617). IEEE.
- 16- Qu Z, Dorsey J. Robust tracking control of robots by a linear feedback law. *IEEE Transactions on Automatic Control*. 1991;36(9):1081-4.
- 17- Leonardis D, Barsotti M, Loconsole C, Solazzi M, Troncossi M, Mazzotti C, Castelli VP, Procopio C, Lamola G, Chisari C, Bergamasco M. An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE transactions on haptics*. 2015;8(2):140-51.
- 18- Meng Q, Meng Q, Yu H, Wei X. A survey on sEMG control strategies of wearable hand exoskeleton for rehabilitation. In 2017 2nd Asia-Pacific Conference on Intelligent Robot Systems (ACIRS) 2017 (pp. 165-169). IEEE.
- 19- Zhang F, Lin L, Yang L, Fu Y. Variable impedance control of finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. *Industrial Robot: the international journal of robotics research and application*. 2019.
- 20- Ying C, Jia-fan Z, Can-jun Y, Bin N. Design and hybrid control of the pneumatic force-feedback systems for Arm-Exoskeleton by using on/off valve. *Mechatronics*. 2007;17(6):325-35.
- 21- Rahman MH, Ouimet TK, Saad M, Kenne JP, Archambault PS. Development and control of a wearable robot for rehabilitation of elbow and shoulder joint movements. In IECON 2010-36th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society 2010 (pp. 1506-1511). IEEE.
- 22- Mokhtari M, Taghizadeh M, Mazare M. Optimal adaptive high-order super twisting sliding mode control of a lower limb exoskeleton robot. *Modares Mechanical Engineering*. 2019;19(3):777-87.
- 23- Moshaii AA, Moghaddam MM, Niestanak VD. Fuzzy sliding mode control of a wearable rehabilitation robot for wrist and finger. *Industrial Robot: the international journal of robotics research and application*. 2019.
- 24- Abbasi Moshaei AR, Mohammadi Moghaddam M, Dehghan Neistanak V. Analytical model of hand phalanges desired trajectory for rehabilitation and design a sliding mode controller based on this model. *Modares Mechanical Engineering*. 2020;20(1):129-37.
- 25- Zheng R, Li J. Kinematics and workspace analysis of an exoskeleton for thumb and index finger rehabilitation. In 2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2010 (pp. 80-84). IEEE.