



Design New Cable System to Drive Exoskeleton Fingers for Rehabilitation

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Heidary S.H.¹ MSc,
Beigzadeh B.*¹ PhD

How to cite this article

Heidary S.H, Beigzadeh B. Design New Cable System to Drive Exoskeleton Fingers for Rehabilitation. Modares Mechanical Engineering, 2019;19(1):201-209.

¹Mechanical Engineering School, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Biomechanics & Cognitive Engineering Research Lab, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Narmak, Tehran, Iran. Postal Code: 1684613114
Phone: +98 (21) 77240094
Fax: +98 (21) 77240488
b_beigzadeh@iust.ac.ir

Article History

Received: June 29, 2018
Accepted: October 07, 2018
ePublished: January 01, 2019

ABSTRACT

Anthropomorphic robotic hand has always been one of the interesting topics for researchers in recent decades due to its application range, including space exploration, medicine, military, etc. In this paper, a new plan is designed to drive exoskeleton fingers and by means of which the fingers can not only mimic human-like movements, but also be lightweight and portable. In this way, before implementation of the new plan, the anatomy of index finger and related kinematic were studied to give a hand to the extraction of angle relationships among distal, middle, and proximal phalanges. In upcoming step, theories, and mathematical relations about replacing sheaths and its influence on bending joints, based on the coupling mechanisms, were explained and applied clearly. Additionally, considering extracted relationships and equations in prior section, a new model of robotic finger with mentioned properties was simulated in MSC ADAMS software. In following step, after linking the software with Matlab, the results of the simulation and comparing them with human finger in the configuration and generation of humanoid movements were discussed. In the last step, according to simulation results, an example was constructed and presented, using a 3D printer in accordance with the proposed mechanism.

Keywords Exoskeleton; Coupling Mechanism; Tendon; Sheath; MSC ADAMS Software

CITATION LINKS

[1] Virtual reality-enhanced stroke ... [2] Virtual environments for motor rehabilitation ... [3] Adaptive impedance control for an upper limb robotic ... [4] A soft supernumerary robotic finger and mobile arm support for grasping compensation and hemiparetic ... [5] Design of a series elastic transmission ... [6] A dual-cable hand exoskeleton system ... [7] Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom ... [8] Subject-specific assist-as-needed controllers for a hand ... [9] A shape memory alloy based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, ... [10] An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, ... [11] Tactile sensing in dexterous ... [12] Friction compensation techniques for ... [13] KITECH-hand: A highly dexterous and ... [14] The modular multisensory ... [15] Gloreha—hand robotic rehabilitation: Design, mechanical ... [16] An EMG-controlled robotic hand exoskeleton ... [17] Hand synergies: Integration of robotics and neuroscience ... [18] Underactuated finger mechanism using contractible slider-crank and ... [19] Design and development of the cable actuated finger ... [20] Human-sized anthropomorphic robot hand with ... [21] Design and evaluation of a soft and wearable robotic ... [22] Current hand exoskeleton technologies for ... [23] Design and characterization of a lightweight and fully ... [24] Sophia-3: A semiadaptive cable-driven rehabilitation ... [25] Joint structure and function: A comprehensive ... [26] RML glove - an exoskeleton glove mechanism ... [27] Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise ... [28] The control of tendon-driven dexterous hands ... [29] Design of a lightweight soft robotic arm using pneumatic ... [30] Analysis of the transmission performance and kinematics simulation of ... [31] Modelling the musculoskeletal system of the hand and forearm for ...

طراحی سیستم کابلی برای راندن انگشتان اگرواسکلتون در حوزه توان بخشی

سیدحمیدرضا حیدری MSc

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

برهان بیگزاده PhD

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

چکیده

دست رباتیکی انسان‌نما به دلیل گستره کاربرد از جمله اکتشافات فضایی، پزشکی، نظامی و غیره همواره یکی از موضوعات مورد علاقه محققان در چند دهه اخیر بوده است. این مقاله در زمینه طراحی مکانیزم راندن انگشتان پنجه‌های رباتیکی و همچنین انگشتان اگرواسکلتون طرح‌ریزی و به‌گونه‌ای طراحی شده است که علاوه بر سبک و قابل حمل بودن بتواند حرکاتی مشابه انگشت دست انسان را انجام دهد. در این راستا، مطالعه‌ای روی آناتومی انگشت دست انسان بالغ و سینماتیک آن قبل از توضیح و اجرای طرح پیشنهادی انجام گرفته است تا به‌وسیله آن روابط موجود بین بندهای دیستال، میانی و پروگزیمال انگشت دست استخراج شود. در گام بعد، تئوری و روابط ریاضی حاکم بر محل استقرار غلاف‌ها و تأثیر آن روی زاویه خمشی مفاصل براساس مکانیزم کوپل‌کننده ارایه و بیان شده است. در مرحله بعد، با توجه به توابع به‌دست‌آمده در بخش سینماتیک و روابط ریاضی سیستم کوپل‌کننده یک مدلی از انگشت رباتیکی با خصوصیات مطرح‌شده در نرم‌افزار آدامز مدل‌سازی شده است. در گام بعد پس از لینک‌کردن این نرم‌افزار با نرم‌افزار متلب نتیجه حاصل از روابط موجود بین مفاصل انگشت شبیه‌سازی شده استخراج و بحث شده است. در گام آخر با توجه به نتایج شبیه‌سازی نمونه‌ای با استفاده از پرینتر سه‌بعدی مطابق با مکانیزم پیشنهادی ساخته و ارایه شده است.

کلیدواژه‌ها: اگرواسکلتون، مکانیزم کوپل‌کننده، تاندون، غلاف، نرم‌افزار آدامز

تاریخ دریافت: ۹۷/۰۴/۰۸

تاریخ پذیرش: ۹۷/۰۷/۱۵

° نویسنده مسئول: b_beigzadeh@iust.ac.ir

دهد[7]. دست رباتیک دارای ساختار انعطاف‌پذیری مانند دست انسان توسعه داده شده است تا بتواند از این طریق فرامین مختلف گیرش یک شیء به‌وسیله چند انگشت را به روش کنترلی امیدانس انجام دهد[8]. در توسعه ربات‌های درمانگر، پارامترهای متنوعی همچون وزن، ابعاد، ظاهر، امنیت و نحوه تعامل ماشین با انسان برای اجرای ژست‌های مختلف مانند دست یک انسان بالغ لازم است، در نظر گرفته شوند[9]. در ربات‌های درمانگر نحوه قرارگیری عملگرها برای راندن ربات و انواع آنها نظیر الکتریکی، پنیوماتیک و غیره همواره یکی از موضوع‌های مهم در طراحی بوده است[10، 11]. در برخی از این ربات‌ها، عملگرها در مفاصل انگشتان تعبیه شده‌اند و به‌طور مجزا هر یک از لینک‌ها را منیپولیشن می‌کنند[12-14]. اگر چه روش‌های کنترلی متنوعی روی این نوع از ربات‌ها به‌راحتی اجرا و پیاده‌سازی می‌شوند، با این وجود عدم توانایی تعامل موثر با محیط پیرامون مانند دست انسان به دلیل محدودیت‌های ابعادی این ربات‌ها امکان استفاده از آنها را در کاربردهای بازتوانی محدود ساخته است. در بسیاری از ربات‌های پوشیدنی یا پنجه‌های رباتیک، نیرو و گشتاور تولیدشده به‌وسیله عملگرهای تعبیه‌شده خارج از ربات توسط مکانیزم‌های انتقال‌دهنده برای راندن انگشتان تامین می‌شوند. از سیستم‌های چرخ‌دنده و مکانیزم‌های میله‌ای برای توسعه ربات‌هایی استفاده شده است که با سیگنال ای‌ام‌جی کنترل می‌شوند[15-18]. یکی دیگر از موثرترین مکانیزم‌های به‌کاررفته در ربات‌های درمانگر، انتقال نیرو و گشتاور از طریق سیستم کابل است. استفاده از چنین سیستمی نه‌تنها امکان کنترل ربات از منطقه‌ای دور از ربات را میسر می‌کند، بلکه منجر به داشتن دستی هم‌اندازه دست انسان می‌شود. از دیگر مزیت‌های مکانیزم ذکرشده می‌توان به دارابودن مکانیزمی مشابه انگشتان انسان اشاره کرد، به‌طوری که کابل‌ها در انگشتان رباتیک، نقش تاندون را ایفا می‌کنند[19-21].

در این مقاله پس از بررسی مشکل موجود در اکثر ربات‌های رانده‌شده توسط مکانیزم کابل در حوزه توانبخشی، روابط موجود بین مفاصل انگشتان دست رباتیک با الهام‌گرفتن از آناتومی و سینماتیک دست یک انسان بالغ و به‌وسیله بستر فیزیکی در نظر گرفته‌شده برای اندازه‌گیری میزان زاویه خمشی هر یک از مفاصل انگشت شاخص استخراج شده است. در بخش بعدی با توجه به داده‌های ضبط‌شده، روابط مربوط به مفاصل انگشتان انسان و تئوری‌های حاکم بر مساله جانمایی غلاف‌های نگهدارنده تاندون‌های در نظر گرفته‌شده، مدل‌سازی و یک مکانیزم کابلی کوپل‌کننده بندهای انگشتان برای راندن آنها پیشنهاد شده است. در مرحله نهایی، مکانیزم پیشنهادی روی نرم‌افزار ADAMS شبیه‌سازی شده است تا بتوان از طریق آن عملکرد مکانیزم مطرح‌شده را بررسی نمود. نتایج شبیه‌سازی انگشت رباتیک، صحت و درستی عملکرد مکانیزم طراحی‌شده در انجام حرکات مشابه با انگشت انسان را نشان می‌دهد. با توجه به این نتایج، نمونه‌ای از این انگشت با استفاده از پرینتر سه‌بعدی ساخته شد. در ادامه این مقاله به تبیین و تشریح موارد مذکور خواهیم پرداخت.

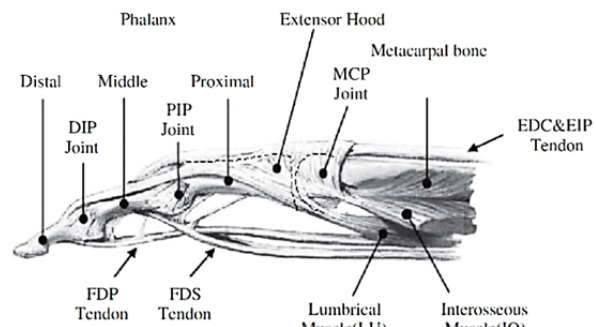
۲- تشریح نقاط ضعف مکانیزم‌های کابلی

مکانیزم سیستم‌های کابلی در بیشتر ربات‌های درمانگر به‌گونه‌ای است که هر انگشت به‌وسیله دو کابل به‌هم‌پیوسته‌ای رانده می‌شود که وظیفه جمع و بازکردن انگشت را بر عهده دارند[22]. همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، در اکثر این نوع مکانیزم‌ها، کابل‌های جمع و بازکننده انگشت رباتیک پس از عبور از اطراف

۱- مقدمه

ناتوانی در حرکات انگشتان دست انسان بر اثر آسیب‌های واردشده بر دستگاه عصبی توسط عواملی همچون سکنه مغزی از جمله اختلالاتی است که بسیاری از مردم از آن رنج می‌برند. روش‌های بازتوانی گوناگونی برای بهبود این حرکات توسعه داده شده است[1]. یکی از این روش‌ها طراحی سیستم‌های مجازی است که بیمار بتواند در آن با یک محیط مجازی تعامل کند و از این طریق مطابق با طراحی‌های پیش‌بینی‌شده باعث بهبود پارامترهای معین حرکات دست از جمله محدوده حرکتی، سرعت و استحکام آن شود[2]. از دیگر روش‌های بازتوانی می‌توان به مطالعه و بررسی دقیق علل توابع نقص حرکت و تلاش برای اجرای روش‌های بازتوانی متناسب با آن اشاره کرد که این کار از طریق شناسایی ویژگی‌های سیگنال‌های بیولوژیک مربوطه مانند سیگنال ای‌ام‌جی امکان‌پذیر است[3]. از معایب این روش‌ها می‌توان به کمیاب بودن درمانگر متخصص و آموزش‌های خسته‌کننده حرکات غیرفعال تکراری اشاره کرد. طی چند دهه اخیر، محققان مطالعات خود را روی درمان با کمک ربات درمانگر به‌عنوان یکی از مهم‌ترین روش‌های بازتوانی متمرکز کرده‌اند. طراحی انواع پنجه‌های رباتیک انترپرفیک و ربات‌های پوشیدنی برای بهبود عملکرد حرکات دست در فرآیند گیرش اشیای مختلف در حوزه توانبخشی از جمله فعالیت‌های انجام‌گرفته هستند[4-6]. ربات کمک‌کننده ۱۸درجه آزادی به‌گونه‌ای توسعه داده شده است که فرد بتواند به‌تنهایی و با توجه به موزیک‌های طراحی‌شده توسط متخصصان، تمرین‌های مربوط به حرکات بازوبسته شدن دست را به‌طور مستقل برای هر انگشت انجام

DIP, PIP و MCP به ترتیب ۸۰، ۹۰ و ۱۱۰ درجه در نظر گرفته شده است [25]. علت تفاوت محدوده حرکتی بندهای انگشت مسایلی همچون هندسه استخوان بندها، ساختار ماهیچه‌ها و تاندون‌ها است که بر پدیده اصطکاک تأثیر مستقیمی دارد [26, 27]. در این مقاله برای استخراج روابط بین مفاصل آزمایش‌هایی روی انگشت شاخص انجام گرفته است تا ماکزیمم محدوده حرکتی و معادلات موجود برای پیکربندی انگشت مشخص شوند.



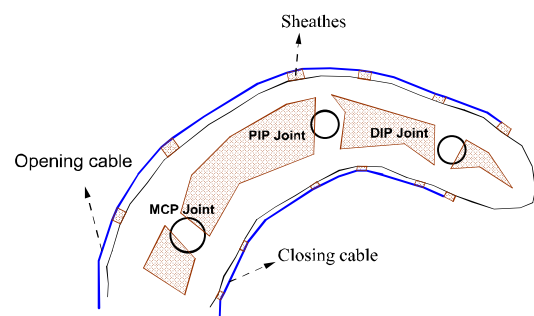
شکل ۲) آناتومی انگشت شاخص

۳-۲- مطالعه سینماتیک انگشت

مطالعه سینماتیک انگشتان به منظور بررسی حرکات دقیق وسایل اگزواسکتون توسعه داده شده انجام می‌گیرد تا به درستی بتواند انگشت معیوب انسان را هدایت کند. این مطالعه براساس یک سری آزمایش انجام گرفته روی انگشت شاخص صورت گرفته است. آزمایش‌ها مطابق با فلوجارت آزمون ریگ تجربی انجام می‌گیرد که در شکل ۳ نشان داده شده است. مطابق با این شکل به دلیل استفاده همزمان از چند سنسور ژایروسکوپ که با یک ریزپردازنده هدایت می‌شوند و توجه به این موضوع که در سیستم باس یک ریزپردازنده در یک لحظه قادر به خواندن داده‌های یک سنسور بوده، از مالتی‌پلکسر چندکاناله برای تعویض وضعیت سنسورها استفاده شده است. در این سیستم وقتی عدد تایمر به تعداد معینی رسید، یک هشدار به ریزپردازنده فرستاده می‌شود که به محض رسیدن این هشدار، ریزپردازنده به مالتی‌پلکسر دستور می‌دهد تا کانال مربوط به سنسورها را تغییر دهد و نوبت به خواندن داده‌های سنسور بعدی شود. وقتی داده‌های تمامی سنسورها توسط واحد ضبط‌کننده ذخیره شد، مجدداً این عملیات با تغییر موقعیت جدید انگشت تکرار می‌شود. سیستم سخت‌افزاری استفاده شده در شکل ۴ نشان داده شده که شامل سنسورهای ژایروسکوپ، برد آردینو و یک مالتی‌پلکسر چندکاناله برای اندازه‌گیری زوایای مفاصل انگشت هنگام باز و بسته کردن است. در واقع، هر سنسور ژایروسکوپ با اتصال به بند مربوطه، موقعیت زاویه‌ای خود را نسبت به جهت مثبت محور افقی معین می‌کند. از این طریق زاویه هر یک از مفاصل مذکور به راحتی قابل اندازه‌گیری خواهد بود. آزمایش انجام گرفته روی انگشت شاخص هنگام باز و بسته کردن این انگشت برای محاسبه روابط موجود میان زوایای مفاصل در شکل ۵ نشان داده شده است. استفاده از سنسور مالتی‌پلکسر این امکان را به ما می‌دهد که بتوانیم به طور همزمان از چند سنسور ژایروسکوپ در شبکه باس استفاده کنیم. برد آردینو نیز وظیفه خواندن داده‌های سنسورها و به طور همزمان نوشتن آنها در نرم‌افزار MATLAB را بر عهده دارد تا از این طریق داده‌های مربوط به مفاصل استخراج شود. همان طور که می‌توان مشاهده کرد پس از ساکن کردن موقعیت دست روی میز در نظر گرفته شده، انگشت شاخص از حالت افقی

مفاصل انگشت به عملگر یا عملگرهایی متصل می‌شوند و از این طریق نیروی لازمه برای راندن انگشتان را انتقال می‌دهند. چنین مکانیزمی امکان ایجاد دست اگزواسکتون جمع و جور را فراهم می‌کند، به گونه‌ای که تمامی ادوات دست به جز عملگرها می‌توانند به وسیله یک دستکش پوشش داده شوند [23, 24]. از معایب این پیکربندی می‌توان به موضوع عدم رانده شدن بندهای انگشت رباتیک به طور همزمان اشاره کرد.

در ربات‌هایی با این مکانیزم ابتدا بند دیستال، سپس میانه و در آخر پراگزیمال شروع به خم شدن می‌کنند. این موضوع از نقاط ضعف بیشتر مکانیزم‌های کابلی به کاررفته در ربات‌های درمانگر به شمار می‌آید، زیرا پیکربندی شکل انگشت انسان به گونه‌ای است که بندهای انگشتان با هم خم می‌شوند. در این مقاله با هدف طراحی مکانیزم کابلی که بتواند با کوپل کردن حرکات بندهای انگشتان رباتیک، حرکتی مشابه با دست انسان را داشته باشد، به بررسی آناتومی انگشتان دست انسان برای استخراج روابط موجود بین مفاصل انگشتان در بخش‌های آتی خواهیم پرداخت. همچنین مساله جانمایی و چیدمان سیستم کابلی و مدل‌سازی ریاضی آن از دیگر موضوعاتی بوده که لازم است در ادامه بررسی شود.



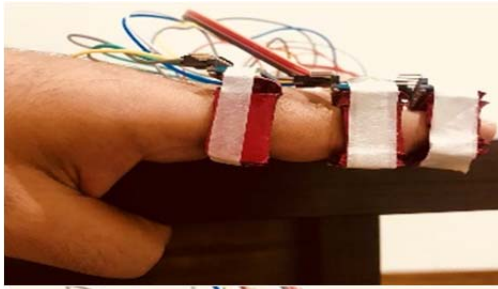
شکل ۱) طرح چیدمان سیستم کابلی انگشتان رباتیک موجود

۳- آناتومی و سینماتیک دست انسان

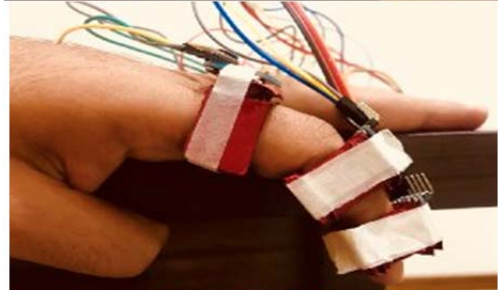
در این بخش پس از مطالعه آناتومی انگشت شاخص دست انسان، روابط موجود بین مفاصل انگشتان دست یک انسان بالغ استخراج می‌شود تا بتواند در طراحی مکانیزم کابلی پیشنهاد داده شده به کار گرفته شود.

۳-۱- آناتومی انگشتان دست

همان طور که در شکل ۲ نشان داده شده است [9]، پیکربندی دست انسان را می‌توان با معین کردن حرکات بندها و ناحیه متاکارپال تشخیص داد. استخوان‌های متاکارپال که در کف دست انسان جانمایی شده‌اند، نه تنها باعث چرخش آن می‌شود، بلکه تکیه‌گاه ثابتی را برای انگشتان مهیا می‌کنند. بندهای انگشتان دست به ترتیب از نوک انگشت دیستال، میانه و پروگزیمال نام دارند. مفاصل DIP, PIP و MCP به ترتیب وظیفه اتصال این بندها و استخوان متاکارپال را از نوک انگشت دست بر عهده دارند. سیستم حرکتی انگشت دست ۴ درجه آزادی دارد، به طوری که هر سه بند انگشت حول محور مفصل مربوطه می‌تواند چرخش کند. علاوه بر این، مفصل MCP به گونه‌ای طراحی شده است که امکان انحراف انگشت از راستای محور خود را به شکل حرکت جانبی فراهم می‌کند. اگر چه ماکزیمم محدوده حرکتی انگشت شاخص برای افراد مختلف متفاوت بوده، اما این مقدار به طور میانگین برای مفاصل



(الف)

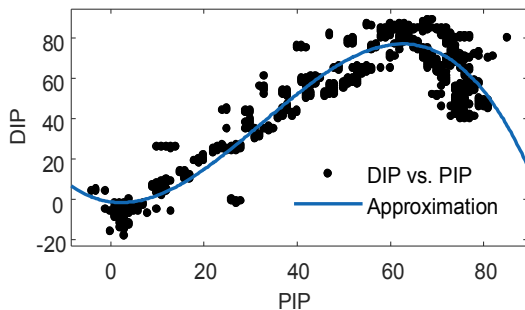


(ب)

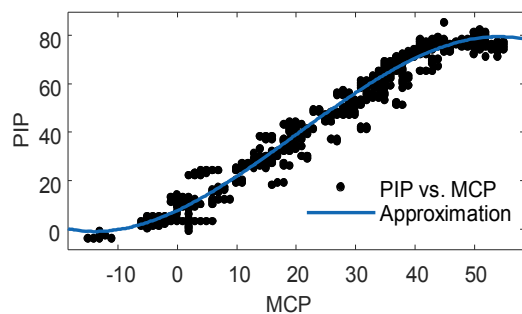


(ج)

شکل ۵) وضعیت‌های متفاوت انگشت شاخص برای اندازه‌گیری زاویه مفصل توسط وسیله در نظر گرفته شده؛ (الف) موقعیت اولیه انگشت شاخص؛ (ب) موقعیت میانی انگشت شاخص؛ (ج) بیشترین زاویه مفصلی خمشی انگشت شاخص



نمودار (۱) ارتباط زاویه‌ای بین مفاصل PIP و DIP



نمودار (۲) ارتباط زاویه‌ای بین مفاصل MCP و PIP

۴- طرح پیشنهادی و بررسی روابط ریاضی مربوطه

یک طرح‌ریزی جدید برای کوپل کردن حرکات مفاصل انگشت با

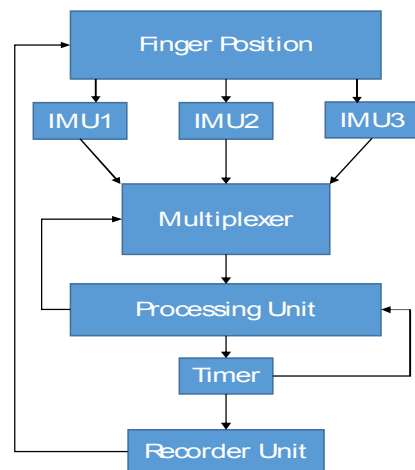
شروع به خم شدن می‌کند تا به موقعیت ماکزیمم خود برسد. پس از آن انگشت شاخص مجدداً شروع به برگشت به وضعیت اولیه خود می‌کند. این عمل چند مرتبه با نرخ پایین انجام می‌شود تا بتوان داده‌های کافی در هر گام را ضبط کرد که نمایانگر مقادیر زوایای هر یک از مفاصل در یک موقعیت معین است. پس از استخراج مجموعه‌ای از داده‌های مورد نظر برای رسیدن به پیکربندی مشابه انگشت انسان، به دست آوردن مدل ریاضی که بتواند روابط موجود میان مفاصل انگشتان را مشخص کند، ضروری به نظر می‌رسد. به منظور رسیدن به این هدف، مطابق با نمودارهای ۱ و ۲، مقادیر اندازه‌گیری شده زوایای مربوط به مفاصل انگشت در یک موقعیت مشخص و برای گام معین، براساس هر یک از دو مفصل انگشت ترسیم شده است تا از این طریق بتوان مدل ریاضی متناسب با این داده‌ها را پیش‌بینی نمود. خوشبختانه روش‌های متعددی برای توصیف ویژگی‌های مشترک بین مجموعه‌ای از داده‌ها توسعه داده شده که یکی از این روش‌ها، فیت کردن مناسب‌ترین منحنی است. با استفاده از تحلیل رگرسیون موجود در جعبه ابزار نرم‌افزار MATLAB مناسب‌ترین منحنی که بتواند کمترین پراکندگی را از منحنی در نظر گرفته شده داشته باشد، برای داده‌های ضبط شده در قسمت قبل، دو، چندجمله‌های درجه سه هستند که روابط ریاضی آنها مطابق با معادلات زیر به دست خواهد آمد:

$$v = -0.0007u^3 + 0.0697u^2 - 0.303u - 1.293 \quad (1)$$

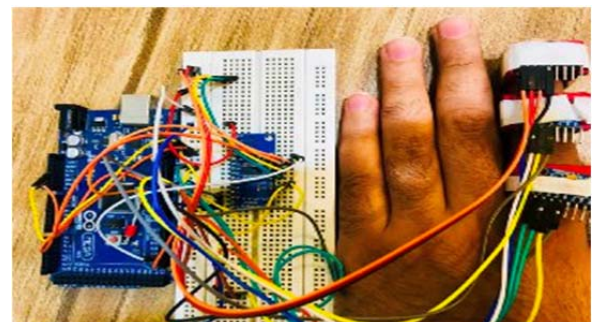
پارامترهای u و v به ترتیب بیانگر زوایای مفصلی PIP و DIP هستند.

$$y = -0.0005x^3 + 0.0308x^2 + 1.153x + 7.742 \quad (2)$$

پارامترهای x و y به ترتیب بیانگر زوایای مفصلی MCP و PIP هستند.



شکل ۳) بلوک دیاگرامی از آزمون ریگ تجربی



شکل ۴) بستر تجربی برای اندازه‌گیری زوایای مفاصل انگشت

وقتی حاصل می شود که هر یک از دو بند انگشت شاخص، هم راستا باشند. در این حالت L_d کمترین مقدار خود را دارد و مساوی با صفر است.

بر خلاف بخش های فوقانی، اجزای اگزواسکتون که در بخش های شکمی قرار دارند، به دلیل این که مفاصل انگشتان در این جهت بیشتر خم می شوند و این موضوع باعث تداخل اجزا در یکدیگر می شود، دارای محدودیت های حرکتی بیشتری هستند. برای پیدا کردن رابطه بین غلاف ها در این اجزا، دو مقاطع نیمه مخروطی در نظر گرفته شده را با یک فاصله نسبی از هم مانند شکل ۸ در نظر می گیریم. در این شکل، محور $\overline{OO'}$ محور مفصل چرخشی و نقطه C مرکز این محور است. E و F نقاط متحرک روی مقاطع نیمه دایره ای زده شده بر اجزای اگزواسکتون به مراکز M و N هستند. فاصله این نقاط متحرک از مراکز مقاطع نیمه دایره ای به ترتیب \overline{NF} و \overline{ME} و فاصله آن از قطر مقطع مربوطه به ترتیب $\overline{N'E'}$ و $\overline{M'E'}$ هستند. همچنین زوایای $\overline{EMM'}$ و $\overline{FNN'}$ متغیر β_d و زاویه خمشی مفصل $\overline{ZCM'}$ متغیر α مانند حالت فوقانی در نظر گرفته شده است. برای سهولت در محاسبات مربوط به قسمت شکمی اجزای انگشت، تصویر جانبی از مکانیزم پیشنهادی در شکل ۸ نشان داده شده است. نقاط M'' و E' نشان دهنده نقاط M و E است، وقتی که زاویه خمشی α مساوی با صفر باشد. زاویه $\overline{FC'E'}$ به عنوان زاویه اولیه هنگام صفر بودن متغیر α با متغیر μ و زاویه $\overline{FC'E'}$ بعد از خم شدن مفصل انگشت با متغیر μ نام گذاری شده است. همچنین فواصل $\overline{M'E'}$ ، $\overline{FN'}$ ، $\overline{C'M'}$ و $\overline{N'C'}$ به ترتیب e_1 ، e_2 ، l_1 و l_2 هستند. زاویه خمشی α می تواند به صورت زیر محاسبه شود:

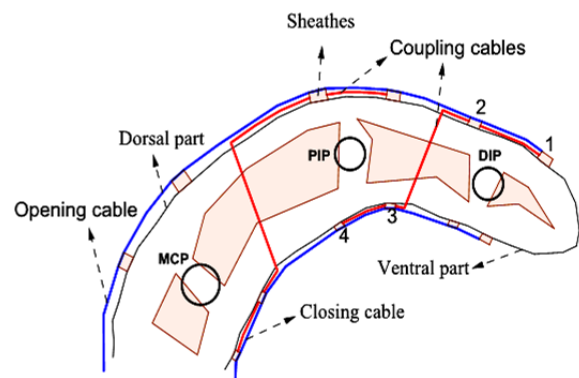
$$\alpha = \mu_0 - \mu \quad (۴)$$

که پارامترهای μ_0 و μ به ترتیب با معادلات زیر قابل محاسبه خواهند بود:

$$\mu_0 = \arccos \left(\frac{e_1 e_2 - l_1 l_2}{\sqrt{l_1^2 + e_1^2} \sqrt{l_2^2 + e_2^2}} \right) \quad (۵)$$

$$\mu = \arccos \left(\frac{l_1^2 + e_1^2 + l_2^2 + e_2^2 - l_0^2}{2 \sqrt{l_1^2 + e_1^2} \sqrt{l_2^2 + e_2^2}} \right) \quad (۶)$$

که در معادله ۶، l_0 فاصله بین دو غلاف متوالی شکمی در موقعیت زاویه ای α است.



شکل ۶ طرح چیدمان سیستم کابلی پیشنهادی در این مقاله

توجه به حفظ ساختار مکانیکی جمع و جور، سبک و قابل پوشش به وسیله دستکش با افزودن تاندون هایی به ساختارهای پیشنهادی قبلی ارایه شده است. همان طور که در شکل ۶ نشان داده شده است، در این طرح ریزی اجزای اگزواسکتون به وسیله دو تاندون اصلی جمع و بازکننده انگشت که به ترتیب در قسمت های شکمی و فوقانی نمای جانبی انگشت متصل و در پیرامون محیطی انگشت تعبیه شده اند، رانده می شوند. برای کوپل کردن حرکات بندهای انگشت به طوری که حرکات آنها وابستگی هایی مانند انگشت دست انسان پیدا کند، از یک جفت تاندون به نام های کوپل کننده های یک و دو بین بندهای انگشتان استفاده شده است. مکانیزم طراحی کوپل کننده یک به گونه ای است که هنگامی که تاندون اصلی جمع کننده کشیده شود، بند دیستال شروع به خم شدن به سمت بند میانی می کند. در نتیجه این حرکت فاصله غلاف یک و دو زیاد شده و از آنجایی که طول تاندون کوپل کننده یک ثابت است، فاصله تاندون بین غلاف سه و چهار کاهش می یابد، در نتیجه بند میانی نیز شروع به خم شدن به سمت بند پروگزیمال می کند. عملکردی مشابه برای کوپل کننده شماره دو وجود دارد، به گونه ای که با کشیدن کابل جمع کننده پس از خم شدن بند میانی به سمت پروگزیمال، این بند نیز به واسطه مکانیزم کوپل کننده دو شروع به خم شدن به سمت ناحیه ثابت فرض شده متاکارپال می کند. با توجه به چنین مکانیزمی، چیدمان محیطی و محوری غلاف ها تاثیر مستقیمی بر حرکات مفاصل انگشت دارد. برای مثال در شکل ۶ اگر غلاف های یک و دو در قسمت های فوقانی نصب شوند، بندهای دیستال و میانی در هنگام خم شدن بیشترین فاصله را ایجاد می کنند و این فاصله هر چه به سمت محور عبور کننده از مفصل انگشت نزدیک شود، کاهش می یابد. چنین موضوعی برای غلاف های سه و چهار نیز وجود دارد. علاوه بر این، موقعیت محیطی و محوری غلاف ها بر اصطکاک موجود بین تاندون و اجزای اگزواسکتون تاثیر می گذارد که خود باعث ایجاد پیکربندی متنوعی برای انگشت دست رباتیک می شود. بنابراین، موقعیت غلاف ها باید به دقت محاسبه و بهینه شود که این موضوع در ادامه بررسی خواهد شد.

بندهای اگزواسکتون در جاهایی که به هم می رسند، می توانند به صورت دو قسمت نیمه مخروطی در بخش فوقانی انگشت همانند شکل ۷ در نظر گرفته شوند. هنگامی که انگشت دست کاملاً باز است و هر یک از دو بند متوالی در یک راستا قرار دارند، دو مقطعی که با کمان های $\overline{OAO'}$ و $\overline{OBO'}$ ارایه شده اند، کاملاً روی یکدیگر منطبق خواهند شد. همچنین زاویه \overline{ACB} مقدار زاویه مفصل خمشی را تعیین می کند. نقطه C در میانه محور گذرنده از مفصل انگشت $\overline{OO'}$ قرار دارد. نقاط A' و B' به عنوان نقاط متحرک به ترتیب روی کمان های $\overline{OAO'}$ و $\overline{OBO'}$ جابه جا خواهند شد. فاصله این نقاط نسبت به محور $\overline{OO'}$ به ترتیب $A'D$ و $B'D$ است. معمولاً دو مثلث $A'CD$ و $B'CD$ به دلیل ماهیت متقارن در نظر گرفته شده در بخش های مخروطی برابر در نظر گرفته می شود، به طوری که در هنگام باز بودن انگشت، نقاط A' و B' بر هم منطبق خواهد بود. متغیرهای α و β به ترتیب زوایای \overline{ACB} و $\overline{A'CD}$ هستند. همچنین متغیرهای r_d و l_d به ترتیب نشان دهنده شعاع مفصل مربوطه و فاصله نقطه A' از B' هستند. رابطه موجود بین فاصله غلاف ها (L_d) و زاویه مفصل (α) می تواند به صورت رابطه زیر نوشته شود:

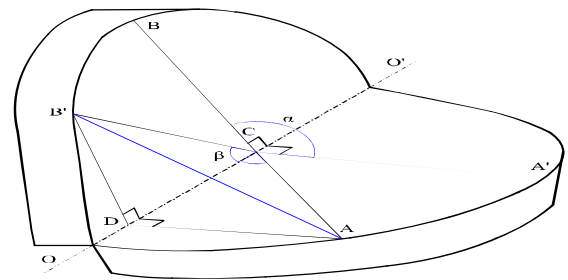
$$L_d = r_d \arccos [1 - \sin^2 \beta_d (1 - \cos \alpha)] \quad (۳)$$

که در معادله ۳، زاویه موقعیت غلاف $\beta_d \in [0, \frac{\pi}{2}]$ زاویه صفر

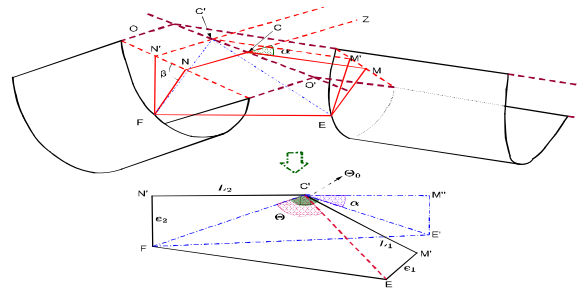
وارد نمی‌شود. در شکل ۹- ب انگشت رباتیک در حال جمع شدن بوده و همان طور که مشخص است بندهای پروگزیمال و میانی به دلیل وجود کابل‌های کوپل‌کننده در حال خم شدن هستند. در شکل ۹- ج حالتی از انگشت رباتیک نشان داده شده است که انگشت در موقعیتی نزدیک به بیشترین محدوده حرکتی ممکن قرار دارد و در این حالت هر یک از بندها با توجه به مکانیزم شبیه‌سازی شده دارای نسبت متناسب با خود هستند. در نرم‌افزار ADAMS از سنسورهای زاویه‌سنج که در جعبه ابزار این نرم‌افزار تعبیه شده، برای اندازه‌گیری چرخش هر کدام از این مفاصل استفاده شده است. نکته قابل توجه در این شبیه‌سازی این موضوع است که بر خلاف سنسورهای ژایروسکوپ که فقط می‌توانند محدوده زاویه‌ای صفر تا ۹۰ درجه را نشان دهند، سنسورهای در نظر گرفته شده در این نرم‌افزار قادر به نمایش محدوده صفر تا ۳۶۰ درجه هستند. لذا برای مقایسه روابط موجود بین مفاصل انگشت شبیه‌سازی شده و دست واقعی انسان لازم است تا تبدیلات لازمه صورت گیرد.

جدول ۱) پارامترهای فیزیکی انگشتان رباتیک و شیء

مقادیر ثابت	پارامترهای فیزیکی
۲۵/۹۱	L_1 (Mm)
۳۸/۳۹	L_2 (Mm)
۳۲/۵۴	L_3 (Mm)
۹/۸۳	m_1 (Gr)
۱۶/۴۱	m_2 (Gr)
۱۱/۲	m_3 (Gr)
۷/۶	R (Mm)
۳۳۵/۳	I_1 (gr.mm ²)
۸۷۴	I_2 (gr.mm ²)
۶۵۲۵	I_3 (gr.mm ²)



شکل ۷) محاسبه تغییرات فواصل ورقه‌های فوقانی با توجه به تغییرات زاویه مفصل

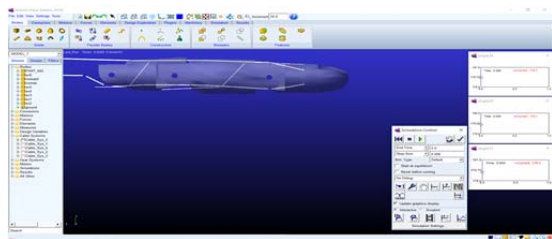


شکل ۸) محاسبه تغییرات فواصل ورقه‌های شکی با توجه به تغییرات زاویه مفصل

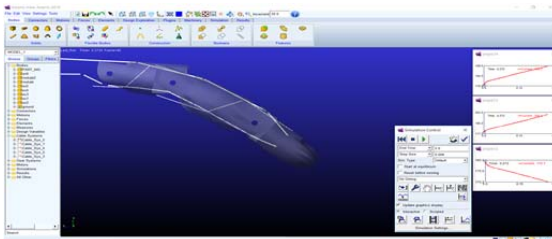
۵- پیاده‌سازی طرح پیشنهادی

در این بخش با توجه به آنالیزهای انجام شده برای استخراج روابط میان مفاصل انگشتان دست انسان و همچنین بررسی روابط موجود بین کابل‌های کوپل‌کننده و تاثیر جانمایی غلاف‌ها در نوع پیکربندی انگشت به منظور ارزیابی صحت و درستی عملکرد مکانیزم مطرح شده، شبیه‌سازی از مکانیزم فوق در نرم‌افزار ADAMS انجام شد. توانایی‌های گوناگون از جمله آنالیز بخش‌های نرم یا داشتن ادوات میکروتونیک و کنترلی متعدد در کنار تعامل آسان این نرم‌افزار با سایر نرم‌افزارها نظیر MATLAB، امکان شبیه‌سازی پنجه‌های رباتیک را در این نرم‌افزار میسر کرده است [28-31]. در ابتدا یک مدل با توجه به انگشت شاخص یک انسان بالغ در نرم‌افزار کتیا طراحی شد. در مرحله بعد، قطعات طراحی شده برای شبیه‌سازی وارد نرم‌افزار ADAMS شد. پس از مونتاژ کردن قطعات وارد شده و گذاشتن قیود و بندهای مناسب برای تشکیل پیکربندی انگشت با افزودن سیستم کابلی پیشنهادی و اتصال کابل‌های جمع و بازکننده اصلی به دو سر یک سرو موتور (Servo motor)، عملکرد این سیستم پیشنهادی شبیه‌سازی شد. در گام بعد، با لینک کردن این نرم‌افزار با نرم‌افزار MATLAB، مجموعه داده‌های مربوط به زوایای مفاصل انگشت شاخص در موقعیت‌های متفاوتی از انگشت استخراج شد.

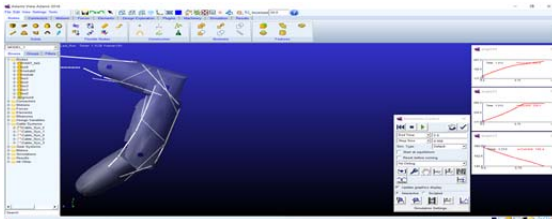
تا برای پیدا کردن روابط مفاصل انگشت، رباتیک شبیه‌سازی شده مورد ارزیابی قرار بگیرد. جدول ۱، مشخصات فیزیکی انگشت طراحی شده در نرم‌افزار ADAMS را نشان می‌دهد. پارامترهای L_i ، m_i و I_i برای $i=1,2,3$ به ترتیب بیانگر طول، جرم و ممان اینرسی لینک‌های انگشت شبیه‌سازی شده است. در این شبیه‌سازی جنس انگشت، پی‌ال‌ای در نظر گرفته شده است. مطابق با شکل ۹، انگشت رباتیک که به وسیله سرو موتور و کابل‌های انتقال‌دهنده نیرو رانده می‌شود، در سه موقعیت مختلف نشان داده شده است. همان طور که در شکل ۹- الف مشخص است، انگشت رباتیک در وضعیت اولیه قرار دارد و هیچ نیرویی برای راندن انگشت به کابل



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۹) وضعیت‌های متفاوت انگشت شاخص شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار ADAMS برای اندازه‌گیری زاویه مفصل: الف) موقعیت اولیه انگشت شاخص، ب) موقعیت میانی انگشت، ج) موقعیت خم شده انگشت شاخص

۲- به دلیل انعطاف پذیر بودن اجزای انگشت، محدوده حرکتی مفاصل انگشتان دارای محدودیت‌های حرکتی کمتری نسبت به حالت شبیه‌سازی هستند.

۳- یکی از عوامل به شدت تاثیرگذار بر پیکربندی انگشت دست، مساله اصطکاک است که مغایرت در اصطکاک ایجاد شده در غلاف‌ها با دست انسان می‌تواند نقش مهمی را در ایجاد اختلاف ایفا کند.

۴- در نظر گرفتن تنها ۳ درجه آزادی برای انگشت شبیه‌سازی شده در ایجاد پیکربندی متفاوت تاثیرگذار خواهد بود. در حالی که مفصل MCP انسان دارای ۲ درجه آزادی است.

به دلیل قید نیروی وارده از طرف سیستم کابلی، زوایای مفاصل دیگر مستقل از هم نیستند و زاویه مفصل PIP تابعی از زاویه مفصل MCP و زاویه مفصل DIP تابعی از زوایای مفاصل MCP و PIP است. بنابراین برای یک انگشت سه زاویه داریم که به هم وابسته هستند. برای این که میزان همبستگی این زوایا چه در حالت شبیه‌سازی و چه حالت تجربی مشخص شود، به غیر از روش انجام گرفته در فوق، می‌توانیم میزان همبستگی را از روش مستقیم و بدون تقریب محاسبه کنیم. برای این منظور پس از نرمال‌سازی و برداشتن نمونه‌های هم‌اندازه از داده‌های تجربی و شبیه‌سازی، دو ماتریس هم‌اندازه با توزیع نرمال از داده‌ها تشکیل خواهد شد. میزان همبستگی بین این دو ماتریس با دستور corr2 در نرم‌افزار MATLAB قابل محاسبه بوده که عددی معادل با ۰/۷۵۳۸ برای میزان همبستگی به دست آمده است. عدد حاصل نشان‌دهنده رابطه خطی بین پیکربندی انگشت طراحی شده با حالت تجربی است، لذا با استفاده از روش بدون تقریب نیز نتایجی مشابه به دست آمد که نشان از صحت و عملکرد سیستم طراحی شده دارد.

با وجود اختلافات کوچک ذکر شده‌ای که بین پیکربندی انگشت دست انسان بالغ مورد آزمایش با نمونه شبیه‌سازی شده به دلایلی که در قسمت فوق عنوان شد، وجود دارد، اما از لحاظ رفتاری عملکرد مشابهی در هر دو قابل رویت است. از این رو نمونه‌ای از انگشت طراحی شده در قسمت شبیه‌سازی ساخته شد. این انگشت در شکل ۱۰ و دو نمای متفاوت از آن نشان داده شده است. جنس این انگشت پیلای بوده که با استفاده از پرینتر سه‌بعدی ساخته شده است. از مفتول‌های به قطر ۳/۵ میلی‌متر به‌عنوان لولا در مفصل‌ها و همچنین از نخ قلاب ماهیگیری برای راندن انگشتان استفاده شده است که نقش کابل را بازی می‌کنند.



(الف)



(ب)

شکل ۱۰) بستر فیزیکی ساخته شده؛ (الف) نمای فوقانی (ب) نمای جانبی

۶- نتایج سیستم شبیه‌سازی شده و تفسیر آنها

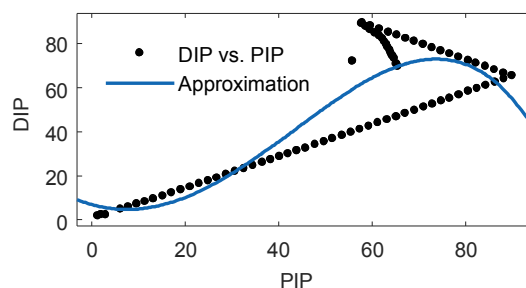
هدف از ارایه این بخش، بررسی و بحث پیرامون عملکرد سیستم شبیه‌سازی انگشت رباتیک طراحی شده با مکانیزم پیشنهادی در این مقاله است. در واقع، با داشتن مجموعه داده‌هایی که در بخش‌های پیشین ذکر شد، می‌توانیم بررسی کنیم که روابط موجود بین مفاصل انگشت شبیه‌سازی شده تا چه اندازه‌ای با روابط استخراجی برای انگشت انسان همخوانی دارد. نمودارهای ۳ و ۴ نشان‌دهنده بهترین نمودار چندجمله‌ای گذرنده به‌هنگام رسم داده‌های زاویه‌ای ترسیم شده مفاصل انگشت شبیه‌سازی شده بوده و معادلات مربوط به این توابع مطابق زیر است:

$$v = -0.00009u^3 + 0.0149u^2 - 0.1668u - 4.447 \quad (7)$$

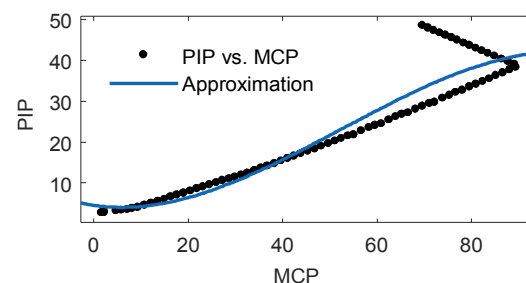
پارامترهای u و v به ترتیب بیانگر زوایای مفصلی PIP و DIP هستند.

$$y = -0.0005x^3 + 0.0308x^2 + 1.153x + 7.742 \quad (8)$$

پارامترهای x و y به ترتیب بیانگر زوایای مفصلی MCP و PIP هستند.



نمودار ۳) ارتباط زاویه‌ای بین مفاصل DIP و PIP



نمودار ۴) ارتباط زاویه‌ای بین مفاصل PIP و MCP

با مقایسه نمودارهای ۱ و ۲ از قسمت آزمایش‌های واقعی انجام گرفته روی انگشت شاخص انسان و نمودارهای ۳ و ۴ از قسمت شبیه‌سازی، داشتن عملکردی مشابه برای انگشت شبیه‌سازی شده مانند دست یک انسان بالغ قابل استنتاج خواهد بود. نکته حایز اهمیت در این نتایج که از مقایسه معادلات به دست آمده در بخش‌های عملی و شبیه‌سازی نیز می‌تواند تشخیص داده شود، این موضوع است که با وجود داشتن نمودارهای حرکتی مشابه از لحاظ رفتاری، این نمودارها بر هم منطبق نیستند. عوامل گوناگونی می‌تواند وابستگی مستقیم به این موضوع داشته باشد که در زیر به تعدادی از آنها اشاره شده است:

۱- عدم طراحی انگشتی دقیقاً مطابق با انگشت انسان چه از لحاظ هندسی و چه از لحاظ جنس مواد در نظر گرفته شده. در واقع انگشت شبیه‌سازی شده از مواد صلب تشکیل شده است، در حالی که انگشت انسان را اجزای انعطاف پذیر تشکیل می‌دهند.

منابع

- 1- Jack D, Boian R, Merians AS, Tremaine M, Burdea GC, Adamovich SV, et al. Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems And Rehabilitation Engineering*. 2001;9(3):308-318.
- 2- Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: Review. *Cyberpsychology & behavior*. 2005;8(3):187-211.
- 3- Li Z, Huang Z, He W, Su CY. Adaptive impedance control for an upper limb robotic exoskeleton using biological signals. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2017;64(2):1664-1674.
- 4- Hussain I, Salvietti G, Spagnoletti G, Malvezzi M, Cioncoloni D, Rossi S, et al. A soft supernumerary robotic finger and mobile arm support for grasping compensation and hemiparetic upper limb rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*. 2017;93:1-12.
- 5- Bianchi M, Cempini M, Conti R, Meli E, Ridolfi A, Vitiello N, et al. Design of a series elastic transmission for hand exoskeletons. *Mechatronics*. 2018;51:8-18.
- 6- Park Y, Jo I, Lee J, Bae J. A dual-cable hand exoskeleton system for virtual reality. *Mechatronics*. 2018;49:177-186.
- 7- Ueki S, Kawasaki H, Ito S, Nishimoto Y, Abe M, Aoki T, et al. Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2012;17(1):136-146.
- 8- Agarwal P, Deshpande AD. Subject-specific assist-as-needed controllers for a hand exoskeleton for rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2018;3(1):508-515.
- 9- Gilardi G, Haslam E, Bundhoo V, Park EJ. A shape memory alloy based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part II: Modelling and control. *Robotica*. 2010;28(5):675-687.
- 10- Agarwal P, Fox J, Yun Y, O'Malley MK, Deshpande AD. An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization. *The International Journal of Robotics Research*. 2015;34(14):1747-1772.
- 11- Kappasov Z, Corrales JA, Perdereau V. Tactile sensing in dexterous robot hands-review. *Robotics and Autonomous Systems*. 2015;74(Pt A):195-220.
- 12- Palli G, Melchiorri C. Friction compensation techniques for tendon-driven robotic hands. *Mechatronics*. 2014;24(2):108-117.
- 13- Lee DH, Park JH, Park SW, Baeg MH, Bae JH. KITECH-hand: A highly dexterous and modularized robotic hand. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2017;22(2):876-887.
- 14- Liu H, Meusel P, Seitz N, Willberg B, Hirzinger G, Jin MH, et al. The modular multisensory DLR-HIT-Hand. *Mechanism and Machine Theory*. 2007;42(5):612-625.
- 15- Borboni A, Mor M, Faglia R. Gloreha—hand robotic rehabilitation: Design, mechanical model, and experiments. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*. 2016;138(11):111003.
- 16- Leonardis D, Barsotti M, Loconsole C, Solazzi M, Troncosi M, Mazzotti C, et al. An EMG-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE Transactions on Haptics*. 2015;8(2):140-151.
- 17- Santello M, Bianchi M, Gabiccini M, Ricciardi E, Salvietti G, Prattichizzo D, et al. Hand synergies:

هدف اصلی این مقاله توسعه یک ساختار اگزواسکلتون جمع و جور، سبک و قابل حمل برای انگشتان کمک‌دهنده در حوزه توانبخشی است. این ساختار با کمک افزودن دو سیستم کابلی کوپل‌کننده بر سیستم‌های سنتی گذشته میسر شده است تا از این طریق بتواند نحوه صحیح پیکربندی و حرکت انگشتان رباتیک را مانند انگشت دست یک انسان بالغ اجرا کند. قبل از توسعه مکانیزم در نظر گرفته شده، بررسی روی آناتومی انگشت شاخص و سینماتیک مربوط به آن، انجام و از طریق آزمایش‌های صورت گرفته به وسیله بستر فیزیکی ساخته شده، روابط بین مفاصل MCP، DIP و MCP استخراج شده است. در گام بعد، تئوری‌های مقدماتی راجع به جانمایی غلاف‌ها و تاثیر آن بر زاویه خمشی مفاصل انگشت، ارایه و یک شبیه‌سازی در نرم‌افزار ADAMS با توجه به موارد مذکور انجام شده است. دستاوردهای این پژوهش در زیر فهرست شده است:

۱- دو سیستم کوپل‌کننده پیشنهادی به شکل مطلوبی عمل می‌کنند، به طوری که توانسته‌اند عیوب مربوط به عدم سازگاری حرکت انگشت اگزواسکلتون با انگشت انسان را در کاربردهای توانبخشی برطرف کنند.

۲- کل ساختار پیشنهادی، جمع و جور و سبک وزن است، به گونه‌ای که به راحتی می‌تواند با یک دستکش پوشانده شود و حتی اختلالی در انجام حرکات ماهرانه حین پوشش با دستکش نداشته باشد. این چنین موضوعی به سختی در انگشت‌های رباتیک با مکانیزم‌های میله‌ای قابل پیاده‌سازی است.

۳- تاندون‌های کوپل‌کننده تنها وقتی عمل می‌کنند که مفصل دورتر انگشت به سمت مفصل نزدیک‌تر شروع به خم شدن کند. بنابراین اگر یک اصطکاک غیرپیش‌بینی شده‌ای بین تاندون‌ها و غلاف‌های مربوطه آنها رخ دهد، مفصل نزدیک‌تر به طور مستقل شروع به خم شدن خواهد کرد. این موضوع در سایر ساختارهای سنتی قبلی اتفاق نمی‌افتد.

۴- این سیستم کابلی پیشنهاد داده شده می‌تواند روی سایر وسایل اگزواسکلتون با اندازه‌های متفاوت اجرا شود. هنگام اعمال این مکانیزم روی انگشت رباتیک جدید بایستی ضخامت و اندازه عرضی قسمت‌های شکمی اجزای اگزواسکلتون به دقت مطالعه شود تا جانمایی صحیحی از غلاف‌های نگهدارنده تاندون‌ها صورت گیرد. در گام آخر، با توجه به دستاوردهای به دست آمده از این پژوهش، نمونه‌ای از این انگشت با استفاده از پرینتر سه‌بعدی ساخته و در این مقاله ارایه شد.

تشکر و قدردانی: بدینوسیله از زحمات و مشاوره عزیزان و دانشجویان آزمایشگاه بیومکاترونیک و مهندسی شناختی دانشگاه علم و صنعت ایران تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

تأییدیه اخلاقی: تمام مراحل این پژوهش با مصوبات و موافقت دانشکده مهندسی مکانیک و کمیته‌های مربوطه و مطابق موازین اخلاق در پژوهش انجام شده است.

تعارض منافع: در این مقاله هیچ تعارض منافی وجود ندارد.

سهم نویسندگان: سیدحمیدرضا حیدری (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/تحلیلگر آماری/نگارنده بحث (۵۰٪)؛ برهان بیگزاده (نویسنده دوم)، نگارنده مقدمه/اروش‌شناس/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۵۰٪)

منابع مالی: این پژوهش از هیچ سازمانی حمایت مالی دریافت نکرده است.

- 24- Zanotto D, Rosati G, Minto S, Rossi A. Sophia-3: A semiadaptive cable-driven rehabilitation device with a tilting working plane. *IEEE Transactions on Robotics*. 2014;30(4):974-979.
- 25- Levangie PK, Norikin CC. Joint structure and function: A comprehensive analysis. Philadelphia: F. A. Davis; 2011.
- 26- MA Z, Ben-Tzvi P. RML glove - an exoskeleton glove mechanism with haptics feedback. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2015;20(2):641-652.
- 27- Jeong U, In HK, Cho KJ. Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand. *Intelligent Service Robotics*. 2013;6(4):181-189.
- 28- Chen J, Han D. The control of tendon-driven dexterous hands with joint simulation. *Sensors (Basel)*. 2014;14(1):1723-1739.
- 29- Ohta P, Valle L, King J, Low K, Yi J, Atkeson CG, et al. Design of a lightweight soft robotic arm using pneumatic artificial muscles and inflatable sleeves. *Soft Robotics*. 2018;5(2):204-215.
- 30- Xu P, Zhao XH, Li HG. Analysis of the transmission performance and kinematics simulation of 3-RRRT parallel manipulator. *Journal of Tianjin University of Technology*. 2009;(3).
- 31- Vignais N, Marin F. Modelling the musculoskeletal system of the hand and forearm for ergonomic applications. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2011;14(suppl 1):75-76.
- Integration of robotics and neuroscience for understanding the control of biological and artificial hands. *Physics of Life Reviews*. 2016;17:1-23.
- 18- Yoon D, Choi Y. Underactuated finger mechanism using contractible slider-crank and stackable four-bar linkages. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2017;22(5):2046-2057.
- 19- Jones CL, Wang F, Morrison R, Sarkar N, Kamper DG. Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2014;19(1):131-140.
- 20- Kurita Y, Ono Y, Ikeda A, Ogasawara T. Human-sized anthropomorphic robot hand with detachable mechanism at the wrist. *Mechanism and Machine Theory*. 2011;46(1):53-66.
- 21- Biggar S, Yao W. Design and evaluation of a soft and wearable robotic glove for hand rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2016;24(10):1071-1080.
- 22- 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):807-824.
- 23- Nycz CJ, Bützer T, Lamercy O, Arata J, Fischer GS, Gassert R. Design and characterization of a lightweight and fully portable remote actuation system for use with a hand exoskeleton. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2016;1(2):976-983.