

## **Modeling, Design, and Manufacture of Tendon-based Exoskeleton for Finger Rehabilitation**

**Kafashi, Elaheh<sup>1</sup> / Ahmadi Pajouh, Mohammad Ali<sup>2\*</sup> / Bakhtiari Nejad, Firooz<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> - M.Sc. Student, Mechatronics Group, Mechanical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup> - Assistant Professor, Bioelectrical Group, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>3</sup> - Professor, Mechanical Engineering Department, University of Maryland, Baltimore, USA / Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

### **ARTICLE INFO**

DOI: 10.22041/IJBME.2020.129143.1601

Received: 13 June 2020

Revised: 4 October 2020

Accepted: 13 December 2020

### **KEYWORDS**

*Exoskeleton  
Rehabilitation  
Passive motion  
Tendon  
Modeling  
Fingers*

### **ABSTRACT**

Due to the high number of patients with cerebrovascular disease and stroke, which results in paralysis of organs on one side of the body, including the hand, as well as limitations in traditional rehabilitation methods, it is necessary to build devices to help these people. In this study, initially, given the challenges involved in designing an exoskeleton, the initial design was a mechanism for using it as a continuous passive motion to rehabilitate the fingers. This mechanism is tendon-based and covers both the flexion and extension of the fingers. For this purpose, two active and passive actuators have been used in the exoskeleton, respectively, to flex and extend the fingers. The distinctive feature of this design is its lightness, low volume, adjustability for different hands, compatibility, and comfort for the patient. Also, the kinematics and dynamics relationships modeled on the Lagrange method. The exoskeleton movement simulated in interaction with the finger with MATLAB sim-mechanics software. Finally, using simulation and modeling results, the final design was performed by considering the force of 40 N along the tendon, the exoskeleton made for the index finger. Also, the results of analytical modeling and simulation compared; the error rate of modeling obtained. In the worst case, this value was 15% for the first and second finger joints and 20% for the third joint.

### **\*Corresponding Author**

<b>Address</b>	Bioelectrical Group, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
<b>Postal Code</b>	15875-4413
<b>E-Mail</b>	pajouh@aut.ac.ir
<b>Tel</b>	+98-21-64545570
<b>Fax</b>	+98-21-64545570





## مدل‌سازی، طراحی و ساخت برون‌پوش مبتنی بر تاندون جهت توان‌بخشی انگشتان دست

کفاشی، الهه<sup>۱</sup> / احمدی‌پژوه، محمدعلی<sup>۲\*</sup> / بختیاری‌نژاد، فیروز<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> - دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مکترونیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

<sup>۲</sup> - استادیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

<sup>۳</sup> - استاد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه مرلیند، بالتیمور، ایالات متحده‌ی آمریکا / دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.129143.1601

پذیرش: ۲۳ آذر ۱۳۹۹

بازنگری: ۱۳ مهر ۱۳۹۹

ثبت در سامانه: ۲۴ خرداد ۱۳۹۹

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

با توجه به آمار بالای مبتلایان به بیماری‌های عروق مغزی و سکته‌ی مغزی که منجر به فلج شدن اندام‌های یک سمت بدن از جمله دست شده و هم‌چنین محدودیت‌های روش‌های سنتی توان‌بخشی، ساخت دستگاه‌هایی برای کمک به این افراد ضروری می‌باشد. در این پژوهش در ابتدا با توجه به چالش‌های موجود در طراحی یک برون‌پوش دست، طراحی اولیه‌ی یک مکانیسم برای استفاده به صورت حرکت غیرفعال پیوسته برای توان‌بخشی انگشتان دست انجام شده است. این مکانیسم مبتنی بر تاندون بوده و هر دو حرکت باز و بسته شدن انگشتان را پوشش می‌دهد. به این منظور در برون‌پوش از دو عمل‌گر فعال و غیرفعال به ترتیب جهت بستن و باز کردن انگشتان دست استفاده شده است. ویژگی بارز این طراحی، سبک و کم‌حجم بودن آن، قابلیت تنظیم برای دست‌های متفاوت و سازگاری و راحتی آن برای بیمار می‌باشد. هم‌چنین روابط سینماتیکی و دینامیکی برون‌پوش برای انگشتان دست به غیر از انگشت شست به روش لاگرانژ مدل‌سازی شده است. حرکت برون‌پوش در تعامل با انگشت به کمک نرم‌افزار سیم‌مکانیک متلب شبیه‌سازی شده است. در نهایت با استفاده از نتایج شبیه‌سازی و مدل‌سازی، طراحی نهایی با در نظر گرفتن نیروی ۴۰ نیوتن در طول تاندون انجام شده و برون‌پوش برای انگشت اشاره ساخته شده است. هم‌چنین نتایج حاصل از مدل‌سازی تحلیلی و شبیه‌سازی مورد مقایسه قرار گرفته و میزان خطای مدل‌سازی برای تغییر زوایای مفاصل به دست آمده است. این مقدار در بیش‌ترین حالت برای مفصل اول و دوم انگشت برابر با ۱۵٪ و برای مفصل سوم برابر با ۲۰٪ محاسبه شده است.

برون‌پوش

توان‌بخشی

غیرفعال/مداوم

تاندون

مدل‌سازی

انگشت دست

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۵۵۷۰

۱۵۸۷۵-۴۴۱۳

دورنگار ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۵۵۷۰

pajouh@aut.ac.ir

کد پستی

پست الکترونیک



## ۱- مقدمه

مغزی فراهم ساخته است [۹]. یک مکانیسم با ۵ درجه‌ی آزادی به نام X-Glove (شکل ۱-پ) توسط تریاندافیلو و هم‌کارانش روی بیماران مبتلا به سکته‌ی مغزی آزمایش شده است [۱۱]. یک برون‌پوش مبتنی بر الکترومایوگرافی با ۵ درجه‌ی آزادی و با نام تجاری دست امید<sup>۱</sup> (شکل ۱-ت) توسط تانگ و هم‌کارانش برای درمان دست بعد از سکته‌ی مغزی طراحی شده است [۱۲]. با این حال مفاصل و لینک‌های سخت ربات به تنظیم دقیق روی مفاصل انگشت نیاز داشته و موجب حجیم شدن مکانیسم می‌شود. برون‌پوشی کابلی با یک سیستم اندازه‌گیری الکترومایوگرافی (شکل ۱-ث) توسط نیکز و هم‌کارانش برای توان‌بخشی دست توسعه داده شده که مکانیسمی قابل حمل بوده و وزن قسمت پوشیدنی آن برابر با ۱۱۳ گرم است اما به دلیل ائتلاف انرژی در انتقال کابل، راندمان نسبتاً کمی دارد [۱۳]. ربات برون‌پوش کابلی مانو (شکل ۱-ج) توسط راندازو و هم‌کارانش برای استفاده‌ی روزمره توسعه داده شده که سادگی و سبکی از نقاط قوت آن و حرکت فشار و کشش یک‌طرفه‌ی کابل از نقاط ضعف آن است [۱۴]. برون‌پوشی مبتنی بر تاندون (شکل ۱-چ) توسط ساریخانی و هم‌کارانش طراحی و ساخته شده که کم‌حجم و قابل حمل بوده و به دلیل انجام حرکات ریتمیک برای استفاده در کلینیک‌های درمانی مناسب است [۱۵]. سیستم کابلی شکل (۱-ح) توسط حیدری و هم‌کارانش برای راندن انگشت اشاره‌ی دست طراحی شده است [۱۶].



به طور کلی در طراحی برون‌پوش دست لازم است کم‌حجم و سبک بودن آن در نظر گرفته شده و در عین حال تا حد ممکن مشخصات فنی آن از جمله نیرو، بازه‌ی حرکتی و درجات آزادی بهبود داده شود. هم‌چنین داشتن حرکت دوطرفه‌ی انگشتان به کمک مکانیسم مناسب، مزیتی اساسی به شمار می‌رود.

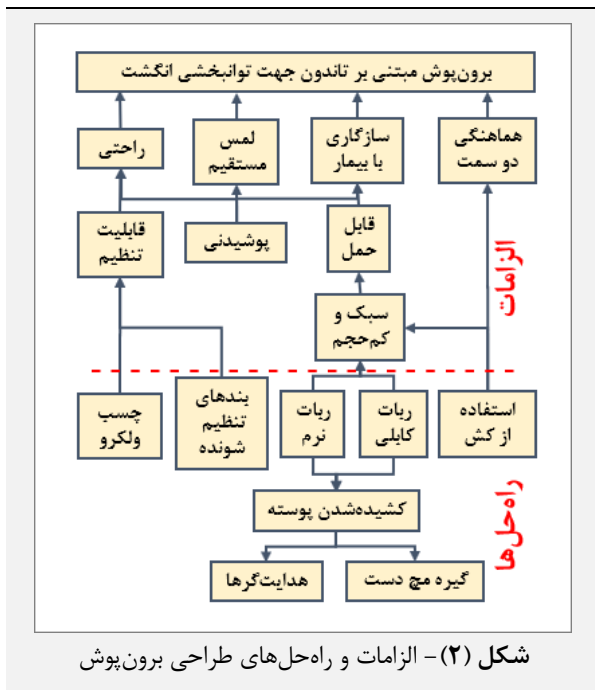
دست انسان یکی از مهم‌ترین اعضای بدن بوده که نقشی اساسی در تعامل با محیط دارد زیرا بازخورد حسی و لمسی و هم‌چنین امکان گیرش اشیاء را فراهم می‌کند. تحقیقات نشان می‌دهد که به طور میانگین هر فرد روزانه ۱۵۰۰ گیرش را با دست انجام می‌دهد [۱]. با این حال میلیون‌ها نفر در سراسر جهان از اختلال در عمل‌کرد دست رنج می‌برند و این تعداد همواره در حال افزایش است. عمل‌کرد و هماهنگی دست ممکن است به دلایل مختلفی مانند صدمات ناشی از آسیب نخاعی، بیماری پارکینسون، سکته‌ی مغزی، انواع ناتوانی حرکتی و ضعف عضلات ناشی از پیری دچار اختلال شود. به عنوان مثال مطالعات نشان می‌دهد که در بازماندگان سکته‌ی مغزی، در بیش‌تر مواقع دست دچار آسیب می‌شود [۲]. اگر عمل‌کرد دست دچار مشکل شود فعالیت‌های روزمره به طور قابل توجهی محدود شده و کیفیت زندگی کاهش می‌یابد. به همین دلیل درمان‌گران و پزشکان در صدد تدوین روش‌های مختلفی برای بازگرداندن عمل‌کرد طبیعی به دست فرد آسیب دیده هستند [۳].

متداول‌ترین روش برای بهبود عمل‌کرد دست، توان‌بخشی از طریق فیزیوتراپی است. روش‌های سنتی توان‌بخشی مبتنی بر تئوری و به شدت متکی بر آموزش و تجربه‌ی درمان‌گر هستند. هم‌چنین مسایلی مانند کمبود پزشک، هزینه‌ی درمان و فشار بدنی وارد بر فیزیوتراپ دلایل مناسبی برای جای‌گزینی انسان با ربات می‌باشد. به این منظور دستگاه‌های مختلف رباتیک برای اتوماسیون درمان توسط مهندسان توسعه داده شده است. این دستگاه‌ها نه تنها حجم کار درمان‌گران را کاهش می‌دهد بلکه به بهبود شرایط درمانی بیماران نیز کمک می‌کند. مطالعات تجربی نشان داده است که استفاده از سیستم‌های رباتیک برای فیزیوتراپی پس از سکته‌ی مغزی تحت نظارت پزشکان، عمل‌کرد حرکتی بیماران را بهبود می‌بخشد [۴، ۵].

تا به امروز تعداد زیادی مکانیسم توان‌بخشی دست توسعه داده شده است. به عنوان مثال یک ربات توان‌بخشی دست با ۱۸ درجه‌ی آزادی توسط یوکی و هم‌کارانش توسعه داده شده و مورد آزمایش قرار گرفته است [۶]. یک دستکش مبتنی بر تاندون (شکل ۱-الف) برای کمک به دست توسط مورموگی و هم‌کارانش طراحی شده است [۷]. یک ربات نرم مبتنی بر تاندون برای کمک به حرکت گیرش برای افراد با آسیب نخاعی توسط هیونکی‌این و هم‌کارانش ساخته شده است [۸]. یک مکانیسم تجاری‌سازی شده با نام Gloreha 2 Pro (شکل ۱-ب) نیز توان‌بخشی به کمک واقعیت مجازی را برای بیماران سکته‌ی

<sup>۱</sup> Hand of Hope

- سازگاری با بدن بیمار: در طراحی ربات باید به محدودیت های دست فرد کم توان توجه شود و در نهایت برون پوش به صورت سازگار با دست بیمار طراحی گردد
- هماهنگی دو سمت: ربات باید توانایی حرکت دادن انگشت در دو سمت (باز و بسته کردن) را دارا باشد به گونه ای که دو سمت انگشت با یکدیگر هماهنگ شود



هدف از انجام این پژوهش، مدل سازی، طراحی و ساخت ربات برون پوش با حرکت غیرفعال پیوسته انگشت اشاره دست است. این ربات برون پوش به منظور حمایت از حرکت انگشتان دست در راستای توان بخشی به صورت ریتیمیک برنامه ریزی شده است. مدل سازی سینماتیکی و دینامیکی انگشت اشاره و سایر انگشتان به غیر از انگشت شست با ۳ درجه ای آزادی نیز از اهداف این پژوهش است. نوآوری این قسمت در به دست آوردن روابط سینماتیکی و دینامیکی برون پوش و اعمال آن روی انگشت اشاره است. به کمک این مدل سازی و شبیه سازی در نرم افزار سیم مکانیک، پارامترهای طراحی شامل گشتاور مورد نیاز برای باز و بسته کردن انگشتان، تغییر طول تاندون در یک سیکل فلکشن/اکستنشن و غیره به دست آمده است. در بخش طراحی، برون پوش برای انجام حرکت باز و بسته شدن انگشت اشاره تا حداکثر نیروی ۴۰ نیوتن، در حالت افزایش قابل توجه در تن عضله و دشوار شدن حرکت غیرفعال و در بازه ای حرکتی طبیعی دست طراحی شده است. در این طرح به دلیل تعامل مستقیم ربات و انسان مواردی مانند تطبیق فضای کاری دست و ربات و سهولت در پوشیدن اهمیت زیادی دارد.

## ۲- مواد و روش ها

در این بخش الزامات و چالش های طراحی برون پوش دست مطرح شده، طراحی برون پوش شرح داده شده، مدل سازی سینماتیکی و دینامیکی ربات بیان شده و در انتها شبیه سازی برون پوش در نرم افزار سیم مکانیک توضیح داده شده است.

### ۲-۱- الزامات و چالش های طراحی برون پوش

در طراحی یک ربات برون پوش دست، الزامات و چالش های زیادی وجود دارد که در ادامه به صورت مختصر بیان شده است. در قسمت بالای شکل (۲) الزامات طراحی برون پوش از قبیل راحتی، سازگاری با بیمار، امکان لمس مستقیم و هماهنگی دو سمت برون پوش نشان داده شده و در قسمت پایین شکل، راه حل های پیشنهادی این مقاله برای برآورده کردن این الزامات بیان شده است [۱۷، ۱۸].

- راحت بودن: با توجه به استفاده از ربات برون پوش در توان بخشی انگشتان دست، راحت بودن مکانیسم یک ویژگی مهم به شمار رفته به طوری که موجب تشویق فرد کم توان به ادامه ای جلسات توان بخشی می شود
- امکان لمس مستقیم: برون پوش باید به گونه ای طراحی شود که به صورت مستقیم امکان لمس و گیرش اشیا را برای افراد فراهم سازد

### ۲-۲- طراحی برون پوش

برون پوش پیشنهادی یک ربات نرم بوده که برای اکستنشن و فلکشن انگشت اشاره طراحی شده و در آن از تاندون برای جمع کردن انگشتان استفاده شده است. یک طرف تاندون با انگشتانه در نوک انگشت محکم شده و طرف دیگر آن به یک پولی دوار متصل به موتور الکتریکی وصل شده است. برای ساده تر شدن و نیز سبک و کم حجم شدن برون پوش که به قابلیت حمل آن منجر می شود، استفاده از عملگر غیرفعال برای باز کردن انگشتان پیشنهاد شده است. در نتیجه این ربات از یک سمت با عملگر فعال (موتور الکتریکی) و از سمت دیگر با عملگر غیرفعال به حرکت در می آید. یک انگشتانه در نوک انگشت و دو هدایت گر روی بند اول و دوم انگشت وظیفه ای هدایت تاندون را در قسمت کناری انگشت بر عهده دارد. تمام این اجزا روی یک پوسته ای پارچه ای شامل دو بخش انگشتان و کف دست قرار گرفته است. برای عملگر غیرفعال از یک کش استفاده شده که از یک طرف در بیرون زدگی انگشتانه قرار گرفته و محکم شده (بخش ۱ شکل ۳-الف) و از سمت دیگر با چسب ولکرو (بخش ۳ شکل ۳-الف) روی پوسته نصب شده است.

## ۲-۲-۲- انگشتانه و هدایت‌گر تاندون

انگشتانه و هدایت‌گرهای تاندون وظیفه‌ی تعیین مسیر تاندون را در قسمت جانبی انگشت بر عهده دارند. در تمام قسمت‌های طراحی سعی بر آن بوده که بیماران با ابعاد انگشتان تقریباً متفاوت بتوانند از یک سایز برون‌پوش استفاده کنند. در این راستا انگشتانه و هدایت‌گرها طوری طراحی شده است که هنگام نصب روی دست از ۳ جهت انگشت را پوشانده و از سمت دیگر یک بند تنظیم شونده (شکل ۴-ج) با توجه به قطر انگشت، قطعات را روی انگشت محکم کند. مطابق شکل‌های (۴-الف) و (۴-ب)، شیارها و برآمدگی‌هایی به این منظور در کنار و روی قطعات تعبیه شده است. مدل سه‌بعدی انگشتانه و هدایت‌گر تاندون به ترتیب در شکل‌های (۴-الف) و (۴-ب) نشان داده شده است. این قطعات پس از طراحی با چاپ‌گر سه‌بعدی مونتاژ شده است. بند تنظیم شونده برای انگشتانه و هدایت‌گرها در شکل (۴-ج) نشان داده شده که وظیفه‌ی آن محکم کردن اجزا روی انگشت است. این بخش از جنس چرم کشسان بوده که با پوست انسان نیز سازگار است.



شکل (۴) - انگشتانه و هدایت‌گر تاندون

## ۲-۲-۳- مسیر تاندون

با توجه به اهمیت خالی بودن کف دست در طراحی برون‌پوش که موجب راحتی در گیرش اشیا برای بیماران می‌شود، مسیر تاندون طوری طراحی شده است که این مهم را برآورده سازد. مسیر تاندون در کف دست در شکل (۵) نشان داده شده است. در این شکل دایره‌ی قرمز نشان‌گر فیکسچر بوده که روی پوسته (بخش ساعدبند) دوخته شده است. خط زرد نیز نشان دهنده‌ی مسیر تاندون بوده که به کنار دست هدایت شده است. در این قسمت تاندون از داخل یک وارنیش عبور داده شده و به منظور کم کردن تداخل با گیرش اشیا، پارچه‌ای از جنس اسپیسر روی فیکسچر و وارنیش دوخته شده است. در طول انگشتان، تاندون از قسمت جانبی انگشت عبور کرده و مطابق شکل (۵) پس از عبور از فیکسچر که در بخش داخلی دست و پایین‌تر از مفصل اول انگشت قرار دارد، با گایدلاین به



شکل (۳) - عمل‌گر غیرفعال و پوسته‌ی برون‌پوش

عمل‌گر غیرفعال (کش) و پوسته‌ی برون‌پوش (بخش انگشتان) به ترتیب در شکل‌های (۳-الف) و (۳-ب) نشان داده شده است. در شکل (۳-الف)، بخش ۱ قسمتی است که درون بیرون‌زدگی انگشتانه قرار گرفته، بخش ۲ عمل‌گر غیرفعال (کش) را نشان داده و بخش ۳ انتهای کش بوده که روی چسب ولکرو دوخته شده و به پوسته متصل گشته است. در شکل (۳-ب)، قسمت ۱ مسیر تعبیه شده برای عبور کش و قسمت ۲ محل دوخته شدن چسب ولکرو در سمت دیگر پوسته است.

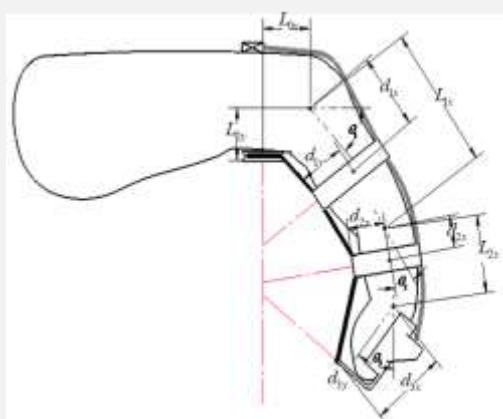
در انگشت اشاره، مفصل MCP دو درجه‌ی آزادی (فلکشن/اکستنشن و اداکشن/اداکشن) و سایر مفاصل یک درجه‌ی آزادی (فلکشن/اکستنشن) دارند. در طراحی برون‌پوش از حرکت اداکشن/اداکشن مفصل MCP صرف نظر شده و ربات طراحی شده صرفاً منجر به حرکت انگشت در راستای فلکشن/اکستنشن می‌شود.

هم‌چنین با توجه به فرض حرکت پیوسته‌ی غیرفعال، ربات برای توان‌بخشی و استفاده در مراکز درمانی و کلینیک‌ها طراحی شده که جزئیات طراحی این برون‌پوش در ادامه ارائه شده است.

## ۲-۲-۱- پوسته

پوسته بخشی از برون‌پوش است که کل دست از ساعد، مچ، کف و روی دست و انگشتان را شامل شده و تمامی اجزا و قطعات روی آن سوار می‌شود. پوسته خود شامل دو قسمت ساعدبند و بخش انگشتان است. پوسته‌ی انگشتان، کنار و روی انگشت را شامل شده و انگشتانه و هدایت‌گرهای تاندون روی آن قرار گرفته است. هم‌چنین مسیری برای عبور کش روی انگشت تعبیه شده (بخش ۱ شکل ۳-ب) که روی دستکش دوخته شده است. این قسمت از پوسته مستقل از بخش ساعدبند بوده و به کمک چسب ولکرو که در قسمت پایین و پشت آن (بخش ۲ شکل ۳-ب) دوخته شده به بخش ساعدبند متصل گشته که موجب راحتی در هنگام پوشیدن شده و مزیت دیگر آن قابلیت تنظیم برای دست‌های مختلف با اندازه‌های متفاوت است.

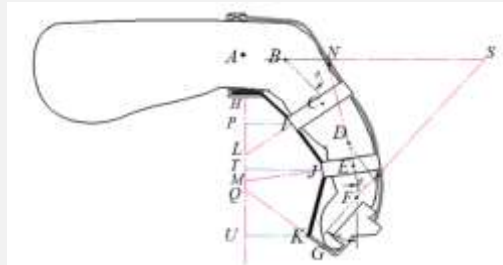




شکل (۶) - مکانیسم برون پوش روی انگشت

همان طور که پیش تر بیان شد برای دست یابی به سینماتیک ربات لازم است یک رابطه برای تغییر طول تاندون بر حسب تغییر زوایای هر سه مفصل به دست آید. در این راستا قسمت های مختلف انگشت و مکانیسم به صورت شکل (۷) نام گذاری شده است. به کمک این نام گذاری و حل روابط هندسی، مقدار طول تاندون  $(\overline{HI} + \overline{IJ} + \overline{JK})$  بر حسب  $\theta_1, \theta_2$  و  $\theta_3$  به دست آمده است.

مکانیسم برون پوش روی دست در شکل (۷) نشان داده شده که علایم مشخص شده روی آن به منظور محاسبه روابط سینماتیکی مکانیسم نوشته شده است.



شکل (۷) - شماتیک برون پوش روی دست

مقدار تغییر طول تاندون بر حسب تغییر زاویه های مفصل های انگشت از رابطه ی (۸) به دست آمده و دو رابطه ی قیدی بین بندهای انگشت که به صورت تجربی به دست آمده [۱۹] از روابط (۹) و (۱۰) قابل محاسبه است.

$$\overline{HI} = \sqrt{HL^2 + IL^2 - 2HLIL\cos\theta_1} \quad (5)$$

$$\overline{IJ} = \sqrt{HI^2 + JH^2 - 2HIJH\cos(\angle HJI)} \quad (6)$$

$$\overline{JK} = \sqrt{IK^2 + IJ^2 - 2IKIJ\cos(\angle KIJ)} \quad (7)$$

$$L_T = \overline{HI} + \overline{IJ} + \overline{JK} \quad (8)$$

$$\theta_2 = \frac{3}{4}\theta_1 \quad (9)$$

$$\theta_3 = \frac{2}{3}\theta_2 \quad (10)$$

بخش کناری دست منتقل شده است. به این صورت کف دست تقریباً خالی مانده و کمترین تداخل را با گیرش اشیا دارد.



شکل (۸) - مسیر تاندون

## ۲-۲-۴- عمل گر

همان طور که پیش تر بیان شد ربات توانایی حرکت دادن انگشت در دو سمت را دارد. برای هماهنگی بیش تر بین هر دو سمت و هم چنین سبک و کم حجم شدن برون پوش از یک عمل گر غیر فعال برای باز شدن انگشت استفاده شده است. برای انتخاب عمل گر غیر فعال می توان از انواع کش و فنر استفاده کرد. ضریب سختی فنر عامل مهمی در انتخاب عمل گر غیر فعال است. برای انتخاب عمل گر فعال نیز کمیت هایی مانند گشتاور بالا، ابعاد کم، وزن کم و دقت چرخش بالا در نظر گرفته شده است.

## ۲-۳- سینماتیک برون پوش

برای به دست آوردن مدل سینماتیکی مکانیسم ابتدا به کمک روابط هندسی، یک رابطه برای تغییر طول تاندون بر حسب تغییر زوایای هر سه مفصل محاسبه شده است. سپس با استفاده از دو رابطه ی قیدی بین بندهای انگشت و حل سه معادله، اندازه ی زاویه ها بر حسب تغییر طول تاندون به دست آمده است. در انتها با داشتن زاویه ها، به کمک جدول دناویت هارتنبرگ و نوشتن ماتریس های تبدیل، موقعیت و جهت گیری مجری نهایی (نوک انگشت) محاسبه شده است. مکانیسم برون پوش نصب شده روی انگشت، موقعیت قرارگیری انگشتانه، هدایت گره های تاندون و فیکسچر و تغییر زوایای مفاصل و اندازه ی بندهای انگشت در شکل (۶) نشان داده شده است.

در روابط این بخش  $\theta_1, \theta_2$  و  $\theta_3$  به ترتیب مقدار تغییر زاویه ی مفاصل MCP، PIP و DIP برای انگشت اشاره بوده و هم چنین برای ساده تر شدن روابط، جمع این زوایا و جمع مشتقات آنها به صورت روابط (۴-۱) نوشته شده است.

$$\theta_1 + \theta_2 = \theta_{12} \quad (1)$$

$$\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 = \dot{\theta}_{12} \quad (2)$$

$$\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 = \theta_{123} \quad (3)$$

$$\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 = \dot{\theta}_{123} \quad (4)$$

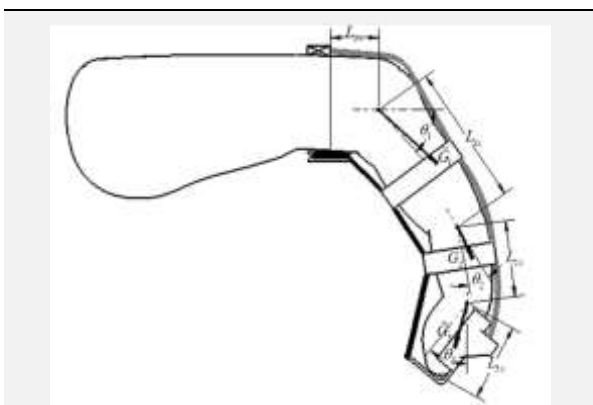
g شتاب گرانش و مقادیر  $k_1$  و  $k_2$  و  $k_3$  به ترتیب مقدار سختی مفاصل MCP، PIP و DIP است [۲۰]. مقدار نیروی دمپینگ به صورت رابطه‌ی (۱۷) بوده که در آن  $c_1$ ،  $c_2$  و  $c_3$  به ترتیب مقادیر دمپینگ برای مفاصل MCP، PIP و DIP است [۲۰].

$$T = \frac{1}{2}m_1(v_{G_1})^2 + \frac{1}{2}m_2(v_{G_2})^2 + \frac{1}{2}m_3(v_{G_3})^2 + \frac{1}{2}I_1(\dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2}I_2(\dot{\theta}_{12})^2 + \frac{1}{2}I_3(\dot{\theta}_{123})^2 \quad (15)$$

$$U = m_1g(b_{1x}s\theta_1 + b_{1y}c\theta_1) + m_2g(L_1s\theta_1 + b_{2x}s\theta_{12} + b_{2y}c\theta_{12}) + m_3g(L_1s\theta_1 + L_2s\theta_{12} + b_{3x}s\theta_{123} + b_{3y}c\theta_{123}) \quad (16)$$

$$F = \frac{1}{2}k_1(\theta_1)^2 + \frac{1}{2}k_2(\theta_{12} - \theta_1)^2 + \frac{1}{2}k_3(\theta_{123} - \theta_{12})^2 + \frac{1}{2}c_1(\dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2}c_2(\dot{\theta}_{12} - \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2}c_3(\dot{\theta}_{123} - \dot{\theta}_{12})^2 \quad (17)$$

موقعیت مرکز جرم بندهای انگشت اشاره ( $\vec{G}_i$ ) در حالتی که برون‌پوش روی آن نصب شده در شکل (۸) ارائه شده است.



شکل (۸) - موقعیت مرکز جرم بندهای انگشت

با توجه به مقادیر ذکر شده، روابط اوایلر-لاگرانژ به صورت رابطه‌ی (۱۸) نوشته شده است.

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial(T-U)}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial(T-U)}{\partial \theta_i} + \frac{\partial F}{\partial \theta_i} = \tau_i, i = 1, 2, 3 \quad (18)$$

با جایگذاری روابط (۱۵-۱۷) در رابطه‌ی (۱۸) و حل آن‌ها فرم کلی رابطه‌ی اوایلر-لاگرانژ به صورت زیر به دست آمده است.

$$\tau_1 = d_{11}\ddot{\theta}_1 + d_{12}\ddot{\theta}_2 + d_{13}\ddot{\theta}_3 + (c_{121} + c_{211})\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + (c_{131} + c_{311})\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + (c_{231} + c_{321})\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + c_{221}\dot{\theta}_2^2 + c_{331}\dot{\theta}_3^2 + \phi_1 + c_1\theta_1 \quad (19)$$

$$\tau_2 = d_{21}\ddot{\theta}_1 + d_{22}\ddot{\theta}_2 + d_{23}\ddot{\theta}_3 + (c_{132} + c_{312})\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + (c_{232} + c_{322})\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + c_{112}\dot{\theta}_1^2 + c_{332}\dot{\theta}_3^2 + \phi_2 + c_2\theta_2 \quad (20)$$

$$\tau_3 = d_{31}\ddot{\theta}_1 + d_{32}\ddot{\theta}_2 + d_{33}\ddot{\theta}_3 + (c_{123} + c_{213})\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + c_{113}\dot{\theta}_1^2 + c_{223}\dot{\theta}_2^2 + \phi_3 + c_3\theta_3 \quad (21)$$

با حل و جایگذاری این روابط، مقادیر  $d_{ij}$ ،  $c_{ijk}$  و  $\phi_i$  در روابط (۱۹-۲۱) بر حسب داده‌های مساله به دست آمده است.

همان‌طور که در شکل (۷) نیز قابل مشاهده است،  $\vec{H}_I$ ،  $\vec{H}_J$  و  $\vec{H}_K$  بخش‌هایی از تاندون بوده که مجموع آن‌ها برابر با طول تاندون می‌باشد (رابطه‌ی ۸). این مقدار که با  $L_T$  نمایش داده می‌شود، با حرکت انگشت در هر لحظه تغییر می‌کند.

مقادیر دناویت هارتنبرگ انگشت اشاره در جدول (۱) ارائه شده است. با استفاده از این جدول و رابطه‌ی (۱۱) موقعیت و جهت‌گیری نوک انگشت قابل محاسبه است [۱۹].

جدول (۱) - مقادیر دناویت هارتنبرگ انگشت اشاره

مفصل J-ام	$a_{j-1}$	$d_j$	$\theta_j$
J = 1	$\pi/2$	•	$\theta_1$
J = 2	•	$L_{11}$	$\theta_2$
J = 3	•	$L_{21}$	$\theta_3$

$$Q = {}^0T_1{}^0T(\theta_1){}_2^1T(\theta_2){}_3^2T(\theta_3){}_4^3T_{tip} \quad (11)$$

در این رابطه Q ماتریس انتقال نوک انگشت نسبت به فیکسچر،  ${}^0T$  ماتریس انتقال مفصل اول نسبت به مختصات فیکسچر و  ${}^1T$ ،  ${}^2T$ ،  ${}^3T$  و  ${}^4T_{tip}$  به ترتیب ماتریس‌های انتقال مفاصل MCP، PIP، DIP و نوک انگشت می‌باشد.

## ۲-۴- دینامیک برون‌پوش

در این پژوهش برای استخراج معادلات دینامیکی برون‌پوش از روش لاگرانژ استفاده شده است. برای به دست آوردن روابط دینامیکی برون‌پوش انگشت اشاره ابتدا موقعیت مرکز جرم هر بند انگشت طبق روابط (۱۲-۱۴) مشخص شده است.

$$\vec{G}_1 = \begin{bmatrix} b_{1x}c\theta_1 - b_{1y}s\theta_1 \\ b_{1x}s\theta_1 + b_{1y}c\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$\vec{G}_2 = \begin{bmatrix} L_1c\theta_1 \\ L_1s\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_{2x}c\theta_{12} - b_{2y}s\theta_{12} \\ b_{2x}s\theta_{12} + b_{2y}c\theta_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\vec{G}_3 = \begin{bmatrix} L_1c\theta_1 \\ L_1s\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L_2c\theta_{12} \\ L_2s\theta_{12} \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_{3x}c\theta_{123} - b_{3y}s\theta_{123} \\ b_{3x}s\theta_{123} + b_{3y}c\theta_{123} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (14)$$

در این روابط  $\vec{G}_i$ ،  $b_i$  و  $L_i$  به ترتیب موقعیت مراکز جرم بندهای انگشت، بردارهای موقعیت مراکز جرم بند انگشت نسبت به مفصل قبل و طول بندهای انگشت می‌باشند.

مقدار انرژی جنبشی از رابطه‌ی (۱۵) به دست آمده که در آن  $m_i$ ،  $v_{G_i}$  و  $I_i$  به ترتیب جرم، ممان و سرعت مرکز جرم است. انرژی پتانسیل (رابطه‌ی ۱۶) شامل دو ترم گرانشی و کشسانی [۱۹] است. مقدار سختی یک مقدار میانگین و یک تقریب غیرخطی و غیریک‌نواخت (متغیر با جهت) در نظر گرفته شده،



## ۲-۴-۱- گشتاور خارجی

پس از محاسبه‌ی دینامیک انگشت اشاره، برای محاسبه‌ی سمت چپ روابط (۱۹-۲۱) لازم است تا گشتاورهایی که برون پوش روی انگشت اعمال می‌کند محاسبه شود.

## ۲-۴-۱-۱- گشتاور ناشی از نیروی عمل‌گر فعال

مقدار نیروی کششی اعمال شده از سوی موتور در سراسر تاندون  $u_m$  است. نیروی اصطکاک در طول مسیر ناچیز است اما در انحنای مقدار این نیرو قابل صرف نظر کردن نیست. در انحنای نیروی تکیه‌گاه با استفاده از رابطه‌ی (۲۳) و نیروی اصطکاک با استفاده از رابطه‌ی (۲۲) به دست آمده است.

$$f = \mu N \quad (22)$$

$$N = 2u_m c \varphi / 2 \quad (23)$$

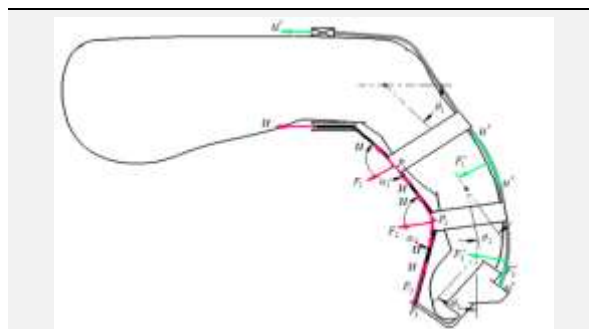
در این روابط  $\varphi$  زاویه‌ی داخلی انحنای،  $\mu$  ضریب اصطکاک،  $N$  نیروی تکیه‌گاه،  $u_m$  نیروی کششی اعمال شده از سوی موتور و  $f$  نیروی اصطکاک است. در مسیر تاندون از نوک انگشت تا موتور، در دو نقطه انحنای ۹۰ درجه وجود دارد. همچنین در نقاطی که تاندون در داخل هدایت‌گر حرکت می‌کند نیروی اصطکاک قابل ملاحظه است. این مقادیر به کمک رابطه‌ی (۲۴) محاسبه شده و از نیرویی که در طول تاندون وجود دارد کم شده است. همچنین در نقاطی که تغییر زاویه در تاندون وجود دارد برآیند نیرو از روابط (۲۵) و (۲۶) به دست آمده است.

$$u = u_m - f \quad (24)$$

$$|F_i| = 2uc \frac{\alpha_i}{2} \quad (i = 1, 2) \quad (25)$$

$$|F_3| = u \quad (26)$$

در این روابط  $\alpha_i$  زاویه‌ی تاندون در محل انحنای است. نیروهای وارد بر انگشت اشاره در شکل (۹) نشان داده شده است. نیروی  $u$  در طول تاندون و نیروی  $u'$  در طول عمل‌گر غیرفعال (کش) اعمال شده و در نقاطی که تغییر زاویه وجود دارد مقدار برآیند این نیرو محاسبه شده است.



شکل (۹) - نیروهای وارد بر انگشت اشاره

موقعیت‌های اعمال نیروی عمل‌گر فعال روی انگشت با استفاده از روابط (۲۷-۲۹) به دست آمده و مقادیر  $d_i$  و  $L_i$  در شکل (۴) مشخص شده است.

$$P_1 = \begin{bmatrix} d_{1x}c\theta_1 - d_{1y}s\theta_1 \\ d_{1x}s\theta_1 + d_{1y}c\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (27)$$

$$P_2 = \begin{bmatrix} L_1c\theta_1 + d_{2x}c\theta_{12} - d_{2y}s\theta_{12} \\ L_1s\theta_1 + d_{2x}s\theta_{12} + d_{2y}c\theta_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$P_3 = \begin{bmatrix} L_1c\theta_1 + L_2c\theta_{12} + d_{3x}c\theta_{123} - d_{3y}s\theta_{123} \\ L_1s\theta_1 + L_2s\theta_{12} + d_{3x}s\theta_{123} + d_{3y}c\theta_{123} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (29)$$

مطابق روابط (۳۰-۳۲) با ضرب ماتریس ترانزپوزیته‌ی ژاکوبین در نیرو [۲۱]، گشتاور اعمال شده بر انگشت به دست آمده است.

$$[\tau_1^I \quad \tau_2^I \quad \tau_3^I]^T = J_1^T F_1 \quad (30)$$

$$[\tau_1^{II} \quad \tau_2^{II} \quad \tau_3^{II}]^T = J_2^T F_2 \quad (31)$$

$$[\tau_1^{III} \quad \tau_2^{III} \quad \tau_3^{III}]^T = J_3^T F_3 \quad (32)$$

در این روابط  $\tau_1$ ،  $\tau_2$  و  $\tau_3$  میزان گشتاور اعمالی بر مفاصل MCP، DIP، و PIP، زیروندهای I، II و III نشان‌گر گشتاور ناشی از  $F_1$ ،  $F_2$  و  $F_3$  و  $J_1^T$ ،  $J_2^T$  و  $J_3^T$  ماتریس‌های ترانزپوزیته‌ی ژاکوبین بوده که با مشتق‌گیری از موقعیت‌های اعمال نیرو نسبت به متغیرها (تغییر زاویه‌ی بند اول، دوم و سوم) به دست آمده است.

## ۲-۴-۱-۲- گشتاور ناشی از نیروی عمل‌گر غیرفعال

مقدار نیروی عمل‌گر غیرفعال از رابطه‌ی (۳۳) به دست آمده که در آن  $k$  ضریب سختی کش،  $x_0$  میزان کشیدگی اولیه‌ی کش و  $x$  میزان جابه‌جایی کش در طول حرکت است. همانند بخش قبل میزان نیروی اعمال شده از سمت این عمل‌گر روی انگشت با استفاده از روابط (۳۴) و (۳۵) محاسبه شده است.

$$u' = k(x_0 + x) \quad (33)$$

$$|F_i'| = 2u'c \frac{\alpha_i'}{2} \quad (i = 1, 2) \quad (34)$$

$$|F_3'| = u' \quad (35)$$

در این روابط  $\alpha_i'$  زاویه‌ی کش در محل انحنای بوده و محل اعمال نیروهای  $F_i'$  در روابط (۳۶-۳۸) مشخص شده است.

$$P_1' = \begin{bmatrix} e_{1x}c\theta_1 - e_{1y}s\theta_1 \\ e_{1x}s\theta_1 + e_{1y}c\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (36)$$

$$P_2' = \begin{bmatrix} L_1c\theta_1 + e_{2x}c\theta_{12} - e_{2y}s\theta_{12} \\ L_1s\theta_1 + e_{2x}s\theta_{12} + e_{2y}c\theta_{12} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (37)$$

$$P_3' = \begin{bmatrix} L_1c\theta_1 + L_2c\theta_{12} + e_{3x}c\theta_{123} - e_{3y}s\theta_{123} \\ L_1s\theta_1 + L_2s\theta_{12} + e_{3x}s\theta_{123} + e_{3y}c\theta_{123} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (38)$$

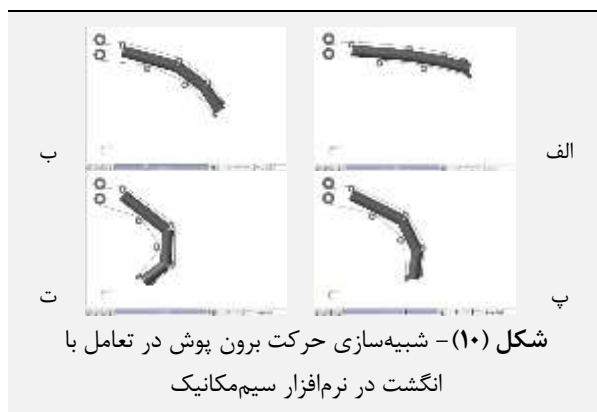


در نهایت با استفاده از روابط (۴۲-۴۶) مقادیر گشتاور در دو حالت بسته و باز شدن انگشت محاسبه شده است. با جایگذاری این مقادیر در روابط (۱۹-۲۱)، با توجه به نوع حرکت (اکستنشن یا فلکشن) دینامیک برون‌پوش در تعامل با دست بیمار به دست آمده است.

## ۲-۵- شبیه‌سازی

با در نظر گرفتن ابعاد و مشخصات انگشت دست از جمله جرم، موقعیت مرکز جرم، اینرسی، محدوده‌ی حرکتی انگشتان و همچنین با توجه به پارامترهای عمل‌گرهای فعال و غیرفعال، شبیه‌سازی در نرم‌افزار سیم‌مکانیک انجام شده است. ورودی به صورت گشتاورهای اعمالی عمل‌گرها بوده و حرکت مکانیسم در تعامل با انگشت دست شبیه‌سازی شده است.

شبیه‌سازی حرکت برون‌پوش در نرم‌افزار سیم‌مکانیک در شکل (۱۰) ارائه شده است که در آن استوانه‌ها نمایان‌گر بندهای انگشت و قرقره‌ها جایگزین انگشتانه، هدایت‌گر و فیکسچر تاندون می‌باشد. در شکل (۱۰-الف) تا (۱۰-ت) انگشت از حالت تقریباً راست به حالت کاملاً خمیده تغییر شکل داده است.



در این شبیه‌سازی هر بند انگشت به صورت یک استوانه و محل قرارگیری انگشتانه، هدایت‌گرهای تاندون و فیکسچر به شکل قرقره در نظر گرفته شده است. همچنین تاندون و کش با در نظر گرفتن خصوصیات آن‌ها در نرم‌افزار شبیه‌سازی شده است. در نهایت با اعمال گشتاور از سمت موتور و کشیده شدن تاندون و کش، انگشت خم شده و حرکت فلکشن ایجاد شده است.

## ۳- یافته‌ها و بحث

در این قسمت ابتدا نمونه‌ی ساخته شده‌ی برون‌پوش با توجه به طراحی‌های قبلی معرفی شده، در ادامه نتایج مدل‌سازی بیان شده و مورد بحث قرار گرفته و سپس نتایج مدل‌سازی با مدل شبیه‌سازی شده مقایسه و ارزیابی شده است.

مشابه روابط (۳۰-۳۲) برای محاسبه‌ی گشتاور ناشی از موتور، در روابط (۳۹-۴۱) نیز مقدار گشتاور اعمالی روی هر یک از مفاصل در راستای باز کردن انگشت و در جهت عکس نیروی موتور محاسبه شده است. در این روابط  $e_i$  محل اعمال نیروی کش نسبت به مفصل قبل بوده که برای مفصل اول و دوم معادل بند انگشت و برای مفصل سوم معادل فاصله‌ی مفصل سوم تا محل قرارگیری کش روی انگشتانه است.

$$[\tau_1^{IV} \quad \tau_2^{IV} \quad \tau_3^{IV}]^T = (J_1')^T F_1' \quad (39)$$

$$[\tau_1^V \quad \tau_2^V \quad \tau_3^V]^T = (J_2')^T F_2' \quad (40)$$

$$[\tau_1^{VI} \quad \tau_2^{VI} \quad \tau_3^{VI}]^T = (J_3')^T F_3' \quad (41)$$

در این روابط  $\tau_1$ ،  $\tau_2$  و  $\tau_3$  به ترتیب میزان گشتاور اعمال شده بر مفاصل MCP، PIP و DIP، زیروندهای IV، V و VI به ترتیب نشان‌گر گشتاور ناشی از  $F_1'$ ،  $F_2'$  و  $F_3'$  و  $(J_1')^T$ ،  $(J_2')^T$  و  $(J_3')^T$  ماتریس‌های ترانزپوزیته‌ی ژاکوبین است.

## ۲-۴-۲- فلکشن/اکستنشن انگشت اشاره

از آن‌جا که در مکانیسم پیشنهادی از ابتدا کش در حالت پیش‌کشش قرار گرفته است و انگشت در حالت عادی و بدون نیروی موتور در حالت کاملاً باز شده قرار دارد، در هر دو حرکت فلکشن و اکستنشن نیروی کش و گشتاور حاصل از آن در مفاصل وجود دارد. همچنین با توجه به این که در حرکت فلکشن نیازی به نیروی موتور نیست، در روابط (۴۲-۴۶) هم گشتاور ناشی از موتور (I، II و III) و هم گشتاور ناشی از نیروی کش (IV، V و VI) وجود دارد. لازم به ذکر است که در این حالت جهت مثبت در راستای اکستنشن و متعاقباً جهت منفی در راستای فلکشن است. مقادیر  $C_{m1}$ ،  $C_{m2}$  و  $C_{m3}$  به ترتیب گشتاور ناشی از ماهیچه در بندهای اول تا سوم انگشت بوده و  $C_m$ ها ماکسیمم مقدار ممکن لحاظ شده است [۱۹، ۲۲].

$$\tau_{1f} = \tau_1^I + \tau_1^{II} + \tau_1^{III} + (\tau_1^{IV} + \tau_1^V + \tau_1^{VI}) + C_{m1} - C_{m2} \quad (42)$$

$$\tau_{2f} = \tau_2^I + \tau_2^{II} + (\tau_2^V + \tau_2^{VI}) + C_{m2} - C_{m3} \quad (43)$$

$$\tau_{3f} = \tau_3^{III} + \tau_3^{VI} + C_{m3} \quad (44)$$

پس از جمع شدن انگشت توسط نیروی موتور، برای بازگشت به حالت عادی فقط نیروی کش موجب حرکت انگشت می‌شود. از این رو در روابط تنها گشتاور ناشی از نیروی عمل‌گر غیرفعال (IV، V و VI) وجود دارد (روابط ۴۵-۴۷).

$$\tau_{1e} = \tau_1^{IV} + \tau_1^V + \tau_1^{VI} + C_{m1} - C_{m2} \quad (45)$$

$$\tau_{2e} = \tau_2^V + \tau_2^{VI} + C_{m2} - C_{m3} \quad (46)$$

$$\tau_{3e} = \tau_3^{VI} + C_{m3} \quad (47)$$



تغییر طول تاندون در یک سیکل فلکشن/اکستنشن و سایر موارد مهم در طراحی و انتخاب اجزای برون‌پوش مشخص شده است. در نهایت با در نظر گرفتن این موارد نمونه‌ی اولیه‌ی ربات برون‌پوش به منظور توان‌بخشی انگشت اشاره ساخته شده است. بخش ساعدبند پوسته به صورت آماده از شرکت طب و صنعت تهیه شده و قسمت مربوط به انگشتان دوخته شده و روی ساعدبند نصب شده است. برای تاندون از نخ ماهی‌گیری مدل PX-032 با قطر ۰/۵ میلی‌متر و حداکثر نیروی قابل تحمل ۳۳۴ نیوتن استفاده شده است. انگشتانه و هدایت‌گرها نیز به وسیله‌ی چاپ‌گر سه‌بعدی و از جنس پلاستیک PLA ساخته شده است. موتور سروو MG996R با گشتاور ۹/۴ کیلوگرم‌سانتی‌متر و سرعت ۱۰ دوربردقیقه در ولتاژ کاری ۴/۸ ولت به عنوان عمل‌گر مورد استفاده قرار گرفته و از برد آردوینو Uno به عنوان میکروکنترلر استفاده شده است.

استفاده از تاندون و کش به جای بهره‌گیری از یک کابل کشنده و بازکننده موجب کم شدن تلفات سیستم شده است. به طوری که انگشت در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن از دو سمت دست کشیده شده و در هیچ حالتی هل داده نمی‌شود.

همان‌طور که پیش‌تر بیان شد، کم‌حجم و سبک بودن مکانیسم، بهبود مشخصات فنی از جمله نیرو، بازه‌ی حرکتی و درجات آزادی و داشتن حرکت دوطرفه‌ی انگشتان از جمله موارد در نظر گرفته شده برای طراحی این برون‌پوش است. این موارد برای برون‌پوش ساخته شده و سایر مکانیسم‌های مبتنی بر تاندون در جدول (۲) ارائه شده و مورد مقایسه قرار گرفته است.

تصویر نهایی برون‌پوش ساخته شده برای انگشت اشاره که روی دست نصب شده در شکل (۱۱-الف) و مکانیسم ربات در نبود پوسته‌ی برون‌پوش روی انگشت اشاره در شکل (۱۱-ب) نشان داده شده است.



شکل (۱۱) - الف) تصویر نهایی برون‌پوش ساخته شده برای انگشت اشاره، ب) مکانیسم ربات در نبود پوسته‌ی برون‌پوش

### ۳-۱- نمونه‌ی ساخته شده

پس از انجام مدل‌سازی ربات برای حرکت فلکشن/اکستنشن انگشت اشاره و شبیه‌سازی طرح در نرم‌افزار سیم‌مکانیک متلب، میزان نیروی مورد نیاز برای جمع و باز شدن انگشتان، مقدار

جدول (۲) - مقایسه‌ی مشخصات برون‌پوش‌های مختلف

برون‌پوش	کاربری	وزن (گرم)	بازه‌ی حرکتی (درجه)	حرکت انگشت	درجات آزادی به ازای هر انگشت	نیرو (نیوتن)	مکانیسم
[۲۳]	توان‌بخشی / استفاده‌ی روزانه	-	۱۵۰	فلکشن/اکستنشن	۳	۱۸	کابل
[۲۴]	توان‌بخشی / استفاده‌ی روزانه	۱۹۴	۱۱۲	فلکشن/اکستنشن	۳	۲۹/۵	تاندون
[۲۵]	استفاده‌ی روزانه	۵۰	-	فلکشن/اکستنشن	۳	۳۵	تاندون
[۲۶]	توان‌بخشی / استفاده‌ی روزانه	<۵۰۰	۹۰	فلکشن/اکستنشن	۳	۱۰	تاندون
[۲۷]	توان‌بخشی	-	۹۳/۲۲	فلکشن/اکستنشن	۳	-	تاندون
[۲۸]	توان‌بخشی	۸۰۰	-	فلکشن/اکستنشن	۳	۳۰۰	تاندون
[۲۹]	توان‌بخشی	۴۰	-	فلکشن	۳	۱۸	تاندون
[۳۰]	توان‌بخشی	۸۵	۹۶	فلکشن/اکستنشن	۳	۱۱	تاندون
[۱۴]	توان‌بخشی / استفاده‌ی روزانه	۲۸۵	۱۱۰	فلکشن/اکستنشن	۳	۵	کابل
پیشنهادی	توان‌بخشی	۶۴	۹۶	فلکشن/اکستنشن	۳	۴۰	تاندون

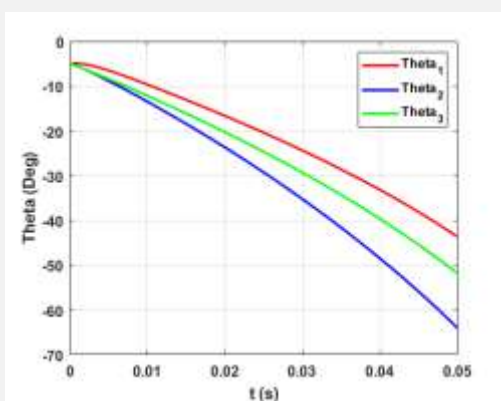
آن در شکل (۱۲) ارائه شده است. نمودارهای این شکل با نیروی ورودی ۴۰ نیوتن ناشی از موتور و ضریب سختی فنر ۱۲۰ نیوتن‌برمتر برای عمل‌گر غیرفعال به دست آمده است.

### ۳-۲- نتایج مدل‌سازی

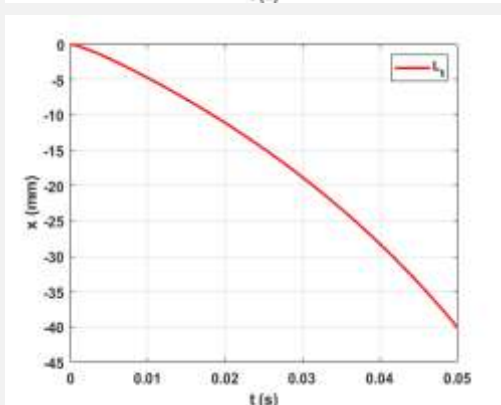
با توجه به روابط به دست آمده، مدل‌سازی دینامیکی برون‌پوش برای انگشت اشاره در نرم‌افزار متلب پیاده‌سازی شده و نتایج

زاویه‌ی هر مفصل متفاوت است. در این جا مفصل دوم بیش‌ترین تغییر و مفصل اول کم‌ترین تغییر را دارد. طبق قرارداد، حرکت باز شدن انگشت در جهت مثبت و حرکت بسته شدن آن در جهت منفی در نظر گرفته شده است. با توجه به حرکت فلکشن انگشت در نمودارهای شکل (۱۲)، تغییر زاویه‌ها در راستای منفی محور بوده و همان گونه که انتظار می‌رود گشتاورها نیز در راستای منفی محور و با همان نسبت تغییر زاویه‌ها (بیش‌ترین گشتاور روی مفصل دوم و کم‌ترین گشتاور روی مفصل اول) روی انگشت اعمال شده است (شکل ۱۲-پ). حرکت انگشت و بسته شدن آن در واقع با کشیده شدن و جمع شدن تاندون انجام می‌شود. در مدل‌سازی، مقدار جمع شدن تاندون محاسبه شده و در شکل (۱۲-ت) نمایش داده شده است. با توجه به نوع حرکت (فلکشن)، تغییر طول تاندون مقداری منفی و حدود ۴۰ میلی‌متر است.

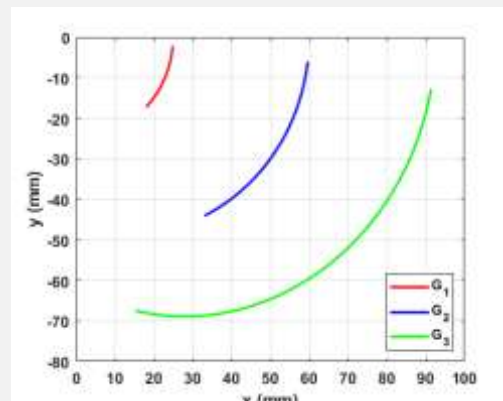
مسیر حرکت مراکز جرم بندهای انگشت نسبت به یکدیگر در شکل (۱۲-الف) نشان داده شده که در آن رنگ قرمز، آبی و سبز به ترتیب نشان‌گر مراکز جرم بندهای اول، دوم و سوم است. مسیر حرکت مرکز جرم بند اول وابسته به تغییر زاویه‌ی مفصل اول بوده و برای بند دوم و سوم وابسته به تغییر زاویه‌ی آن مفصل و مفاصل قبلی است. هم‌چنین با توجه به این که نیروی موتور به صورتی اعمال شده که حرکت فلکشن ایجاد شود، جهت حرکت به سمت منفی محورها است. تغییر زوایای مفاصل انگشت در شکل (۱۲-ب) نشان داده شده که در آن رنگ قرمز، آبی و سبز به ترتیب نشان‌گر تغییر زاویه‌ی مفاصل اول، دوم و سوم است. همان‌طور که انتظار می‌رود تغییر زاویه‌ی هر مفصل مقداری منفی بوده و با گذشت زمان مقدار آن بزرگ‌تر می‌شود. با توجه به دینامیک انگشت، نحوه‌ی قرارگیری مکانیسم روی انگشت و تاثیر آن بر حرکت، تغییر



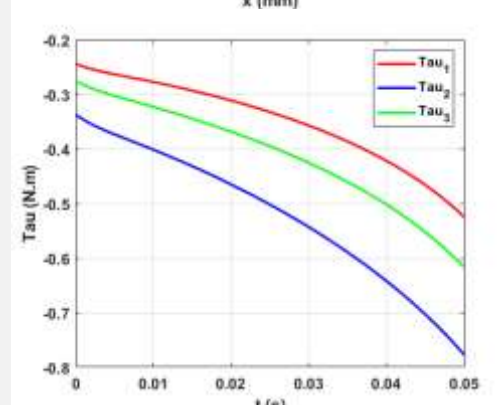
ب



ت



الف



پ

شکل (۱۲) - نتایج مدل‌سازی دینامیکی برون‌پوش، رنگ قرمز، آبی و سبز به ترتیب نشان‌گر مفاصل اول، دوم و سوم است، الف) مسیر حرکت مراکز جرم بندهای انگشت، ب) تغییر زاویه‌ی مفاصل، پ) گشتاور اعمال شده روی مفاصل، ت) تغییر طول تاندون از شروع تا پایان حرکت

### ۳-۳- ارزیابی

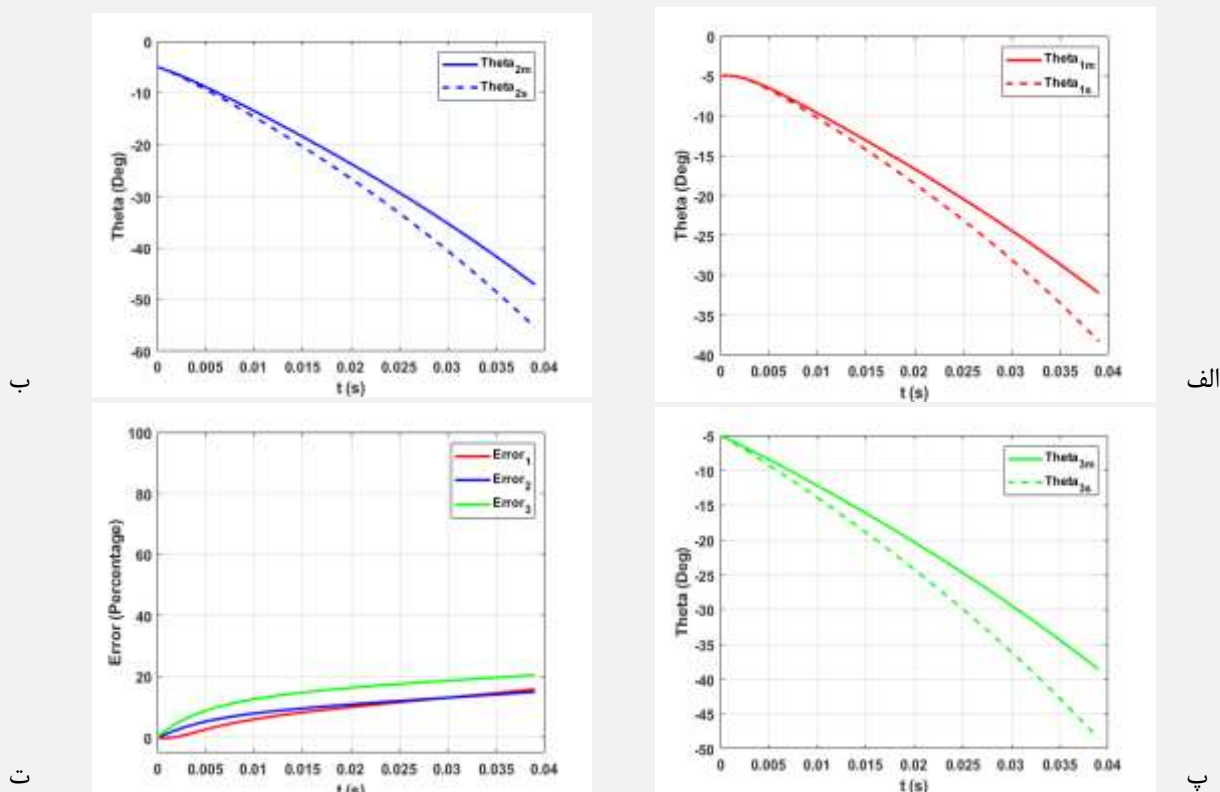
مقایسه‌ی تغییرات زوایای هر مفصل در مدل‌سازی (خط ساده) و شبیه‌سازی (نقطه‌چین) در نمودارهای شکل (۱۳-الف) تا (۱۳-پ) ارائه شده است. نقطه‌ی شروع در هر سه نمودار یک زاویه بوده که با گذشت زمان دو نمودار از هم فاصله گرفته و در نهایت حدود ۶ درجه برای مفصل اول و ۱۰ درجه برای مفاصل دوم و سوم اختلاف زاویه به وجود آمده است.

به منظور صحت‌سنجی مدل به دست آمده، شرایط اولیه و مشخصات در نظر گرفته شده در مدل‌سازی به شبیه‌سازی برون‌پوش در نرم‌افزار سیم‌مکانیک اعمال شده است. شبیه‌سازی با اعمال نیروی ۴۰ نیوتن در تاندون و در نظر گرفتن ضریب سختی ۱۲۰ نیوتن برمتر برای عمل‌گر غیرفعال انجام شده است.



مرور این مقدار افزایش یافته تا در بدترین حالت مقدار خطا برای مفصل اول و دوم به ۱۵٪ و برای مفصل سوم به ۲۰٪ رسیده است.

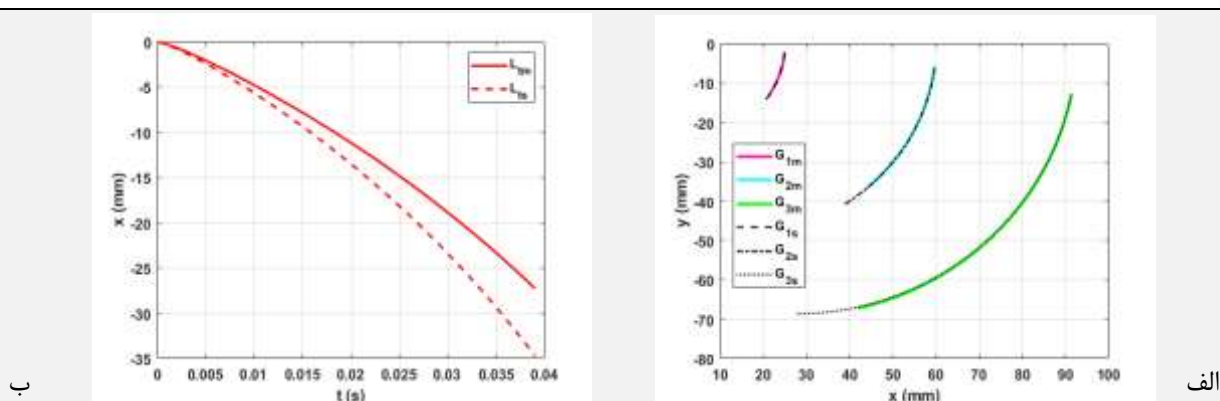
خطای مدل سازی در تغییرات زاویه‌ی مفاصل اول، دوم و سوم در شکل (۱۳-ت) به ترتیب با رنگ‌های قرمز، آبی و سبز نشان داده شده است. در ابتدای حرکت خطا برابر با صفر بوده و به



شکل (۱۳) - تغییر زوایای مفاصل در مدل سازی (خط ساده) و شبیه سازی (نقطه چین) برون پوش، الف) تغییر زاویه‌ی مفصل اول، ب) تغییر زاویه‌ی مفصل دوم، پ) تغییر زاویه‌ی مفصل سوم، ت) خطای مدل سازی برای مفاصل اول، دوم و سوم به ترتیب با رنگ‌های قرمز، آبی و سبز

نمایش داده شده که در آن نتایج مدل سازی با خطوط ساده و نتایج شبیه سازی با خط چین نشان داده شده است. تغییرات طول تاندون در شبیه سازی (نقطه چین) و مدل سازی (خط ساده) در شکل (۱۴-ب) نشان داده شده است. همانند قبل می‌توان گفت با توجه به تغییر زاویه‌ی بیشتر در شبیه سازی برای تمام مفاصل، تغییر طول تاندون نیز متعاقباً افزایش می‌یابد.

جابه‌جایی مرکز جرم هر کدام از بندهای انگشت در طول حرکت و تغییر طول تاندون در مدل سازی و شبیه سازی به ترتیب در نمودارهای شکل (۱۴-الف) و (۱۴-ب) ارائه شده است. همان‌طور که در نمودارهای قبل نیز مشخص است تغییر زاویه‌ها در شبیه سازی بیشتر می‌باشد. از این رو انتظار می‌رود مراکز جرم بندهای انگشت نیز در شبیه سازی مسیر بیشتری را نسبت به مدل سازی طی کنند. این مورد در شکل (۱۴-الف) به خوبی



شکل (۱۴) - نتایج مدل سازی دینامیکی (خط ساده) و شبیه سازی (خط چین)، الف) مسیر حرکت مراکز جرم بندهای انگشت، ب) تغییر طول تاندون در مدل سازی و شبیه سازی، رنگ‌های صورتی، آبی و سبز به ترتیب نمایانگر بندهای اول، دوم و سوم است

مدل‌سازی برون‌پوش مشخص شده که این ربات برای بیماران تا درجه‌ی ۲ معیار اشورت و بالاترین سطح تعریف شده برای برون‌پوش‌های غیرفعال مداوم توان‌بخشی قابل استفاده است

- استفاده از عمل‌گر غیرفعال برای حرکت اکستنشن انگشتان که موجب ساده، سبک و کم‌هزینه‌تر شدن برون‌پوش شده است
- طراحی به صورتی که برای بیماران ایمن بوده و از نظر فیزیکی و روانی به راحتی قابل استفاده باشد
- طراحی و انتخاب قطعات برون‌پوش برای اندازه‌های مختلف دست و قابلیت شخصی‌سازی طراحی برای دست‌هایی با سایز متفاوت با تغییر یک بخش مکانیسم

به طور کلی با توجه به نمودارهای شکل (۱۳-الف) تا (۱۳-پ) می‌توان گفت که روند تغییرات زوایا یک‌سان بوده با این تفاوت که در شبیه‌سازی، تغییرات با شیب بیش‌تری انجام شده است. تاثیر این مورد در نمودار مقایسه‌ی مسیر حرکت مرکز جرم‌ها (شکل ۱۴-الف) و نمودار تغییر طول تاندون (شکل ۱۴-ب) نیز قابل مشاهده است. هم‌چنین در شکل (۱۳-ت) مشاهده می‌شود که خطای مدل‌سازی در تغییر زوایای مفاصل در شروع حرکت برابر با صفر بوده و به مرور افزایش یافته است. از جمله دلایل وجود این مقدار خطا میان شبیه‌سازی و مدل‌سازی، انجام برخی ساده‌سازی‌ها در مدل‌سازی است. لازم به ذکر است که در مدل‌سازی و شبیه‌سازی ربات برون‌پوش، خصوصیات انگشت مانند مقادیر جرم، طول، مختصات مرکز جرم و ممان هر بند انگشت از مرجع [۱۹] استخراج شده و سایر مقادیر مربوط به مکانیسم برون‌پوش در جدول (۳) ارائه شده است.

### ۵- مراجع

- [1] J. Z. Zheng, S. D. La Rosa, and A. M. Dollar, "An Investigation of Grasp Type and Frequency in Daily Household and Machine Shop Tasks," pp. 4169-4175, 2011.
- [2] S. S. Rathore, A. R. Hinn, L. S. Cooper, H. A. Tyroler, and W. D. Rosamond, "Characterization of Incident Stroke Signs and Symptoms," 2015, doi: 10.1161/01.STR.0000035286.87503.31.
- [3] G. J. Snoek, M. J. Ijzerman, H. J. Hermens, and D. Maxwell, "Survey of the needs of patients with spinal cord injury : impact and priority for improvement in hand function in tetraplegics," pp. 526-532, 2004, doi: 10.1038/sj.sc.3101638.
- [4] E. H. Kim, M. C. Jang, J. P. Seo, and S. H. Jang, "The Effect of a Hand-Stretching Device During the Management of Spasticity in Chronic Hemiparetic Stroke Patients," vol. 37, no. 2, pp. 235-240, 2013.
- [5] C. Yeh and J. J. Chen, "Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia," vol. 17, pp. 453-461, 2007, doi: 10.1016/j.jelekin.2006.07.001.
- [6] S. Ueki, H. Kawasaki, S. Ito, and Y. Nishimoto, "Development of a Hand-Assist Robot With Multi-Degrees-of-Freedom for Rehabilitation Therapy," vol. 17, no. 1, pp. 136-146, 2012.
- [7] S. Moromugi, K. Kawakami, K. Nakamura, T. Sakamoto, and T. Ishimatsu, "A tendon-driven glove to restore finger function for disabled," 2009.
- [8] B. H. In, B. B. Kang, M. Sin, and K. Cho, "Exo-Glove A Wearable Robot for the Hand with a Soft Tendon Routing System," no. march 2015, pp. 97-105.
- [9] C. M. F. Vanoglio, A. Luisa, F. Garofali, "Evaluation of the effectiveness of gloreha (hand rehabilitation glove) on hemiplegic patients. pilot study," 2013.
- [10] "Gloreha glove." <http://www.gloreha.com/>.

جدول (۳) - مشخصات مکانیزم برون‌پوش

$[25 \ -11 \ 0]^T \text{ mm}$	$d_1$
$[10 \ -13 \ 0]^T \text{ mm}$	$d_2$
$[12.5 \ -14 \ 0]^T \text{ mm}$	$d_3$
$[50 \ 5 \ 0]^T \text{ mm}$	$e_1$
$[20 \ 5 \ 0]^T \text{ mm}$	$e_2$
$[5 \ 8 \ 0]^T \text{ mm}$	$e_3$
$[10 \ -10 \ 0]^T \text{ mm}$	$L_0$
$-50 \text{ mm}$	$x_0$
$120 \text{ N/m}$	$k$
$40 \text{ N}$	$u$

### ۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش سعی شده است تا تمام مراحل طراحی اولیه، مدل‌سازی تحلیلی، شبیه‌سازی نرم‌افزاری، بازطراحی و ساخت یک ربات برون‌پوش توان‌بخشی غیرفعال مداوم برای انگشتان دست انسان به طور کامل انجام شود. پس از بررسی‌های بسیار میان تمام برون‌پوش‌های مشابه موجود، هدف نهایی این پژوهش دستیابی به روشی برای طراحی و ساخت این محصول به شیوه‌ای خلاقانه است. با انجام مدل‌سازی و شبیه‌سازی و استفاده از نتایج آن‌ها، طراحی نهایی برون‌پوش با در نظر گرفتن نیروی ۴۰ نیوتن در طول تاندون انجام شده و این برون‌پوش برای انگشت اشاره ساخته شده است. در ادامه به برخی از نتایج دستاوردهای این پژوهش اشاره شده است.

- مدل‌سازی سینماتیکی و دینامیکی مکانیسم روی انگشت اشاره با سه درجه‌ی آزادی
- ارائه‌ی طرحی برای انگشتان دست انسان به گونه‌ای که درجات آزادی قابل قبولی را در اختیار کاربر قرار دهد. در



- [21] J. Craig, *Introduction to Robotics Mechanic*, 2nd ed. 1989.
- [22] A. D. Deshpande, N. Gialias, and Y. Matsuoka, "Contributions of Intrinsic Visco-Elastic Torques During Planar Index Finger and Wrist Movements," vol. 59, no. 2, pp. 586–594, 2012.
- [23] J. Ingvast and J. Wikander, "The Soft Extra Muscle System for Improving the Grasping Capability in Neurological Rehabilitation," in *2012 IEEE EMBS International Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 2012, no. December, pp. 412–417.
- [24] B. B. Kang, H. Lee, H. In, U. Jeong, J. Chung, and K. Cho, "Development of a Polymer-Based Tendon-Driven Wearable Robotic Hand," in *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2016, pp. 3750–3755.
- [25] H. Cao and D. Zhang, "Soft Robotic Glove with Integrated sEMG Sensing for Disabled People with Hand Paralysis," in *International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2016, pp. 714–718.
- [26] M. Xiloyannis, L. Cappello, D. B. Khanh, S. Yen, and L. Masia, "Modelling and Design of a Synergy-based Actuator for a Tendon-driven Soft Robotic Glove," in *6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 2016, pp. 1213–1219.
- [27] S. Biggar, "Design and Evaluation of a Soft and Wearable Robotic Glove for Hand Rehabilitation," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 4320, no. c, 2016, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2521544.
- [28] K. O. Thielbar et al., "Benefits of using a voice and EMG - driven actuated glove to support occupational therapy for stroke survivors," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 4320, no. c, 2016, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2569070.
- [29] B. Kim, H. In, D. Lee, and K. Cho, "Development and assessment of a hand assist device : GRIPIT," *J. Neuroeng. Rehabil.*, pp. 1–14, 2017, doi: 10.1186/s12984-017-0223-4.
- [30] Z. Yao, C. Linnenberg, A. Argubi, R. Weidner, and J. P. Wulfsberg, "Biomimetic design of an ultra - compact and light - weight soft muscle glove," *Prod. Eng.*, vol. 11, no. 6, pp. 731–743, 2017, doi: 10.1007/s11740-017-0767-y.
- [11] K. M. Triandafilou, J. M. Ochoa, and D. G. Kamper, "Effect of Static versus Cyclical Stretch on Hand Motor Control in Subacute Stroke," vol. 1, no. 3, pp. 1–5, 2014, doi: 10.4172/2376-0281.1000124.
- [12] X. L. Hu, K. Y. Tong, X. J. Wei, W. Rong, E. A. Susanto, and S. K. Ho, "The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (EMG) -driven hand robot," vol. 23, pp. 1065–1074, 2013, doi: 10.1016/j.jelekin.2013.07.007.
- [13] C. J. Nycz, B. Tobias, and O. Lamercy, "Design and Characterization of a Lightweight and Fully Portable Remote Actuation System for Use with a Hand Exoskeleton," vol. 3766, no. c, pp. 1–8, 2016, doi: 10.1109/LRA.2016.2528296.
- [14] L. Randazzo, "mano: A Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living and Neurorehabilitation," *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, no. 1, pp. 500–507, 2018.
- [۱۵] ب. ساریخانی، "توسعه‌ی طراحی و ساخت ربات برون پوش حرکت غیر فعال پیوسته جهت توان بخشی انگشتان دست،" *دانشگاه صنعتی امیرکبیر*, ۱۳۹۷.
- [16] S. H. Heidary and B. Beigzadeh, "Design New Cable System to Drive Exoskeleton Fingers for Rehabilitation," *Modares Mech. Eng.*, vol. 19, no. 1, pp. 201–209, 2019.
- [17] D. Popov, I. Gaponov, and J. Ryu, "Portable Exoskeleton Glove with Soft Structure for Hand Assistance in Activities of Daily Living," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 4435, no. SEPTEMBER, pp. 1–11, 2016, doi: 10.1109/TMECH.2016.2641932.
- [18] A. Borboni, M. Mor, and R. Faglia, "Glorehand - Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments," *J. Dyn. Syst. Meas. Control. Trans. ASME*, vol. 138, no. 11, 2016, doi: 10.1115/1.4033831.
- [19] F. Chen Chen, S. Appendino, A. Battezzato, A. Favetto, M. Mousavi, and F. Pescarmona, "Constraint Study for a Hand Exoskeleton: Human Hand Kinematics and Dynamics," *J. Robot.*, vol. 2013, 2013, doi: 10.1155/2013/910961.
- [20] T. E. Milner and D. W. Franklin, "Characterization of Multijoint Finger Stiffness: Dependence on Finger Posture and Force Direction," vol. 45, no. 11, pp. 1363–1375, 1998.