



## Fabrication of a Soft Hand Orthosis to Enhance the Function of Digits in Patients with Hand Muscle Weakness

### ARTICLE INFO

#### Article Type

Original Research

#### Authors

Nikaeen G.<sup>1</sup> MSc,  
Mirzanejad H.<sup>1</sup> MSc,  
Agheli Hajiabadi M. <sup>\*1</sup> PhD

#### How to cite this article

Nikaeen G, Mirzanejad H, Agheli Hajiabadi M. Fabrication of a Soft Hand Orthosis to Enhance the Function of Digits in Patients with Hand Muscle Weakness. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(4):915-923.

### ABSTRACT

Motor units' malfunction, which happens due to stroke, often affects patients' hand motion and subsequently restricts their daily activities and social participation. All these factors reduce the patient's life quality. Therefore, finding a solution to overcome these limitations and improving hand function seems to be valuable. So far, many efforts have been done to design and develop different types of rehabilitation systems. Among all these systems, soft systems have attracted great attention due to their light weight, flexibility, safe interaction and affordability. The goal of this study is to fabricate a soft rehabilitation glove for hand function retrieval so that patients can perform rehabilitation exercises individually. The rehabilitation system presented here includes two different control modes including on/off and proportional modes. Each of them is selected based on patients' needs. For verification purposes, trajectories of the finger tips were obtained in two modes: "using the glove" and "without using the glove". Results showed that trajectories of the finger tips in the "using the glove" mode follow a proper path for the user's digits.

**Keywords** Soft Rehabilitation Glove; Soft Hand Orthosis; Soft Fiber Reinforced Actuators

<sup>1</sup>Mechanical Engineering Department, Mechanical Engineering Faculty, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

#### \*Correspondence

Address: Tarbiat Modares University, Nasr Bridge, Jalal-Al-Ahmad Highway, Tehran, Iran. Postal Code: 1411713116  
Phone: -  
Fax: -  
agheli@modares.ac.ir

#### Article History

Received: April 18, 2019  
Accepted: September 10, 2019  
ePublished: April 17, 2020

### CITATION LINKS

[1] Biologically inspired soft robot for thumb rehabilitation [2] Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation [3] Haptic identification of objects using a modular soft robotic gripper [4] A bioinspired soft robotic gripper for adaptable and effective grasping [5] A hybrid combining hard and soft robots [6] Soft transnasal endoscopic robot for patient-administered nasopharynx inspection [7] A Soft robotic sleeve supports heart function [8] Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation [9] Modeling of soft fiber-reinforced bending actuators [10] EMG controlled soft robotic glove for assistance during activities of daily living [11] A fabric-regulated soft robotic glove with user intent detection using EMG and RFID for hand assistive application [12] A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients [13] Medical accurate illustration [14] Functional anatomy [15] The effect of finger extensor mechanism on the flexor force during isometric tasks [16] Automatic design of fiber-reinforced soft actuators for trajectory matching [17] Development of an orthosis for simultaneous three-dimensional correction of clubfoot deformity

## ساخت اورتوز نرم دست برای تقویت عملکرد انگشتان دست بیماران دارای ضعف عملکرد عضلانی در ناحیه دست

گلبرگ نیک‌آیین MSc

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

حسین میرزانژاد MSc

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

محمد مهدی عاقلی حاجی‌آبادی PhD

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

### چکیده

نقص عملکرد واحدهای حرکتی که در اثر سکتة مغزی رخ می‌دهد اغلب روی توانایی حرکت دست بیمار تاثیرگذار خواهد بود و به دنبال آن فعالیت‌های روزانه بیمار و مشارکت‌های اجتماعی وی را دچار محدودیت می‌کند. این عوامل کیفیت زندگی فرد را پایین می‌آورند. به این ترتیب جست‌وجوی راهی که بتواند تا حد امکان در پی جبران محدودیت‌های یاد شده برآید و سبب بهبود عملکرد دست آسیب‌دیده شود بسیار حایز اهمیت خواهد بود. تاکنون تلاش‌های بسیاری در راستای طراحی و توسعه سیستم‌های توان‌بخش صورت گرفته و سیستم‌های گوناگونی معرفی شده‌اند که از میان آن‌ها سیستم‌های نرم به دلیل وزن سبک، قابلیت انعطاف، برهم‌کنش ایمن و قیمت مناسب بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. هدف از این پژوهش ساخت یک دستکش توان‌بخش نرم برای کمک به بازیابی عملکرد دست است تا بدین ترتیب بیماری که بر اثر سکتة مغزی دچار ضعف عضلانی در ناحیه دست شده بتواند به‌صورت انفرادی در منزل تمرینات بازتوانی را اجرا کند. سیستم توان‌بخش ارائه شده در این پژوهش دارای دو حالت کنترلی متفاوت شامل کنترل روشن/خاموش و کنترل تناسبی است که هریک بنابر نوع نیاز بیمار مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این پژوهش برای حصول اطمینان از مناسب‌بودن مسیر حرکتی طی شده توسط محرک‌ها، مسیر حرکت انگشتان در دو حالت "استفاده از دستکش" و "بدون استفاده از دستکش" به‌دست آمد. نتایج نشان داد که مسیر حرکتی در حالت "استفاده از دستکش" یک مسیر مناسب برای انگشتان دست کاربر است.

**کلیدواژه‌ها:** دستکش توان‌بخش نرم، اورتوز نرم دست، محرک‌های نرم تقویت‌شده با فیبر

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۱/۲۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۶/۱۵

\*نویسنده مسئول: agheli@modares.ac.ir

### ۱- مقدمه

ضعف عملکرد عضلات ناحیه دست که عمدتاً بر اثر عارضه سکتة مغزی رخ می‌دهد، به‌شدت بر سلامت جسمی و روانی بیمار تاثیرگذار است. به‌گونه‌ای که بیمار به‌منظور انجام ساده‌ترین فعالیت‌های روزانه خود نیازمند کمک‌رسانی افراد دیگر می‌شود. عدم توانایی در انجام کارهای شخصی سبب کاهش اعتمادبه‌نفس بیمار شده و در نهایت منجر به انزوا و افسردگی وی می‌شود. تاکنون روش‌های زیادی به‌منظور بهبود این اختلال عملکرد معرفی شده است. معمول‌ترین روش درمانی که امروزه برای بهبود این دسته از بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرد، انجام تمرینات مداوم تحت نظر فیزیوتراپ است. باوجود آنکه این روش در بیشتر موارد

بسیار موثر واقع می‌شود، محدودیت‌های خاصی را برای بیمار ایجاد می‌کند. از جمله محدودیت‌های فیزیوتراپی، هزینه بالای این روش درمانی است که در بسیاری از موارد فرد بیمار از عهده هزینه‌های سنگین آن برنمی‌آید. همچنین این روش عمدتاً محدود به کلینیک‌های توان‌بخشی می‌شود؛ حال آنکه در موارد زیادی بیمار در محلی زندگی می‌کند که به کلینیک توان‌بخشی دسترسی نداشته و در برخی موارد نیز بیمار توانایی جسمی لازم برای مراجعه به چنین کلینیک‌هایی را ندارد. بدین سبب محققان همواره در پی یافتن راهکارهایی بوده‌اند تا بتوانند ضمن ارائه یک درمان موثر، محدودیت‌های یادشده را رفع نمایند تا در وقت، هزینه و انرژی بیمار صرفه‌جویی شود. آن‌ها به این منظور ابزارهای توان‌بخشی را معرفی کرده‌اند که امکان بازتوانی عضو آسیب‌دیده بیمار را بدون نیاز به حضور فیزیوتراپ فراهم می‌آورد[1,2].

از میان ابزارها و راهکارهای ارائه‌شده، سیستم‌های توان‌بخش نرم به‌دلیل ویژگی‌های منحصربه‌فردی که دارند، امروزه بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. مهم‌ترین ویژگی این سیستم‌ها که به‌واسطه نوع مواد سازنده آن‌ها به‌وجود می‌آید، نرم‌بودن آن‌ها و در نتیجه ایمنی آن‌ها در برهم‌کنش با انسان است. ویژگی‌های دیگری همچون وزن سبک، انعطاف‌پذیری، قیمت مناسب مواد سازنده و سادگی ساخت موجب شده تا این سیستم‌ها برای کاربردهای پزشکی، جراحی، توان‌بخشی، گرفتن و جابجاکردن اجسام ظریف و بسیاری کاربردهای دیگر مناسب شوند. یکی از کاربردهای ربات‌های نرم، استفاده از آن‌ها در ساخت انواع گیره‌ها است. ربات‌های نرم به‌خوبی با هندسه اجسام مختلف منطبق می‌شوند و در برهم‌کنش با اجسام ظریف‌تر آسیبی به آن‌ها وارد نمی‌کنند. در راستای ساخت گیره‌های نرم، هومبرگ و همکاران، گیره نرمی را شامل سه محرک سیلیکونی طراحی کردند و آن را به‌جای گیره سخت ربات بکستر (Baxter) قرار دادند[3]. آن‌ها با قراردادن سنسورهای مقاومتی داخل هر محرک و با درنظرگرفتن تغییرات مقاومت سنسور در ازای خمش محرک و خوشه‌بندی داده‌های به‌دست‌آمده با تکنیک کامینز (K-Means)، قابلیت شناسایی اجسام را برای گیره به‌وجود آوردند و نشان دادند که گیره نرم ساخته‌شده نه‌تنها قادر به گرفتن اجسام ظریف است، بلکه به‌خوبی قابلیت شناسایی جسم را از بین مجموعه‌ای از اشیا دارد. علاوه‌بر آن، مانتی و همکاران، یک گیره نرم سیلیکونی سه‌انگشتی را با الهام‌گرفتن از نحوه انتقال نیروی ماهیچه توسط تاندون با استفاده از مکانیزم کابلی طراحی کردند[4].

استوکس و همکاران، ربات نرم- سختی را معرفی کردند که شامل یک ربات چرخ‌دار سخت برای جابجایی روی سطح صاف و یک ربات چهارپای نرم برای گرفتن اجسام بود[5]. سیستم‌های رباتیکی نرم همچنین پتانسیل بالقوه‌ای برای کاربردهای مختلف در زمینه‌های پزشکی و توان‌بخشی ایجاد می‌کنند. سان و رن، آندوسکوپ نرمی را برای معاینه و تشخیص بیماری‌های مربوط به ناحیه حلق- بینی (Nasopharynx) تهیه کردند[6]. با استفاده از

رسیدن به زاویه خمش معین، فشار هوای اعمالی کمتری نیاز است. به علاوه، آن‌ها مدل‌های ریاضی برای بیان ارتباط فشار هوای ورودی به محرک با گشتاور خمشی را ارائه کردند و با انجام آزمون‌های تجربی صحت مدل ارائه شده را نشان دادند. پلی‌گرینوس و همکاران، در همان سال با استفاده از محرک‌های سیلیکونی تقویت شده با فیبر دستکش توان‌بخش خود را با قابلیت پشتیبانی از پنج انگشت تهیه کردند و نشان دادند که اورتوز ساخته شده از دقت حرکتی قابل قبولی برای توان‌بخشی برخوردار است [12]. آن‌ها همچنین به منظور بهبود هرچه بیشتر اورتوز توان‌بخش، با استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی قصد کاربر از باز یا بسته شدن دست را شناسایی کردند [10].

یاب و همکاران دستکش نرم کمک‌کننده‌ای را مخصوص بیماران با مشکل عضلانی شدید در ناحیه دست و بازو تهیه کردند [11]. آن‌ها با بهره‌گیری از فعالیت الکتریکی عضلات دست سالم، حرکت انگشتان دست آسیب‌دیده را کنترل کردند. آن‌ها در این طرح از برچسب‌ها و سنسورهای شناسایی فرکانس رادیویی استفاده کردند تا به این ترتیب، گرفتن اجسام به دو شیوه گرفتن با دخالت کف دست و گرفتن با نوک انگشتان امکان‌پذیر شود. آن‌ها همچنین محرک‌های دستکش رباتیکی نرم خود را با کمک پارچه‌های دارای پوشش پلی‌یورتان تهیه کردند و نشان دادند که این محرک‌ها نسبت به محرک‌های نرم استفاده شده در پژوهش‌های قبلی، قادر به ایجاد شعاع خمشی کمتر و تولید نیروی بیشتر تحت فشار یکسان هستند [12].

هدف پژوهش حاضر، ساخت اورتوز توان‌بخش نرم به منظور کمک به بازتوانی دست بیمارانی است که فعالیت عصبی-عضلانی اندام فوقانی آن‌ها با مشکل روبه‌رو است. در ساخت این اورتوز از دو سیستم کنترلی روشن/خاموش و تناسبی استفاده شده است که بنابر نوع نیاز کاربر مورد استفاده قرار می‌گیرد.

## ۲- مواد و روش‌ها

دستکش ارائه شده در این پژوهش در ساختار خود از محرک‌های نرم الاستومری بهره می‌برد. محرک‌های مورد استفاده از نوع محرک‌های سیلیکونی تقویت شده با فیبر است. دستکش باید به گونه‌ای ساخته شود که تا حد امکان سبک باشد و قرارگیری آن روی دست بیمار موجب ناراحتی وی نشود.

### ۲-۱ طراحی مفهومی

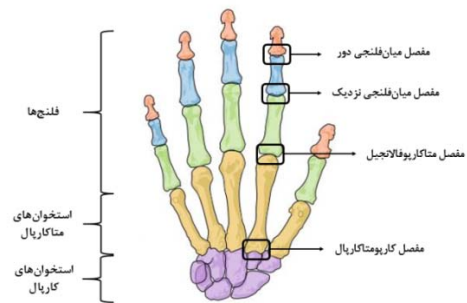
پیش از پرداختن به چگونگی طراحی محرک‌ها، بهتر است ابتدا به طور اجمالی به بررسی آناتومی دست و ماهیچه‌های خم‌کننده انگشتان پرداخته شود. به طور کلی دست انسان از ناحیه مچ تا سر انگشتان دارای سه دسته استخوان کارپال، متاکارپال و فلنکس‌ها است. استخوان‌های کارپال شامل هشت عدد استخوان هستند که در ناحیه مچ دست قرار دارند. استخوان‌های متاکارپال شامل پنج عدد استخوان هستند که هر کدام مختص یک انگشت هستند. هر یک از انگشتان به جز شست، شامل سه فلنکس نزدیک، میانی و

این آندوسکوپ بیمار قادر بود در خانه و بدون حضور در کلینیک به سرعت وجود بیماری را در این ناحیه شناسایی کند. از آنجا که ربات‌های نرم به طور بالقوه قابلیت پشتیبانی از بافت‌های نرم داخل بدن را دارند، روکه و همکاران به ساخت یک پوشش نرم کاشتنی به منظور پشتیبانی از عملکرد قلب روی آوردند تا با کمک دو دسته محرک‌های ماریپیچی و محیطی که به ترتیب عمل فشرده‌سازی و پیچش را انجام می‌دادند، عملکرد پمپاژ قلب را شبیه‌سازی کنند [17]. آن‌ها در این طرح از یک سیستم کنترلی به منظور هماهنگی عملکرد پوشش یاد شده با چرخه قلب و همچنین تنظیم نیرو و زمان تحریک محرک‌ها استفاده کردند تا به این ترتیب بتوانند از این پوشش برای کمک‌رسانی به قلب در بیماری‌های خاص استفاده کنند. با این وجود به دلیل حساسیت بسیار زیاد حوزه پزشکی در ارتباط با سلامتی و جان انسان، این ربات‌ها در این زمینه هنوز به صورت تجاری کاربردی ندارند و همچنان در مرحله تحقیق و توسعه به سر می‌برد.

حساسیت حوزه توان‌بخشی از حوزه جراحی و پزشکی کمتر بوده و سرعت پیشروی تحقیقات مربوط به ربات‌های نرم در این زمینه بسیار بیشتر است. یکی از کاربردهای ربات‌های نرم در ساخت دستکش‌های کمک‌کننده و توان‌بخش است. در همین راستا پلی‌گرینوس و همکاران، با استفاده از مفهوم رباتیک نرم به طراحی و ساخت یک دستکش نرم مخصوص بازتوانی دست پرداختند [8]. محرک‌های الاستومری به کاررفته در این طرح به صورت محرک‌های کانال‌بندی شده از جنس نفوپرن تهیه شده بود. آن‌ها نشان دادند که مسیر حرکتی این محرک‌ها به میزان قابل قبولی با مسیر حرکتی انگشتان دست سالم مطابقت می‌کند. با این حال دستکش ساخته شده، تنها دارای چهار محرک نرم بود و حرکت شست را پشتیبانی نمی‌کرد. از آنجا که عملکرد شست در ارتباط با عمل گرفتن اجسام، بسیار مهم و غیرقابل اغماض است، میدریورک و همکاران به طراحی و ساخت یک اورتوز توان‌بخش نرم مخصوص بازتوانی شست پرداختند [1]. آن‌ها در ساخت این اورتوز از محرک‌های الاستومری تقویت شده با فیبر استفاده کردند که به صورت پنوماتیکی فعال می‌شد و با تنظیم نحوه پیچش نخ به دور محرک، حرکت آپوزیشن (تقابل شست به یکایک انگشتان) را برای شست ایجاد کردند. این اورتوز می‌توانست به عنوان یک وسیله توان‌بخشی توسط بیمار در خانه مورد استفاده قرار گیرد.

پلی‌گرینوس و همکاران به منظور بهبود طرح دستکش توان‌بخش، رفتار خمشی محرک‌های نرم تقویت شده با فیبر را برای محرک‌های با هندسه مقطع مستطیل، دایره و نیم‌دایره بررسی کردند و نشان دادند که در اثر اعمال فشار هوای یکسان به محرک‌های با مساحت مقطع برابر، گشتاور خمشی تولید شده توسط محرک دارای مقطع نیم‌دایره بیشترین مقدار خواهد بود [9]. آن‌ها همچنین تأثیر طول محرک، شعاع هندسه مقطع و ضخامت دیواره را روی میزان خمش محرک نیم‌دایره‌ای بررسی کردند و نشان دادند که هرچه طول و شعاع مقطع محرک بیشتر و ضخامت دیواره کمتر باشد، برای

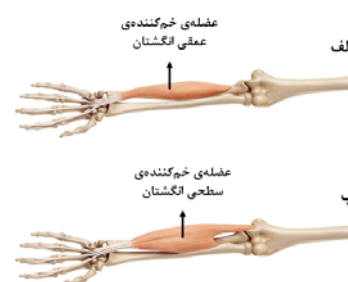
دور است. شست از دو فلنکس نزدیک و دور تشکیل شده است. شکل ۱ آناتومی دست انسان را نشان می‌دهد.



شکل ۱) استخوان و مفصل‌های تشکیل‌دهنده دست انسان [13]

عمده حرکت دست هنگام گرفتن اجسام یا قرارگیری در وضعیت‌های مختلف به‌دلیل درجات آزادی است که مفاصل میان‌فلنجی، متاکارپوفالانجیل و مفصل کارپومتاکارپال شست در اختیار می‌گذارند. عضلاتی که سبب حرکت انگشتان دست می‌شوند در دو دسته عضلات درونی و بیرونی قرار می‌گیرند. عضلات درونی در کف دست قرار گرفته‌اند. عضلات بیرونی در بخش ساعد قرار گرفته‌اند اما تاندون آن‌ها از مچ دست عبور کرده و به انگشتان متصل می‌شوند و بدین طریق این عضلات با انقباض و انبساط خود سبب حرکت انگشتان می‌شوند. استحکام عضلات خم‌کننده بیرونی بیش از دو برابر استحکام عضلات بازکننده بیرونی است؛ به‌طوری که عضلات خم‌کننده به‌طور وسیعی در انجام فعالیت‌های روزمره استفاده می‌شوند، اما عضلات بازکننده به‌ندرت برای اعمال نیرو به‌کار می‌روند [14].

هر انگشت، دو تاندون خم‌کننده دارد. تاندون خم‌کننده عمقی به سطح ولار (Volar) فلنکس دور انگشت متصل می‌شود و سبب خم‌شدن فلنکس دور روی فلنکس میانی می‌شود. عضله این تاندون در ناحیه ساعد قرار گرفته است. تاندون خم‌کننده سطحی انگشت به سطح ولار فلنکس میانی انگشت متصل می‌شود و سبب خم‌شدن فلنکس میانی روی فلنکس نزدیک می‌شود. عضله این تاندون نیز در ناحیه ساعد قرار گرفته است. شکل ۲ عضلات خم‌کننده عمقی و سطحی انگشتان را نشان می‌دهد. این عضلات جمعاً نیرویی بالغ بر ۸۰٪ نیروی خمش را تولید می‌کنند [15].

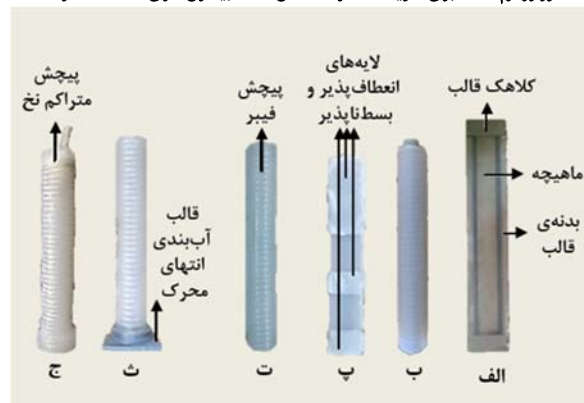


شکل ۲) عضلات خم‌کننده عمقی و سطحی انگشتان [13]

محرك‌های به‌کاررفته در این پژوهش از نوع محرك‌های الاستومری تقویت‌شده با فیبر در نظر گرفته شد. با توجه به کاربرد محرك‌ها روی انگشتان دست هنگام گرفتن اجسام، محرك‌های نرم از نوع خمشی (مخصوص انگشتان به‌جز شست) و خمشی-پیچشی (مخصوص شست) تعیین شدند. به‌منظور انجام خمش کافی، هندسه مقطع محرك‌ها به‌صورت نیم‌دایره در نظر گرفته شد [9]. ابعاد محرك‌ها متناسب با ابعاد انگشتان بیولوژیک یک داوطلب تعیین شد. ضخامت دیواره محرك برابر ۳ میلی‌متر در نظر گرفته شد (در محل‌هایی که فیبر از آن عبور می‌کند، ضخامت ۲/۵ میلی‌متر تعیین شد). دلیل انتخاب این ضخامت این بود که محرك‌های با ضخامت‌های بیشتر تحت فشار یکسان به‌میزان کمتری خم می‌شوند؛ از طرفی در صورتی که ضخامت مقدار کمتری باشد با اعمال فشار هوا، احتمال ترکیدن محرك افزایش می‌یابد. ضمن آنکه محرك‌های با ضخامت‌های بسیار کم به‌دلیل نیاز به دقت زیاد در ساخت، غالباً هنگام ساخت دچار مشکل می‌شوند. به این ترتیب، بر اساس آزمون و خطا، ضخامت ۳ میلی‌متر، ضخامت مناسبی برای ساخت محرك‌ها به‌دست آمد.

به‌منظور ایجاد خمش در محرك‌ها نیاز به‌وجود لایه‌های انعطاف‌پذیر و غیرقابل کشش روی قسمت مسطح هر محرك است. به‌عبارتی، اگر بخش پایینی یک محرك نرم با چنین لایه‌ای پوشانده شود، هنگام اعمال فشار، بخش پایینی افزایش طول پیدا نمی‌کند؛ در حالی که بخش بالایی دچار افزایش طول می‌شود. این اختلاف طول در دو بخش بالایی و پایینی سبب خمش محرك می‌شود. در اینجا نیز به‌منظور شکل‌گیری خمش مناسب، این لایه‌ها باید در مناطقی که محرك با فلنجه‌های انگشت در تماس است، وجود داشته باشد؛ اما در نواحی مفاصل بین فلنجی و مفصل متاکارپوفالانجیل عدم وجود این لایه مورد نیاز است. به این ترتیب، محرك در مناطقی که روی فلنجه‌ها قرار دارد، خم خواهد شد و در ناحیه مفاصل دراز می‌شود. بنابراین با اعمال فشار هوا، محرك تا اتمام خمش از سطح انگشت پشتیبانی کرده و انگشتان به‌گونه‌ای موثر خم می‌شوند. زاویه پیچش نخ برای ایجاد بیشترین خمش زاویه ۹۰ درجه است [16]؛ بنابراین لازم است تا نخ‌ها با زاویه ۹۰ درجه حول محور طولی محرك دور آن پیچیده شوند. شکل ۳، طرحی از محرك خمشی انگشتان (چهار انگشت به‌جز شست) را در دو نمای بالا و پایین نشان می‌دهد. در این شکل پیچش ۹۰ درجه نخ و نحوه قرارگیری لایه‌های غیرقابل کشش در قسمت زیرین محرك مشخص شده است.

محرك شست نیاز به انجام دو حرکت خمشی و پیچشی (مخصوص استخوان متاکارپال) دارد تا بتواند حرکت آپوزیشن را شبیه‌سازی کند. به همین منظور، لازم است تا نخ‌ها در دو قسمت مجزا از هم با دو زاویه ۹۰ و ۶۰ درجه پیچیده شوند تا بیشترین خمش و بیشترین پیچش را ایجاد کنند [16]. طرح اولیه محرك شست در شکل ۴ نشان داده شده است.



**شکل ۵)** مراحل آماده‌سازی محرک نرم تقویت‌شده با فیبر؛ الف) قالب پر شده از سیلیکون پس از پخت و خارج شده از کوره، ب) بدنه محرک نرم پس از خارج شدن از قالب این بدنه شامل شیارهایی برای پیچش الیاف است، پ) چسباندن لایه‌های انعطاف‌پذیر و بسط‌ناپذیر در محل‌هایی به‌جز ناحیه مفصل‌ها، ت) پیچیدن نخ دور محرک در مسیرهای تعبیه شده و افزودن یک لایه سیلیکون به‌منظور تثبیت جایگاه نخ‌ها، ث) پوشاندن یک سر محرک با سیلیکون به‌وسیله قالب آببندی و ج) آببندی انتهای دیگر محرک با کمک قطعه واسط و پیچش مترکم نخ

### ۳-۲- کنترل هوای ورودی

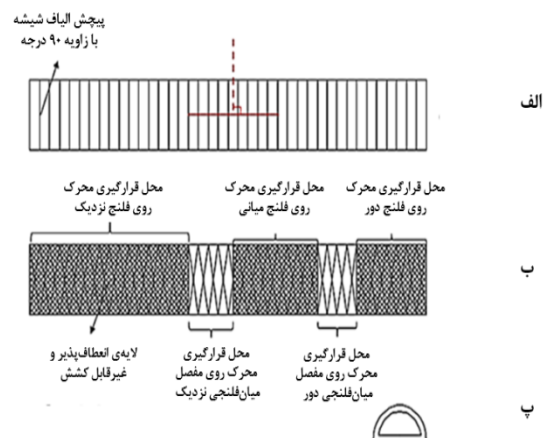
تحریک محرک‌ها بر اساس نیروی پنوماتیکی صورت گرفت. بنابراین روشن است که محرک‌ها برای حرکت نیاز به یک کمپرسور هوا دارند که هوای ورودی به یک بستر تقسیم را تأمین نماید و همچنین نیاز به شیرهایی در خروجی بستر است که عبور هوا را به داخل محرک‌ها کنترل کند. شیرهای مورد استفاده از نوع روشن/خاموش و از شرکت ژاپنی اس‌ام‌سی (SMC) تهیه شدند. باتوجه به هدف بازتوانی دستکش، نیاز به مودهای کنترلی متفاوت برای کنترل حرکت محرک‌ها است. در اینجا دو مود کنترلی برای دستکش تعریف شده است که شامل مود ساده باز و بسته و مود تناسبی است. هر یک از این مودها نیاز خاصی را برای کاربر برطرف می‌کند. در ادامه به توضیح درباره هر مود کنترلی پرداخته شده است.

### ۳-۲-۱- کنترل روشن/خاموش شیرها

این سیستم کنترلی شامل پنج عدد شیر کنترل روشن/خاموش است که شیرها قادرند به‌صورت تکی یا به‌طور همزمان با هم روشن یا خاموش شوند. در حالتی که شیرها در وضعیت روشن قرار دارند فشار هوای خروجی آن‌ها با هم برابر و معادل با فشار هوای کمپرسور است. در این مود کاربر می‌تواند به‌راحتی با تنظیم فشار ورودی و فشردن کلیدها به‌صورت انتخابی و با فواصل زمانی دلخواه انگشتان خود را باز یا بسته کند. در این مود همچنین کاربر می‌تواند کلیه انگشتانش را همزمان باهم با فشردن یک کلید خم کند و به این ترتیب در صورتی که بخواهد جسمی را بلند کند می‌تواند از این حالت استفاده نماید.

### ۳-۲-۲- کنترل تناسبی شیرها

این سیستم کنترلی شامل پنج عدد شیر کنترل روشن/خاموش



**شکل ۳)** طرح اولیه محرک‌های نرم خمشی مخصوص انگشتان دست به‌جز شست؛ الف) محرک از نمای بالا، ب) نمای زیرین محرک و پ) هندسه مقطع محرک



**شکل ۴)** طرح اولیه محرک نرم مخصوص شست از نمای بالا

### ۲-۲- ساخت محرک‌های نرم تقویت‌شده با فیبر

برای ساخت هر محرک نرم، یک قالب سه تکه شامل بدنه اصلی، ماهیچه و کلاهک از جنس پلی‌لاکتیک اسید با استفاده از پرینتر سه‌بعدی تهیه شد. سیلیکون با سفتی ۱۰، به‌عنوان ماده پرکننده الاستومری مورد استفاده قرار گرفت. پس از ترکیب سیلیکون و سفت‌کننده، ترکیب حاصل در قالب‌های مخصوص ریخته شد. به این ترتیب قالب‌های پر از سیلیکون به‌منظور حباب‌زدایی در محفظه خلأ قرار گرفتند. پس از حباب‌زدایی کامل سیلیکون و خارج کردن قالب‌ها از محفظه خلأ، به‌منظور سرعت‌بخشی به روند پخته شدن سیلیکون، قالب‌ها داخل کوره قرار گرفتند. پس از پخت کامل سیلیکون، بدنه محرک‌ها از داخل قالب‌های آن‌ها خارج شدند. سپس لایه‌های انعطاف‌پذیر و غیرقابل کشش در محل‌های مخصوص خود قرار گرفتند و محرک‌ها به‌منظور نخ‌پیچی آماده شدند. به این منظور، الیاف شیشه به‌دلیل مقاومت خوب آن در برابر افزایش طول مورد استفاده قرار گرفت. الیاف در مسیرهای تعبیه شده روی بدنه هر محرک پیچیده شد. به‌منظور تثبیت جایگاه الیاف روی بدنه محرک، بدنه با یک لایه سیلیکون پوشانده شد. در آخرین مرحله یکی از دو انتهای باز بدنه توسط سیلیکون آببندی شد. آببندی انتهای دیگر که محل قرارگیری شلنگ پنوماتیک به‌منظور تأمین جریان هوا بود، توسط قطعه‌ای واسط از جنس پلی‌لاکتیک اسید انجام گرفت. مراحل آماده‌سازی محرک نرم خمشی در شکل ۵ نشان داده شده است.



در این مود همچنین با کمک یک کلید فشاری می‌توان تمامی محرک‌ها را همزمان با هم روشن یا خاموش کرد. به این ترتیب فرد قادر به بلندکردن برخی اجسام خواهد بود. شکل ۸ دست کاربر را در حال بلندکردن تعدادی از اجسام نشان می‌دهد.

### ۲-۳- مود کنترل تناسبی

مود تناسبی امکان تغییرات پیوسته فشار محرک‌ها را به‌طور مستقل از یکدیگر فراهم می‌کند. چنانچه آسیب وارده به انگشتان بیمار به‌گونه‌ای باشد که هر انگشت نیاز به اعمال فشاری متفاوت از دیگر انگشتان داشته باشد، این مود می‌تواند به‌خوبی کارساز باشد. به این ترتیب می‌توان فشارهای متفاوتی را به هر محرک اعمال کرد و در نتیجه خمش‌های متفاوتی برای هر انگشت ایجاد کرد.

شکل ۹، تصویر دست را زمانی که مود تناسبی فعال است نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل مشخص است به هر محرک فشار متفاوتی اعمال شده است. با استفاده از سنسور نصب‌شده در خروجی هر شیر و با کمک یک ال‌سی‌دی کاراکتری، فشار ورودی به داخل محرک پس از تغییرات آن با پتانسیومتر، قابل اندازه‌گیری است.



شکل ۷) مود روشن/خاموش دستکش در فشار ۱۷/۰مگاپاسکال و ایجاد وضعیت‌های متفاوت قرارگیری انگشتان



شکل ۸) بلندکردن اجسام مختلف با هندسه گوناگون به‌کمک دستکش در مود روشن/خاموش در فشار ۱۷/۰مگاپاسکال



شکل ۹) مود تناسبی دستکش در فشار ۱۷/۰مگاپاسکال و مقادیر خمش متفاوت انگشتان نسبت به یکدیگر

است. با وجود آنکه شیرهای کنترل فشار تناسبی در بازار موجود است، به‌منظور کاهش قیمت تمام‌شده اورتوز از شیرهای روشن/خاموش استفاده شد. هدف این بود که با استفاده از مفهوم تغییر پهنای پالس، از شیرهای دو وضعیت روشن/خاموش کارکرد شیرهای تناسبی به‌دست آید. در این سیستم با تنظیم فرکانس و تغییر چرخه کار، فشار خروجی از هر شیر کنترل می‌شود. به این منظور از یک عدد پتانسیومتر به‌منظور تنظیم فرکانس و پنج عدد پتانسیومتر دیگر به‌منظور تغییرات چرخه کار استفاده شد. استفاده از این مود به کاربر کمک می‌کند تا به‌طور همزمان انگشتان دست را تحت فشارهای متفاوت قرار دهد و همچنین فشار هوای ورودی به هر محرک را به‌صورت پیوسته تغییر دهد؛ در این صورت چنانچه یکی از انگشتان نیاز به اعمال فشاری کمتر از دیگر انگشتان داشته باشد، استفاده از این مود می‌تواند مفید واقع شود.

### ۴-۲- مونتاژ

پس از ساخت محرک‌ها و آماده‌سازی مدارهای کنترلی، مونتاژ اجزای مختلف دستکش انجام شد. به‌منظور جایگذاری محرک‌های نرم روی انگشتان و تثبیت مکان قرارگیری آن‌ها از تعدادی پارچه برزنت چسبی استفاده شد. به‌منظور تامین هوای ورودی به داخل محرک‌ها از بستر تقسیم SMC مخصوص شیرها استفاده شد (شکل ۶).



شکل ۶) دستکش نرم پس از مونتاژ و سوارشدن روی دست در حالت غیرفعال در دو نمای جداگانه

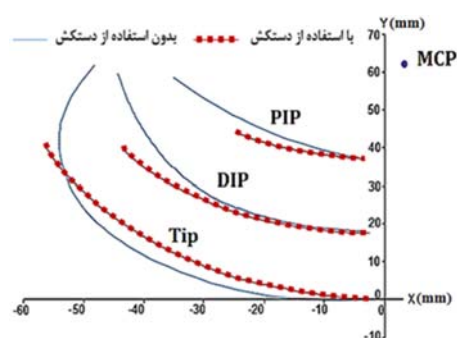
### ۳- ارزیابی عملکرد دستکش در مودهای کنترلی مختلف

عملکرد دستکش در دو مود کنترلی تعریف‌شده ارزیابی شد. همچنین مسیر حرکت انگشتان در دو حالت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش به‌دست آمد و با هم مقایسه شد. این ارزیابی‌ها روی دست سالم یک داوطلب و در فشار ۱۷/۰مگاپاسکال انجام شد. در ادامه به شرح درباره جزئیات این ارزیابی‌ها پرداخته شده است.

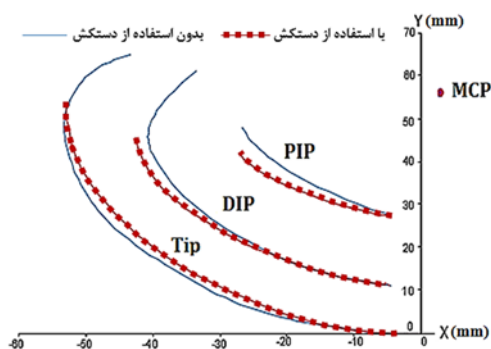
### ۲-۳- مود روشن/خاموش

استفاده از این مود به کاربر این امکان را می‌دهد تا با تنظیم فشار ورودی بستر تقسیم و فشردن دکمه‌های مربوطه، محرک‌های مورد نظرش را فعال کند. شکل ۷، تصاویری از دست را هنگام فعال‌بودن این مود نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل مشخص است با استفاده از این مود انگشتان کاربر در وضعیت‌های مختلفی نسبت به یکدیگر قرار می‌گیرد.

ترسیم شده برمی آید، خطوط مربعی که مسیر نقاط علامت گذاری شده روی انگشت هنگام پوشیدن دستکش است، نمی تواند تا انتها حدود مسیر خطوط ساده را که نشان دهنده وضعیت بدون استفاده از دستکش است، دنبال کند. این مساله نشان می دهد که دستکش قادر به خم کردن کامل انگشتان دست نیست و خمش کمتری برای مفاصل و نوک انگشتان ایجاد می کند. علت این امر را می توان در محدودیت اعمال فشار هوا به داخل محرک ها به دلیل نازکی جداره آن ها جستجو کرد. افزایش فشار هوای ورودی به داخل کانال محرک احتمال ترکیبگی محرک را افزایش می دهد. با این حال افزایش ضخامت جداره محرک ها نیز سبب افزایش مقاومت محرک در برابر خمش آن می شود. بدین ترتیب واضح است که ضخامت بدنه محرک باید به صورت بهینه تعیین شود. همان طور که پیش از این توضیح داده شد، مقدار تعیین شده برای ضخامت بدنه با کمک آزمون و خطا به دست آمد. با این حال به منظور افزایش دقت کار می توان این مقدار را با کمک شبیه سازی نیز به دست آورد. جنس ماده ای که محرک از آن ساخته شده است نیز در تعیین حداکثر میزان خمش محرک موثر است. استفاده از شبیه سازی امکان مقایسه مواد مختلف را برای انتخاب مناسب ترین جنس به منظور ایجاد بیشترین خمش فراهم می آورد.



**نمودار ۱)** مقایسه مسیر حرکت نوک انگشت و مفاصل MCP, PIP, DIP برای انگشت اشاره در دو وضعیت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش در فشار ۱۷/۰ مگاپاسکال (Tip: نوک انگشت; DIP: مفصل میان فلنجی دور; PIP: مفصل میان فلنجی نزدیک; MCP: مفصل متاکارپوفالانجیل)



**نمودار ۲)** مقایسه مسیر حرکت نوک انگشت و مفاصل MCP, PIP, DIP برای انگشت میانی در دو وضعیت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش در فشار ۱۷/۰ مگاپاسکال (Tip: نوک انگشت; DIP: مفصل میان فلنجی دور; PIP: مفصل میان فلنجی نزدیک; MCP: مفصل متاکارپوفالانجیل)

### ۳-۳- ردیابی مسیر حرکت انگشتان

اورتوزهایی که برای کمک به حرکت یک عضو آسیب دیده مورد استفاده قرار می گیرند نمی توانند به هر شکل دلخواهی عضو مورد نظر را حرکت دهند. این حرکت باید به گونه ای باشد که مسیر ایجاد شده تا حد زیادی با مسیر حرکت طبیعی عضو سالم مطابقت کند. در غیر این صورت پس از گذشت زمان، بر اثر استفاده مداوم از اورتوز، عضو آسیب دیده بدشکل خواهد شد [17]. به منظور حصول اطمینان از مناسب بودن مسیر حرکت محرک های اورتوز، حرکت انگشتان یک دست سالم در حالتی که دستکش نرم روی آن سوار است و نیز در حالت بدون دستکش بررسی شد. سپس این دو مسیر با یکدیگر مقایسه شدند تا حدود انطباق آن ها با یکدیگر سنجیده شود. به این منظور با کمک نرم افزار متلب، کدی حساس به رنگ های قرمز، سبز و آبی برای شناسایی و ردیابی اجسامی به این سه رنگ نوشته شد. سپس چهار علامت به رنگ های فوق روی چهار انگشت اشاره، میانی، حلقه و انگشت کوچک در قسمت های نوک انگشت، مفاصل میان فلنجی نزدیک، میان فلنجی دور و مفصل متاکارپوفالانجیل نشانه گذاری شد. شست تنها شامل سه علامت در نوک انگشت، مفصل میان فلنجی و مفصل متاکارپوفالانجیل بود. هدف این بود که مسیر حرکت این علامت ها هنگام خمش انگشتان اشاره، میانی، حلقه و انگشت کوچک و همچنین هنگام تقابل شست با انگشت کوچک در دو حالت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش، معیاری برای بررسی و مقایسه قرار گیرد. شناسایی این علامت ها و ردیابی آن ها با نصب یک دوربین و برقراری ارتباط آن با رایانه و نرم افزار انجام گرفت. پس از راه اندازی سیستم ردیاب، و قرارگیری کاربر در موقعیتی که صفحه کروئال به موازات لنز دوربین و کف دست به موازات صفحه ساجیتال بود، از کاربر خواسته شد تا به محض اجرای برنامه چهار انگشت اشاره، میانی، حلقه و انگشت کوچک را به نحوی خم کند که گویی قصد در دست گرفتن جسمی را دارد و انگشت شست را در مسیر تقابل با انگشت کوچک حرکت دهد. کد این برنامه ردیابی به گونه ای نوشته شده بود تا مسیر حرکت این علامت ها به محض شناسایی در نرم افزار متلب ترسیم شود. به این ترتیب همزمان با خم شدن انگشتان، نمودار مسیر حرکتی علامت ها در نرم افزار ترسیم می شد. به محض پایان یافتن حرکت، برنامه به صورت دستی غیرفعال شد. به این ترتیب با انجام حرکات خمشی در دو حالت بدون استفاده از دستکش و استفاده از دستکش مسیر این علامت ها در صفحه XY (صفحه موازی صفحه کروئال) به دست آمد. سپس منحنی ها به منظور سهولت در مقایسه کالیبره شدند.

### ۴- نتایج و بحث

نمودارهای ۱ تا ۵، مسیر حرکت را در دو حالت گفته شده برای پنج انگشت نشان می دهد. در این نمودارها هنگام شروع حرکت، نوک انگشت در نقطه (۰ و ۰) قرار دارد. همان گونه که از نمودارهای

مناکاربوفالانجیل شست هنگام خمش حرکت زیادی ایجاد می‌کند. در واقع هنگام خمش، شست حول مفصل کارپومتاکارپال می‌چرخد.

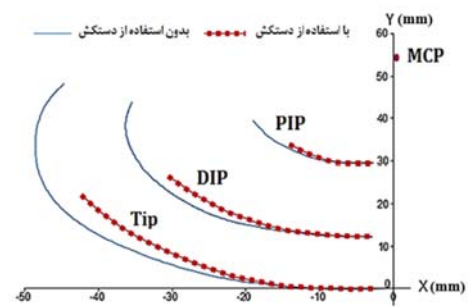
به‌علت محدودیت نمایش این مفصل هنگام فیلمبرداری، علامتی روی آن قرار داده نشد. نتیجه این ارزیابی نشان می‌دهد که مسیرهای طی‌شده در حالت استفاده از دستکش، مسیرهای قابل قبولی برای توان‌بخشی هستند؛ زیرا این محرک‌ها مفاصل و نوک انگشتان را کمتر از حد بیشینه خم می‌کنند، بنابراین از این جهت آسیبی متوجه دست کاربر نخواهد بود.

### ۵- نتیجه‌گیری

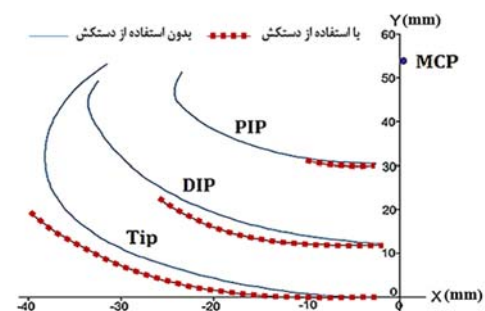
در این پژوهش یک اورتوز توان‌بخش نرم به‌منظور کمک به بازتوانی دست بیمار ارایه شد. دستکش مورد نظر با استفاده از محرک‌های نرم سیلیکونی تقویت‌شده با فیبر ساخته شد. این دستکش با داشتن جرم کلی ۱۳۰ گرم به‌راحتی روی دست کاربر سوار می‌شود و مزاحمتی برای وی ایجاد نمی‌کند. به‌منظور تنظیم نحوه عملکرد دستکش دو مود کنترلی مختلف برای آن تعریف شد و عملکرد دستکش در هر دو مود بررسی شد. در مود روشن/خاموش فرد می‌توانست با فشردن کلید یا کلیدهای مورد نظر به‌صورت انتخابی، یک یا چند انگشت خود را برای مدت دلخواه در وضعیت خمش قرار دهد. با این حال در این مود فرد قادر به تغییر فشار از یک محرک به محرک دیگر نبود. به‌منظور اعمال فشارهایی متفاوت با یکدیگر به محرک‌ها و همچنین تغییرات پیوسته فشار هر محرک، مود تناسبی ارایه شد. این مود نه‌تنها به‌منظور بازتوانی و تقویت عملکرد انگشتان با مقادیر آسیب‌دیدگی متفاوت به‌کار می‌آید، بلکه در انجام کارهای روزانه هنگام دردست‌گرفتن اجسام بسیار ظریف نیز کمک‌کننده است؛ زیرا فشار ورودی محرک‌ها مستقل از یکدیگر کنترل می‌شوند.

به‌منظور بررسی حدود تطابق مسیر حرکت انگشتان دست سالم زمانی که دستکش روی آن‌ها سوار است، با مسیر حرکت انگشتان دست سالم زمانی که دستکش روی آن‌ها سوار نیست، نوک انگشتان و مفاصل آن‌ها در این دو حالت ردیابی شدند. نتیجه ردیابی حاکی از تطابق قابل قبول این دو دسته مسیر با یکدیگر بود. نتایج ارزیابی‌ها نشان داد که این دستکش پتانسیل آن را دارد که به‌عنوان یک اورتوز توان‌بخش و کمک‌کننده مورد استفاده بیمارانی قرار گیرد که دچار ضعف عملکرد عضلانی در ناحیه دست هستند.

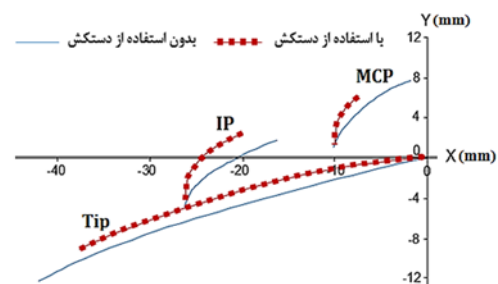
تمامی بررسی‌ها روی دست سالم انجام شد و مطالعه بالینی برای بررسی حدود کارایی دستکش به‌منظور بازتوانی دست ناسالم صورت نگرفت. با این حال تاثیر عملکرد محرک‌ها روی روند بازتوانی نیاز به بررسی‌های بالینی دارد که در کارهای آینده به این مساله پرداخته خواهد شد. در پژوهش‌های آتی، همچنین به‌منظور توسعه کنترل محرک‌های دستکش، مودهای کنترلی کامل‌تری ارایه خواهد شد تا به این ترتیب دستکش بتواند علاوه‌بر بازتوانی،



نمودار ۳) مقایسه مسیر حرکت نوک انگشت و مفاصل MCP, DIP, PIP برای انگشت حلقه در دو وضعیت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش در فشار ۰/۱۷ مگاپاسکال (Tip: نوک انگشت؛ DIP: مفصل میان‌فلنجی دور؛ PIP: مفصل میان‌فلنجی نزدیک؛ MCP: مفصل متاکارپوفالانجیل)



نمودار ۴) مقایسه مسیر حرکت نوک انگشت و مفاصل MCP, DIP, PIP برای انگشت کوچک در دو وضعیت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش در فشار ۰/۱۷ مگاپاسکال (Tip: نوک انگشت؛ DIP: مفصل میان‌فلنجی دور؛ PIP: مفصل میان‌فلنجی نزدیک؛ MCP: مفصل متاکارپوفالانجیل)



نمودار ۵) مقایسه مسیر حرکت نوک انگشت و مفاصل MCP و IP برای شست در دو وضعیت استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش در فشار ۰/۱۷ مگاپاسکال (Tip: نوک انگشت؛ IP: مفصل میان‌فلنجی؛ MCP: مفصل متاکارپوفالانجیل)

مقایسه دو مسیر طی‌شده با استفاده از دستکش و بدون استفاده از دستکش، نشان می‌دهد که نوک انگشت و مفاصل آن هنگام استفاده از دستکش قوس هموارتری را طی می‌کند. چراکه هنگام استفاده از دستکش همه نقاط محرک با سرعت زاویه‌ای یکسانی خم می‌شوند. این امر سبب می‌شود که انگشتان دست به‌گونه‌ای هموارتر نسبت به زمانی که دستکش در دست نیست خم شوند. حین خمش، انگشتان (به‌جز شست) حول مفصل متاکارپوفالانجیل می‌چرخند؛ بنابراین محدوده قرارگیری این مفصل هنگام خم‌شدن انگشت به‌عنوان مبدأ چرخش انگشت انتخاب شده است. مفصل



SE, Whyte W, et al. A Soft robotic sleeve supports heart function. *Science Translational Medicine*. 2017;9(373):3925.

8- Polygerinos P, Lyne S, Wang Zh, Nicolini LF, Mosadegh B, Whitesides GM, et al. Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. *RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3-7 Nov. 2013, Tokyo, Japan. Piscataway: IEEE; 2014.

9- Polygerinos P, Wang Zh, Overvelde JTB, Galloway KC, Wood RJ, Bertoldi K, et al. Modeling of soft fiber-reinforced bending actuators. *IEEE Transactions on Robotics*. 2015;31(3):778-789.

10- Polygerinos P, Galloway KC, Sanan S, Herman M, Walsh CJ. EMG controlled soft robotic glove for assistance during activities of daily living. *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 11-14 Aug. 2015, Singapore, Singapore. Piscataway: IEEE; 2015.

11- Yap HK, Goh J, Benjamin A, Hua R, Hoon J, Kai Y. A fabric-regulated soft robotic glove with user intent detection using EMG and RFID for hand assistive application. *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 16-21 May 2016, Stockholm, Sweden. Piscataway: IEEE; 2016.

12- Yap HK, Khin PM, Koh TH, Sun Y, Liang X, Lim JH, et al. A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2017;2(3):1383-1390.

13- Kaulitzki S. Medical accurate illustration [Internet]. Unknown Publisher; Unknown Year [Unknown Cited]. Available from: Not Found.

14- Von Lanz T, Wachsmuth W. Functional anatomy. In: JH Boyes editor. *Bunnell's Surgery of the Hand*. 5<sup>th</sup> Edition. Philadelphia: JB Lippincott; 1970.

15- Li Z-M, Zatsiorsky V, Latash ML. The effect of finger extensor mechanism on the flexor force during isometric tasks. *Journal of Biomechanics*. 2001;34(8):1097-1102.

16- Connolly F, Walsh CJ, Bertoldi K. Automatic design of fiber-reinforced soft actuators for trajectory matching. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2017.

17- Khas KS, Pandey PM, Ray AR. Development of an orthosis for simultaneous three-dimensional correction of clubfoot deformity. *Clinical Biomechanics*. 2018;51:67-75.

شرایطی را برای کاربر ایجاد کند تا کاربر بتواند با سهولت بیشتر اجسام نه‌چندان سنگینی را که روزانه با آن‌ها سروکار دارد بلند کرده و جابه‌جا کند.

**تشکر و قدردانی:** کلیه هزینه‌های مربوط به این پژوهش از طرف صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور برای کد زیر طرح ۹۵۸۴۳۵۰۲ تامین شده است.

**تاییدیه اخلاقی:** موردی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

**تعارض منافع:** تعارضی در منافع وجود ندارد.

**سهم نویسندگان:** موردی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

**منابع مالی:** موردی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

## منابع

- 1- Maeder-York P, Clites T, Boggs E, Neff R, Polygerinos P, Holland D, et al. Biologically inspired soft robot for thumb rehabilitation. *Journal of Medical Devices*. 2014;8(2).
- 2- Polygerinos P, Wang Zh, Galloway KC, Wood RJ, Walsh CJ. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics Autonomous Systems*. 2015;73:135-143.
- 3- Homberg BS, Katzschmann RK, Dogar MR, Rus D. Haptic identification of objects using a modular soft robotic gripper. *RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 28 Sept.-2 Oct. 2015, Hamburg, Germany. Piscataway: IEEE; 2015.
- 4- Manti M, Hassan T, Passetti G, D'Elia N, Laschi C, Cianchetti M. A bioinspired soft robotic gripper for adaptable and effective grasping. *Soft Robotics*. 2015;2(3):107-116.
- 5- Stokes AA, Shepherd RF, Morin SA, Ilievski F, Whitesides GM. A hybrid combining hard and soft robots. *Soft Robotics*. 2013.
- 6- Sun Y, Ren H. Soft transnasal endoscopic robot for patient-administered nasopharynx inspection. *Journal of Medical Devices*. 2015;9(2):02093.
- 7- Roche ET, Horwath MA, Wamala I, Alazmani A, Song