Archive of SID

ISSN: 2476-6909; Modares Mechanical Engineering. 2020;20(1):1-12

# Design of a Hand Tendon Injury Rehabilitation System using a DOF Constrainer Mechanism

ARTICLE INFO

*Article Type*
Original Research

*Authors*
Dehghan Niestanak V.[1] *MSc,*
Mohammadi Moghadam M.*[1] *PhD,*
Abbasi Moshaii A.[1] *MSc*

**How to cite this article**
Dehghan Niestanak V, Mohammadi Moghadam M, Abbasi Moshaii A. Design of a Hand Tendon Injury Rehabilitation System using a DOF Constrainer Mechanism. Modares Mechanical Engineering. 2020;20-(1):1-12.

ABSTRACT

Rehabilitation is a process in which the patient achieves his/her lost ability and individual independence in performing their daily activities using numerous facilities and equipment. About 30% of human life-threatening injuries are related to their hand. The human hand, as one of the most important organs of the human body in interacting with the environment, has the greatest role in maintaining individual independence in daily work. In this article, a rehabilitation system has been designed for hand tendon injury using observations of traditional rehabilitation of hand injuries after surgery and recovery period, and through a mechanism based on structures restricting undesirable degrees of freedom. The mechanism used in this design has been selected by considering conventional tendon injury rehabilitation exercises. In this way, the system can easily bend the finger over the marked joint by using a tendon shape mechanism, which applies force on the tip of the finger. The process of system designing is completed using a prototype to examine the method of operation as well as to obtain the required forces for choosing electrical elements.

**Keywords** Robotic Rehabilitation; Hand Tendon Injuries; Underactuated Mechanism; DOF Constrainer Mechanism

CITATION LINKS

[1] The world report on disability-implications, perspectives and opportunities for physical and rehabilitation medicine (PRM) [2] Robotics and rehabilitation robotics: A functional method in Iranian medicine [3] Tendon injuries of the hand [4] Hand and wrist rehabilitation: Theoretical aspects and practical consequences [5] Evaluation of the results of early mobilization following flexor tendon repair of fingers [6] Managing the injured tendon: Current concepts [7] Rehabilitation robots: A compliment to virtual reality [8] Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering [9] Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation [10] Reach & grasp therapy: Design and control of a 9-DOF robotic neuro-rehabilitation system [11] Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton rehabilitation robot [12] Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries [13] A design of fine motion assist equipment for disabled hand in robotic rehabilitation system [14] Design and preliminary evaluation of the FINGER rehabilitation robot: Controlling challenge and quantifying finger individuation during musical computer game play [15] Design and Analysis of a parallel haptic orthosis for upper limb rehabilitation [16] An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization [17] The Rutgers Master II-new design force-feedback glove [18] A novel motion-coupling design for a jointless tendon-driven finger exoskeleton for rehabilitation [19] Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton [20] Hand exoskeleton robot for assessing hand and finger motor impairment after stroke [21] Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand [22] Characterisation and evaluation of soft elastomeric acuators for hand assistive and rehabilitation applications [23] Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation [24] Development of soft power-assist glove and control based on human intent [25] Wearable power assist device for hand grasping using pneumatic artificial rubber muscle [26] Proportions of hand segments [27] An extension of TOPSIS for group decision making

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

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

***Article History***
Received: September 9, 2018
Accepted: April 22, 2019
ePublished: January 1, 2020

*Copyright© 2019, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.*

www.SID.ir

Archive of SID



# طراحی سیستم توانبخشی آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست با استفاده از مکانیزم محدودکننده درجات آزادی

**وحید دهقان نیستانک MSc**
گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
**مجید محمدی مقدم* PhD**
گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
**علیرضا عباسی مشایی MSc**
گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

**چکیده**
توانبخشی روندی معرفی می‌شود که در آن فرد بیمار با استفاده از امکانات و تجهیزات متعدد توانایی از دست رفته خود و همچنین استقلال فردی در انجام فعالیت‌های روزمره خود را به‌دست می‌آورد. حدود ۳۰% از آسیب‌دیدگی‌های به وجود آمده برای انسان در طول زندگی مربوط به‌دست است که میزان قابل توجهی از آن مربوط به آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست است. دست انسان به‌عنوان یکی از مهم‌ترین اعضای بدن انسان در تعامل با محیط، بیشترین نقش در حفظ استقلال فردی در انجام کارهای روزانه را دارد. در این مقاله با استفاده از مشاهدات روی نحوه توانبخشی سنتی این آسیب‌دیدگی‌ها پس از عمل جراحی و دوره سکون پس از آن روی انگشتان دست و همچنین با بهره‌گیری از مکانیزمی بر پایه ساختارهای محدودکننده درجات آزادی غیرمطلوب، طراحی یک سیستم توانبخشی برای آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست صورت پذیرفته است. مکانیزم مورد استفاده در این طراحی با مقایسه میان مدل‌های متداول استفاده شده برای توانبخشی دست انتخاب شده است و در عمل این سیستم با انتقال نیرو به انتهای انگشتان دست و همچنین محدودساختن سایر درجات آزادی انگشت باعث خم‌شدن انگشت حول مفصل مورد نظر توانبخشی می‌شود. مراحل طراحی سیستم با استفاده از یک نمونه اولیه برای بررسی نحوه عملکرد و همچنین به‌دست آوردن نیروهای لازم برای انتخاب المان‌های الکتریکی به پایان می‌رسد.
**کلیدواژه‌ها:** توانبخشی رباتیک، آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست، مکانیزم فرو تحریک‌شده، مکانیزم محدودکننده درجات آزادی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۶/۱۸
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۲/۲
*نویسنده مسئول: m.moghadam@modares.ac.ir

## ۱- مقدمه

طبق تعریف سازمان بهداشت جهانی در سال ۲۰۱۱، توانبخشی روندی است که افراد ناتوان را قادر به کسب و بازیابی توانایی‌های جسمی، حسی، ذهنی، فکری و اجتماعی می‌سازد. توانبخشی برای افراد ناتوان این امکان را فراهم می‌سازد تا با استفاده از وسایل و امکانات مورد نیاز استقلال و سلامت خود را باز یابند[1]. به‌صورت کلی توانبخشی بدون درنظرگرفتن عضو و نوع آسیب‌دیدگی، شامل اعمال حرکتی متناسب با عملکرد عضو آسیب‌دیده به‌صورت یکسان و در تعداد بالا می‌باشد. از آنجایی که در اکثر موارد فرد آسیب‌دیده خود قادر به انجام این حرکات نمی‌باشد، نیاز است تا یک فرد درمانگر در طول مدت انجام حرکات وی را همراهی نماید که اغلب سبب طولانی‌شدن دوره درمانی در توانبخشی می‌گردد[2]. از آنجا که دست انسان مهم‌ترین عضو بدن در ارتباط با محیط اطراف و انجام فعالیت‌های روزمره می‌باشد، به‌وجودآمدن هرگونه ناتوانی حرکتی در این عضو می‌تواند به‌میزان قابل توجهی روی استقلال شخصی فرد تأثیرگذار باشد و فرد را از انجام کارهای روزمره خود باز دارد. بنابراین توانبخشی دست یکی از مهم‌ترین شاخه‌های توانبخشی در بیماران به شمار می‌رود. عوامل متعددی در به‌وجودآمدن ناتوانی حرکتی در دست انسان تأثیرگذار می‌باشند که آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست پس از سکته مغزی مهم‌ترین عامل ایجاد ناتوانی حرکتی در دست انسان است[3].

تاندون‌های انگشتان دست به دو دسته فلکسور و اکستنسور تقسیم می‌شوند که با استفاده از قرقره‌های هدایت‌کننده در سراسر انگشتان دست کشیده شده‌اند. تاندون‌های فلکسور وظیفه خم‌کردن انگشتان دست و اکستنسور وظیفه بازگرداندن انگشتان دست به نقطه اولیه را بر عهده دارند. شایع‌ترین آسیب تاندون‌های دست، پارگی آنها است و اصلی‌ترین علت پاره‌شدن این تاندون‌ها اصابت اجسام تیز و برنده مثل چاقو، شیشه یا لبه تیز فلزات است. گاهی پارگی تاندون فلکسور انگشت به‌علت بازشدن ناگهانی یک انگشت خم‌شده است. این حرکت می‌تواند به‌علت واردآوردن کشش زیاد روی تاندون فلکسور عمقی انگشت موجب پاره‌شدن آن شود. چون در انگشتان دست، اعصاب بسیار نزدیک به تاندون‌ها قرار گرفته‌اند، در بسیاری موارد آسیب تاندونی عصب هم آسیب دیده است.

از مهم‌ترین علائم پارگی تاندون دست می‌توان به ناتوانی در حرکت‌دادن مفصل انگشت، بازماندگی انگشت با تاندون آسیب‌دیده، درد در هنگام حرکت انگشتان، تورم و درد در مفاصل اشاره کرد[4]. استفاده از آتل و بی‌حرکتی اندام پس از جراحی و اتصال مجدد تاندون‌ها از گذشته، بخشی از درمان معمول و استاندارد آسیب تاندون‌ها بوده است ولی در خصوص مدت زمان بی‌حرکتی اندام در میان پزشکان اختلاف نظر وجود دارد. اگرچه این بی‌حرکتی مورد قبول اکثر پزشکان است ولی باید توجه نمود که بخشی از عوارض آسیب تاندون ارتباط مستقیمی با نوع و شدت پارگی یا روش جراحی نداشته، بلکه علت بروز آنها به بی‌حرکتی طولانی عضو پس از جراحی باز می‌گردد. مهم‌ترین عوارض بی‌حرکتی عضو، کاهش دامنه حرکت، کاهش قدرت عضلات و حساسیت پوست محل زخم نسبت به وضعیت محیطی است. کم‌کردن دوره بی‌حرکتی و اعمال حرکات توانبخشی علاوه‌بر کاهش عوارض مذکور باعث تسریع در بازگشت فرد آسیب‌دیده به کار و فعالیت روزانه می‌شود که به همین دلیل مورد قبول اکثر بیماران نیز قرار خواهد گرفت[5].

هدف اصلی توانبخشی تاندون‌ها در تمامی نواحی، بهینه‌سازی عملکرد نهایی آن عضو با استفاده از ایجاد یک تنش افزاینده کنترل‌شده در آن تاندون است. این عمل با ایجاد یک کشیدگی مناسب در تاندون باعث آسان‌سازی فعالیت‌های بیوشیمیایی در آن

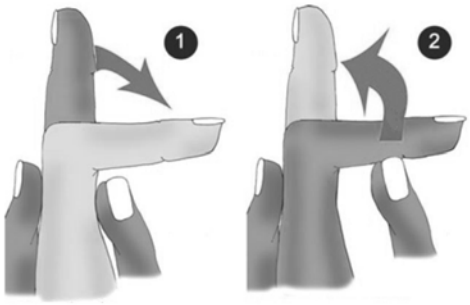

www.SID.ir

Archive of SID

شده که سبب تقویت محل آسیب‌دیدگی می‌شود[6].

آسیب‌دیدگی‌های مربوط به تاندون انگشتان به دو بخش پارگی قرقره‌ها و پارگی تاندون تقسیم می‌شوند که هرکدام بسته به نوع جراحی، زمان سکون عضو مخصوص به خود را دارند ولی در حرکات توانبخشی تمامی قسمت‌ها از یک متد ثابت و مشخص استفاده می‌کنند. توانبخشی تاندون‌های آسیب‌دیده بعد از جراحی و گذشت زمان سکون به‌صورت محدودکردن سایر درجات انگشت توسط درمانگر و اعمال نیرو برای حرکت انگشت حول مفصل آسیب‌دیده است. در شکل ۱ نحوه انجام توانبخشی روی تاندون پروکسیمال اینترپلانجیل نمایش داده شده است[4].

انجام حرکات توانبخشی به‌صورت سنتی دارای معایب قابل توجهی است که از جمله آنها می‌توان به زمان‌بر و خسته‌کننده‌بودن تمرین‌ها، عدم امکان کنترل دقیق بر کیفیت تمرین‌ها، الزامی‌بودن حضور درمانگر و افزایش هزینه‌های مربوط به نیروی انسانی و محدودبودن بازخورد نتایج تمرینات اشاره کرد.




**شکل ۱)** نحوه انجام توانبخشی تاندون آسیب‌دیده بند دوم انگشت[4]

با توجه به موارد گفته‌شده می‌توان دریافت که مهم‌ترین عامل تأثیرگذار در تمرینات توانبخشی سنتی، درمانگران هستند. با توجه به اینکه درمانگران به‌عنوان یک نیروی انسانی می‌توانند دچار خطا شوند یا حتی در شرایط مختلف تمرینات یکسان را با کیفیت‌های مختلف ارائه دهند، نمی‌توانند همیشه تمرینات را به‌صورت کاملاً دقیق و بدون ایراد به درمان‌پذیر انتقال دهند. با این وجود به‌نظر می‌رسد تنها روشی که بتواند تمامی این مشکلات را با یک بار برطرف نماید، استفاده از ربات‌ها در توانبخشی است. ربات‌ها به‌سبب ماهیتشان می‌توانند علاوه‌بر کاهش خطاهای انسانی به حداقل، دوره‌های توانبخشی را برای درمان‌پذیران جذاب‌تر نمایند و انگیزه این افراد را برای بازگشت به روند معمول زندگی افزایش دهند. با وجود افزایش قابل توجه روش‌های توانبخشی با استفاده از ربات‌ها، این مدل توانبخشی همچنان یکی از روش‌های نوین توانبخشی به‌شمار می‌آید و هنوز مسیری طولانی را در پیش دارد با این وجود، پیشرفت‌های اخیر نشان داده است که ربات‌ها می‌توانند بسیاری از مشکلات موجود در این مسیر را برطرف کنند[7].

در سال‌های اخیر تعداد قابل توجهی از پژوهش‌ها در راستای طراحی و اجرای ربات‌های توانبخشی بالاتنه صورت گرفته‌اند. با این وجود اکثر این پژوهش‌ها با تمرکز بر توانبخشی شانه، آرنج و مچ دست بوده‌اند و ربات‌های توانبخشی انگشتان دست به‌دلیل نیازها و محدودیت‌های ذاتی عملگری و سنسوری، تکنولوژی مربوط به توانبخشی دست با استفاده از علم رباتیک پیشرفتی سریع همانند استفاده از آن در اندام‌های تحتانی و فوقانی نداشته است. این نیازمندی‌ها سبب شده است تا ربات‌های دست در زمینه‌های درجات آزادی، وزن و اندازه و ظرفیت‌های عملکردی عملگرها به‌صورت قابل ملاحظه‌ای توسعه پیدا کند[8].

*چیری* و همکاران[9] و *لوریرو* و *هاروین*[10] با استفاده از مکانیزم‌هایی که انگشت دست را از دو طرف نگه می‌دارد طرح خود را ارائه کرده‌اند. با توجه به فضای قابل توجهی که این سیستم‌ها نیاز دارند، استفاده از آنها در توانبخشی همه انگشتان امکان‌پذیر نمی‌باشد. *شابوفسکی* و همکاران[11]، *وگ* و *بومل*[12]، *ایتو* و همکاران[13] برای رفع این مشکل با استفاده از مکانیزم‌هایی با مراکز آنی دوران خارجی، این مشکل را تا حد زیادی برطرف نموده‌اند و با استفاده از مکانیزم‌های میله‌ای و انطباق مراکز دوران مکانیزم و انگشتان دست، طرح‌های خود را ارائه کرده‌اند. طرح‌های عنوان‌شده از کامل‌ترین مدل‌های ارائه‌شده با استفاده از این مکانیزم می‌باشند. با این وجود تعداد پژوهش‌های قابل توجهی در این زمینه صورت گرفته است.

مدل *طاهری* و همکاران که یک سیستم ۸ میله‌ای برای ایجاد حرکت یک انگشت دست طراحی و اجرا شده است[14]. طرح *سورج* و همکاران که با استفاده از یک مکانیزم چندمیله‌ای امکان مشت‌کردن دست برای تمامی انگشتان فراهم کرده است. این طرح با استفاده از یک مکانیزم ساده و عملگر کابلی، طراحی و اجرا شده است[15]. *طرح اگراوال* و همکاران[16] و همچنین *راجر مستر* دو[17] که یکی از اولین پژوهش‌های صورت‌گرفته در این زمینه با استفاده از سیلندرهای نیوماتیکی است، برای حل مشکل فضای میان انگشتان دست از مکانیزم‌هایی با درجات آزادی اضافه بهره برده‌اند. با توجه به ساختار انگشتان دست و با استفاده از یک مکانیزم چندمیله‌ای با ۲درجه آزادی به سادگی نیرو را به انتهای انگشت منتقل کرده و باعث به حرکت درآمدن آن می‌شوند. همچنین استفاده از مکانیزم‌های تاندون‌مانند که از سیستم‌های انتقال قدرت کابلی بهره می‌برند مانند طرح‌های *یانگ* و همکاران[18]، *این* و همکاران[19] و *سوسانتو* و همکاران[20] و *کانگ* و همکاران[21] و همچنین استفاده از تیوب‌های نیوماتیکی با قابلیت تغییر فشار هوای داخلی که به‌صورت کامل روی انگشتان دست قرار داده شده است که می‌تواند در صورت تغییر فشار داخلی حرکت کرده و انگشتان دست را نیز به حرکت درآورد و در پژوهش‌های *یاب* و همکاران[22]، *پلیگرینوس* و همکاران[23] و *کادواکی* و همکاران[24] و *نوریتسوگو* و همکاران[25] مورد استفاده قرار گرفته است، از روش‌های دیگر حل مشکل فضای میانی و توانبخشی انگشتان دست می‌باشد.

تمامی سیستم‌های توانبخشی و توان‌افزایی انگشتان دست با استفاده از یک یا ترکیبی از روش‌های اشاره‌شده در بالا، طراحی و اجرا شده‌اند. در تمامی این مکانیزم‌ها، هدف یکسان‌سازی محورهای


www.SID.ir

Archive of SID

دورانی انگشت و مکانیزم یا دورزدن این مسئله به‌گونه‌ای است که با ساختار حرکتی دست تداخل نداشته باشند. نکته مهم در توانبخشی سنتی آسیب‌دیدگی تاندون دست آن است که بتوان بدون حرکت‌دادن سایر مفاصل انگشت تنها مفصل آسیب‌دیده را به حرکت درآورد. اهمیت این موضوع آن است که به‌دلیل ساختار تاندون‌های انگشتان دست، هم‌پوشانی قابل توجهی میان حرکات تاندون انگشتان وجود دارد که سبب می‌شود حرکت مشت‌کردن انگشتان برای توانبخشی آسیب‌دیدگی تاندون دست مناسب نباشد.

با توجه به نکات ذکرشده در بالا برای ارائه یک سیستم توانبخشی آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست، هدف ارائه یک مکانیزم با قابلیت حرکت تمامی انگشتان دست حول تمامی مفاصل به‌صورت مجزا است. این سیستم باید بتواند برای انگشتان افراد مختلف قابل استفاده باشد و همچنین تمامی نکات ایمنی در رابطه با حفظ سلامت کاربر در آن مد نظر قرار گرفته شده باشد. با توجه به اینکه استفاده از عملگرهای مختلف باعث پیچیده‌شدن طراحی و هزینه‌های اجرایی می‌گردد، استفاده از حداقل عملگرها در این سیستم نیز یکی دیگر از اهداف طراحی است.

در ادامه این مقاله ابتدا به بیان پارامترهای طراحی درنظرگرفته‌شده برای این سیستم پرداخته خواهد شد، پس از آن به تفکیک سه مدل درنظرگرفته‌شده اولیه برای طراحی مفهومی سیستم توضیح داده خواهند شد، پس از آن با استفاده از روش ارزشیابی بر اساس پارامترهای چندمعیاره مناسب‌ترین مدل انتخاب شده و پس از آن طراحی جزئی و پارامترهای درنظرگرفته‌شده بر اساس معیارهای طراحی اشاره خواهند شد. در نهایت یک نمونه اولیه ساخته‌شده برای به‌دست‌آوردن مقادیر مورد نیاز جهت انتخاب المان‌های الکتریکی مورد استفاده قرار خواهد گرفت. این نمونه همچنین صحت کارکرد طراحی مذکور را نیز بیان خواهد کرد.

نوآوری صورت‌گرفته در این طراحی که بر مبنای توانبخشی سنتی انگشتان دست می‌باشد، آن است که با استفاده از یک سیستم انتقال قدرت کابلی که مانند تاندون‌های انگشتان دست روی انگشتان کشیده شده است، نیروی مورد نیاز برای خم‌شدن انگشتان دست به انتهای انگشتان انتقال داده می‌شود. پیش از شروع درمان، درمانگر می‌بایست با استفاده از المان‌های محدودکننده درجات آزادی مفاصل انگشتان دست، تمامی بندهای انگشتان دست را به‌جز بند نیازمند به توانبخشی محدود کند. حال از آنجا که نیرو به انتهای انگشتان وارد می‌شود، انگشت مورد نظر تنها می‌تواند حول مفصلی که درجه آزادی آن محدود نشده است به حرکت درآید. این ساختار سبب می‌شود که توانبخشی انگشتان دست تنها با استفاده از یک موتور الکتریکی و جابه‌جایی محل قرارگیری المان‌های مشخص‌کننده درجه آزادی مفصل مورد نظر صورت‌پذیر باشد. این حرکت هدف اصلی این طراحی و دقیقاً مشابه با تمرینات صورت‌گرفته در توانبخشی به شیوه سنتی می‌باشد. این کاهش تعداد عملگر به‌میزان قابل توجهی کنترل سیستم و پس از آن نگهداری سیستم را ساده‌تر می‌سازد. علاوه‌بر این موارد روی قیمت نهایی سیستم به‌صورت مستقیم تأثیرگذار بوده و باعث افزایش تمایل درمانگران و درمان‌پذیران برای استفاده از این سیستم می‌شود.

## ۲- طراحی سیستم توانبخشی

### ۲-۱- پارامترهای طراحی

در خصوص ربات‌های توانبخشی در حال حاضر استاندارد مدونی وجود ندارد. هر رباتی که در این مجموعه مورد استفاده قرار می‌گیرد در واقع با درنظرداشتن برخی خصوصیات مورد انتظار در توانبخشی سنتی که برخی از آنها حتی به‌صورت کیفی بیان می‌شوند، سعی در بهبود سطح کیفیت عملکردی ربات‌ها در بعد توانبخشی و رفع نقاط ضعف روش‌های سنتی توانبخشی نموده است. البته در سال‌های اخیر به‌دلیل پیشرفت قابل توجه توانبخشی دست در درمان‌پذیران سکته مغزی در جهان، معیارهایی نسبی برای ویژگی‌های یک ربات توانبخشی ارائه شده است. با این وجود از آنجا که هر کدام از سیستم‌های اجراشده هدف خاصی را دنبال می‌کنند، نمی‌توان به سادگی به یک جمع‌بندی اصولی در خصوص پارامترهای مد نظر طراحی رسید. در کل با توجه به مطالب گفته‌شده پارامترهای طراحی این پژوهش به‌ترتیب عبارت است از:

**فضای حرکتی ربات:** با توجه به اینکه حرکات مربوط به بندهای مختلف انگشتان دست حول مفصل‌های آنها با یکدیگر تفاوت دارد، فضای حرکتی این مکانیزم باید به‌گونه‌ای باشد که بتواند هر بند را به‌میزان ذکرشده در جدول ۱ حول مفصل آن به‌صورت مجزا از سایر بندها به حرکت در بیاورد. همچنین در طراحی این مکانیزم از انگشت شست دست و همچنین حرکات دورشدن یا نزدیک‌شدن انگشتان به هم صرف نظر گردید.

**تطبیق با انگشتانی با سایزهای متفاوت:** پژوهش‌های متعددی در زمینه اندازه‌گیری و طبقه‌بندی سایزهای انگشتان دست صورت گرفته است که با استفاده از آنها مقادیر آورده‌شده در جدول ۲ در این مقاله مورد استفاده قرار گرفته است.

**درجه آزادی سیستم:** با توجه به تعریف اولیه درنظرگرفته‌شده برای این سیستم، این سیستم باید برای ۱۲ درجه آزادی متغیر مورد استفاده قرار گیرد. این درجات آزادی که ۳ عدد برای هر انگشت دست می‌باشد، هر یک می‌بایست در یک حرکت جداگانه مورد توانبخشی قرار گیرند. با توجه به اینکه کاهش تعداد عملگرهای سیستم یکی از اهداف این پژوهش است، باید طراحی به‌گونه‌ای صورت گیرد تا بتواند این درجه آزادی را برای تمامی مفاصل انگشتان دست فراهم آورد.

**نیروی وارد بر انگشتان و مفاصل:** با توجه به حساسیت قابل توجه انگشتان دست، واردآمدن نیروهای غیرمتعارف به سادگی باعث آسیب رسیدن به استخوان‌بندی آن می‌شود. با توجه به این نکته ماکزیمم نیروهای قابل اعمال به انگشتان دست در جدول ۳ آورده شده است.

**سایر پارامترهای طراحی:** از دیگر پارامترهای طراحی مد نظر در این


www.SID.ir

Archive of SID

طراحی می‌توان به استحکام کافی برای استفاده در سیستم‌های توانبخشی، وزن و ابعاد معقول و همچنین هزینه نهایی اجرای سیستم که می‌بایست به‌گونه‌ای باشد که استفاده از آن را محدود ننماید نام برد.

**جدول ۱)** محدوده حرکتی مفاصل مختلف انگشت[4]

| | بند اول | بند میانی | بند انتهایی |
|---|---|---|---|
| **محدوده حرکتی بر حسب درجه** | ۹۰~۰ | ۹۰~۰ | ۵۰~۰ |

**جدول ۲)** بیشینه و کمینه طول انگشتان مختلف[26]

| **انگشتان مختلف** | **طول** (میلی‌متر) |
|---|---|
| **اشاره** | ۸۶/۵- ۱۰۸ |
| **میانی** | ۱۰۳- ۱۲۱/۵ |
| **حلقه** | ۹۳- ۱۱۳ |
| **کوچک** | ۷۵- ۹۱ |

**جدول ۳)** بیشینه نیروی قابل اعمال به انگشتان دست[15]

| **انگشتان دست** | **بیشینه نیروی ممتد عمود بر انگشت** (نیوتن) | **بیشینه نیروی ممتد در راستای انگشت** (نیوتن) |
|---|---|---|
| **اشاره** | ۱۰ | ۳۲ |
| **میانی** | ۱۰ | ۳۰ |
| **حلقه** | ۹ | ۲۴ |
| **کوچک** | ۸ | ۱۸ |

### ۲-۲- طراحی مفهومی

در این پژوهش طراحی مفهومی با الهام‌گیری از روش سنتی توانبخشی تاندون انگشتان و همچنین آتل‌های مورد استفاده در دوره سکون پیش از توانبخشی صورت گرفت. در توانبخشی سنتی، درمان‌گر با استفاده از دست خود مفاصل دیگر انگشت را از حرکت باز داشته و سپس مفصل مورد نظر را به حرکت در می‌آورد. ایده اصلی طراحی این مکانیزم توانبخشی با بهره‌گیری از این موضوع و مبتنی بر محدودکردن درجات آزادی انگشتان دست با استفاده از تعدادی گیره متحرک است. جابه‌جایی این گیره‌ها که در فواصل معین نسبت به یکدیگر قرار داده شده‌اند توسط درمان‌گر منجر به محدودشدن دو مفصل از سه مفصل انگشت مورد نظر برای توانبخشی می‌شود، مشخص است که مفصل آزاد که همان مفصل مورد نظر برای توانبخشی می‌باشد، با استفاده از مکانیزمی که نیروی عملگر را به انتهای انگشت وارد می‌آورد بسته به نیاز، انگشت حول مفصل آزاد دوران داده می‌شود. این ایده که نوآوری اصلی این طرح به‌حساب می‌آید برخلاف پژوهش‌های پیشین، با بهره‌گیری از ساختار منحصربه‌فرد انگشتان دست به سادگی قابلیت جابه‌جایی میان مفاصل مختلف انگشتان را ایجاد می‌کند و دیگر نیازی به افزایش عملگر برای تحریک تمام مفاصل ندارد. با توجه به این نکته با انتقال نیروی مورد نیاز به انتهای انگشتان و به‌صورت هم‌زمان محدودکردن سایر درجات آزادی انگشت به‌جز بند مورد نظر برای توانبخشی می‌توان انگشت را حول مفصل مورد نظر به حرکت درآورد.

از آنجایی که اجرای طراحی مفهومی صورت‌گرفته با استفاده از روش‌های متعددی و با بهره‌گیری از مکانیزم‌های مختلفی امکان‌پذیر می‌باشد، لذا برای انتخاب مناسب‌ترین مکانیزم می‌بایست مقایسه‌ای میان ساختارهای مختلف صورت پذیرد. با توجه به این نکته سه مکانیزم متفاوت برای استفاده در این طرح مورد بررسی قرار گرفته و در نهایت با استفاده از روش تاپسیس که روش ارزشیابی بر اساس پارامترهای چندمتغیره می‌باشد مناسب‌ترین طرح برگزیده شده است که به‌ترتیب عبارت‌اند از:

#### مدل چندمیله‌ای

با توجه به اینکه تعداد قابل توجهی از پژوهش‌های پیشین از مکانیزم‌های میله‌ای در طرح‌های خود استفاده کرده‌اند، مکانیزم چندمیله‌ای اولین مکانیزم ارائه‌شده برای این طرح است. برای تطبیق مکانیزم با پارامترهای طراحی، به هر بند انگشت یک المان اختصاص داده شد که این المان که در اصل یک لینک متصل به المان‌های بعدی و قبلی می‌باشد باید بتواند حرکت انگشتان دست را حول مفاصل مورد نظر ایجاد نماید. بند انگشت درون المان قرار گرفته و به‌جز در راستای عمودی رو به بالا، حرکت در تمامی جهات توسط المان محدود شده است. المان‌ها با استفاده از لولا به یکدیگر متصل شده و در نهایت المان مربوط به بند اول انگشت به مجموعه نگه‌دارنده کف دست متصل و وزن مجموعه انگشتان را تحمل می‌نماید. برای جلوگیری از حرکت درجات آزادی نامطلوب در طول حرکت، لولاهای درنظرگرفته‌شده قابلیت قفل‌شدن داشته و درمانگر می‌بایست پیش از شروع حرکت لولاهای مربوط به سایر مفاصل انگشت را قفل کرده و تنها درجه آزادی مربوط به بند مورد نظر را آزاد کند. شایان ذکر است با توجه به اینکه فضای میان انگشتان دست به‌میزان قابل توجهی در این سیستم مورد استفاده قرار می‌گیرد، طراحی اولیه به‌گونه‌ای است که تمامی انگشتان بتوانند از یک المان استفاده کنند و با حرکت کف دست به سمت بالا، انگشتان مختلف دست قابلیت استفاده از مجموعه را داشته باشند. مکانیزم حرکت انگشتان در این طرح با استفاده از یک سیستم کابلی متصل به انتهای المان بند آخر انگشت درنظر گرفته شده است.

#### مدل پوشیدنی

یکی از مدل‌های مرسوم در توانبخشی مربوط به‌دست انسان، استفاده از ساختار پوشیدنی است. استفاده از یک ساختار پوشیدنی به‌دلیل جلوگیری از ایجاد محدودیت حرکتی روی دست انسان به‌میزان قابل توجهی در سیستم‌های توانبخشی انگشتان دست مورد استفاده قرار گرفته است. برای ایجاد قابلیت محدودکردن درجات آزادی انگشتان دست، المان‌های ریلی‌شکل روی دستکش قرار می‌گیرد که گیره‌های محدودکننده درجات آزادی درون آن حرکت کرده و قابلیت محدود یا آزادسازی درجات آزادی هر انگشت را پیدا می‌کند. بر خلاف مدل چندمیله‌ای در این طرح می‌توان تمامی انگشتان دست را روی دستکش به المان‌های محدودکننده مجهز کرده و لازم به جابه‌جایی دست برای توانبخشی انگشتان مختلف نمی‌باشد. در این طرح با توجه به کاهش چشم‌گیر فضای مکانیزم می‌توان از سیستم انتقال


www.SID.ir

Archive of SID



قدرت کابلی که مانند تاندون در کف دستکش کشیده شده‌اند برای انتقال نیرو به انتهای انگشتان استفاده کرد. با توجه به اینکه در صورت استفاده از ٤ رشته کابل که هر کدام برای یکی از انگشتان به کار می‌رود، سیستم نیازمند تعداد قابل توجهی المان و همچنین فضای کاری نسبتاً بزرگی می‌باشد؛ لذا لازم است تا با استفاده از روش عملگرهای سیستم کاهش یابد. یکی از روش‌هایی که توسط پژوهشگران پیشین مورد استفاده قرار گرفته شده است، استفاده از یک رشته کابل برای تحریک ۲ انگشت می‌باشد که در این مدل می‌توان با تعمیم آن به ۲ رشته کابل برای ٤ انگشت دست از آن استفاده نمود.

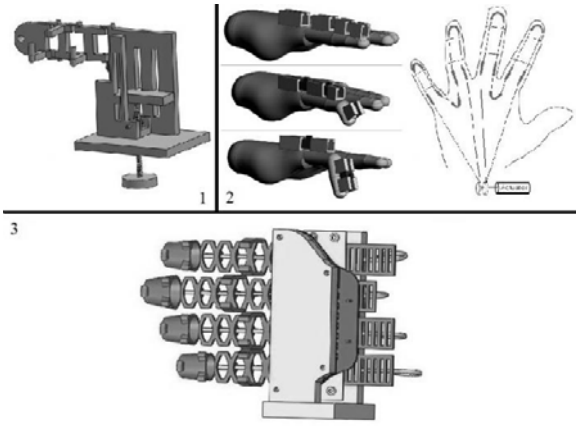
## مدل انعطاف‌پذیر

یکی از اهداف اصلی این پژوهش، قابل استفاده بودن آن برای طیف گسترده‌ای از سایزهای مختلف انگشتان دست می‌باشد. برای این منظور، استفاده از ساختارهای انعطاف‌پذیر و مدولار که بتواند به‌میزان لازم در هر زمان فضای کافی را در اختیار کاربر قرار دهد در مدل سوم مورد بررسی قرار گرفته است. اساس کلی این طرح، استفاده از مکانیزم تاندون‌مانند و قرارگیری المان‌های شبیه به انگشت برای توانبخشی است. المان‌ها که شامل بندهایی برای پشت انگشتان دست و همچنین انگشت‌دانه‌هایی برای قرارگرفتن انتهای انگشتان درون آن می‌باشند، درون یک صفحه که در پشت دست قرار می‌گیرد به‌صورت ریلی قرار گرفته‌اند. این المان‌ها همچنین دارای پایه‌هایی برای عبور مسیر کابل می‌باشند که مسیر کابل را در کف دست و انگشتان مشخص می‌کند. کلیت این مدل مانند مدل پوشیدنی است با این تفاوت که استفاده از آن ساده‌تر و همچنین قابلیت تطبیق سایز آن به‌میزان قابل توجهی بهتر از طرح پوشیدنی است. المان‌های مربوط به محدودکردن درجات آزادی انگشتان دست نیز به‌صورت پیوسته روی بند پشت انگشتان دست وجود دارد تا این امکان را به کاربر بدهد تا در محل مورد نظر درجات آزادی را محدود یا آزاد سازد. با توجه به اینکه این طرح یک نمونه اولیه و برای بررسی طرح پیشنهادی در توانبخشی است می‌توان المان‌ها را با استفاده از تکنولوژی پرینتر سه‌بعدی اجرا و آزمایش نمود.

در شکل ۲ نمای کلی از ۳ طرح معرفی‌شده در بالا آورده شده است. با توجه به اینکه معیارهای متعددی در انتخاب مناسب‌ترین طرح برای این سیستم وجود دارد؛ لذا لازم است تا ابتدا معایب مربوط به هر کدام از این طرح‌ها مورد بررسی قرار گیرد و پس از آن با استفاده از روش امتیازدهی بر اساس پارامترهای چندمتغیره بهترین طرح انتخاب گردد.

با توجه به اینکه برای محاسبه نمره نهایی هر طرح در این پژوهش از روش تاپسیس استفاده شده است و معادلات و محاسبات مربوط به آن حجم قابل توجهی را به خود اختصاص می‌دهد، این تکنیک که گاهی اولیت‌بندی بر اساس شباهت به راه حل ایده‌آل نامیده می‌شود، اولین بار در سال ۱۹۸۱ معرفی شده است. از این تکنیک می‌توان برای رتبه‌بندی و مقایسه گزینه‌های مختلف و انتخاب بهترین گزینه و تعیین فواصل بین گزینه‌ها و گروه‌بندی آنها استفاده نمود. از جمله مزیت‌های این روش آن است که معیارهای به‌کاررفته برای مقایسه می‌توانند دارای واحدهای سنجش متفاوتی بوده و طبیعت مثبت یا منفی داشته باشند.

مراحل پیاده‌سازی این روش به‌ترتیب ایجاد یک ماتریس تصمیم‌گیری برای رتبه‌بندی (جدول ۴)، نرمال‌نمودن ماتریس تصمیم‌گیری، به‌دست‌آوردن میزان فاصله هر گزینه تا ایده‌آل، تعیین ضریب نزدیکی برای گزینه‌ها و رتبه‌بندی گزینه‌ها (جدول ۵) می‌باشد.




**شکل ۲)** طرحی از ۱- مدل چندمیله‌ای، ۲- مدل پوشیدنی و ۳- مدل انعطاف‌پذیر

**جدول ۴)** جدول امتیازدهی تصمیم‌گیری چندمعیاری

| | وزن معیار | مدل چندمیله‌ای | مدل پوشیدنی | مدل انعطاف‌پذیر |
|---|---|---|---|---|
| **کارآیی** | ۰/۳۵ | ۵ | ۷ | ۸ |
| **قابلیت اطمینان** | ۰/۲ | ۵ | ۸ | ۸ |
| **هزینه اجرا** | ۰/۲ | ۷ | ۳ | ۵ |
| **کاربری** | ۰/۱۵ | ۷ | ۵ | ۶ |
| **قابلیت انطباق** | ۰/۱ | ۳ | ۳ | ۷ |

**جدول ۵)** نتایج محاسبات تصمیم‌گیری چندمعیاره تاپسیس

| | مدل چندمیله‌ای | مدل پوشیدنی | مدل انعطاف‌پذیر |
|---|---|---|---|
| **کارآیی** | ۰/۱۴۹ | ۰/۲۰۹ | ۰/۲۳۸ |
| **قابلیت اطمینان** | ۰/۰۸۱ | ۰/۱۲۹ | ۰/۱۲۹ |
| **هزینه اجرا** | ۰/۱۵۴ | ۰/۰۶۶ | ۰/۱۱۰ |
| **کاربری** | ۰/۱۰۰ | ۰/۰۹۴ | ۰/۰۸۶ |
| **قابلیت انطباق** | ۰/۰۳۷ | ۰/۰۳۷ | ۰/۰۸۶ |
| **نمره نهایی** | ۰/۰۹۱ | ۰/۱۳۵ | ۰/۸۶۵ |

در این مقاله برای اختصار روش محاسبات به‌صورت خلاصه آورده شده است و فرمول‌های مربوط به این محاسبات در مرجع[27] آورده شده است. برای بررسی دقیق‌تر و امتیازدهی ساده‌تر به طرح‌های ارائه‌شده در این بخش ابتدا به بیان معیارهای امتیازدهی پرداخته و سپس جدول ۴ امتیازات کسب‌شده توسط طرح‌ها در معیارهای مختلف را نشان می‌دهد. شایان ذکر است که نحوه تقسیم‌بندی پارامترهای ارزشیابی باید به‌گونه‌ای باشد که بتواند به‌میزان قابل



www.SID.ir

Archive of SID

قبولی معیاری از پارامترهای طراحی سیستم باشد؛ چرا که در این صورت است که می‌توان طرحی که بیشترین تناسب را با پارامترهای طراحی درنظرگرفته‌شده دارد، انتخاب کرد. پارامترهای ارزشیابی به‌ترتیب عبارتند از: ۱- کارآیی، ۲- قابلیت اطمینان، ۳- هزینه ساخت، ۴- کاربری، ۵- قابلیت انطباق با سایزهای مختلف.

پارامتر کارآیی مربوط به انجام دقیق حرکات مفاصل انگشتان دست درنظر گرفته شده است. به‌طور مثال درصورتی که سیستم بتواند تمامی مفاصل انگشتان دست را حول محور دوران آنها به‌میزان اشاره‌شده در جدول ۱ به حرکت در آورد، بالاترین نمره را در این بخش خواهد گرفت. حال آنکه طرحی نتواند در تمامی بندها این حرکات را به بهترین نحو ایجاد نماید نمی‌تواند نمره کاملی دریافت نماید. از طرف دیگر پارامتر کاربری مربوط به نحوه استفاده و بررسی میزان پیچیدگی کار با سیستم است. از آنجا که برای ساده‌سازی استفاده از این سیستم بخشی از فرآیند تغییرات محل درجه آزادی سیستم کابلی به‌صورت دستی و توسط اپراتور صورت می‌پذیرد، این پارامتر به ارزیابی سادگی و سهولت کار با سیستم توسط اپراتور می‌پردازد. با توجه به این مطلب، جدول ۴ نمایش‌دهنده امتیازات کسب‌شده توسط پارامترهای مختلف می‌باشد. برای تعیین نمرات در این روش، فرآیندهای متعددی مورد استفاده قرار می‌گیرد که در این پژوهش با استفاده از نظرخواهی از افرادی که تجربه طراحی و ساخت تجهیزات توانبخشی را داشته‌اند، نمرات به‌دست آمده است. در جدول ۵ نمرات کسب‌شده توسط هر طرح در هر پارامتر و در نهایت نمره نهایی طرح‌ها آورده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، طرح انعطاف‌پذیر به‌عنوان طرح منتخب در میان طرح‌های ارائه‌شده برگزیده شده است. شایان ذکر است، این طرح از نظر قابلیت انطباق با سایزهای مختلف به‌میزان قابل توجهی از ۲ طرح دیگر بهتر می‌باشد؛ ولی در سایر بخش‌ها تفاوت چندانی با طرح پوشیدنی ندارد. همچنین شایان ذکر است در محاسبات مربوطه، هزینه اجرا به‌عنوان یک پارامتر منفی درنظر گرفته شده است.

### ۲-۳- طراحی جزئی بخش تعامل با دست انسان

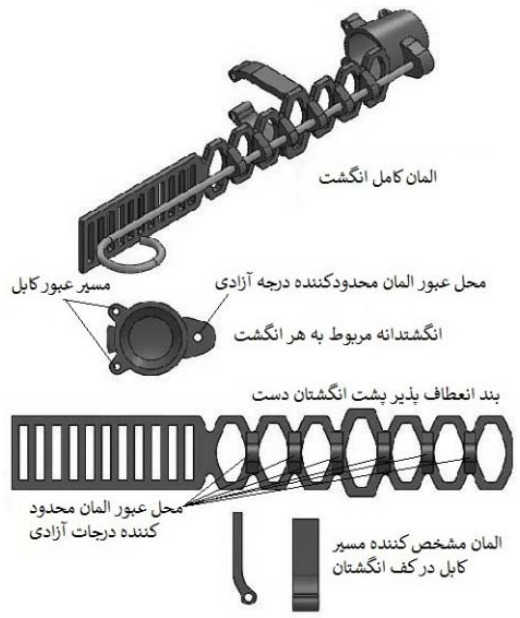
با توجه به انتخاب مناسب‌ترین طرح، در این بخش ابتدا به بیان نکات مربوط به طراحی بخش تعامل با دست انسان پرداخته و سپس به بیان نحوه طراحی سیستم عملگری پرداخته خواهد شد.

طراحی المان‌های مربوط به انگشتان دست با درنظرگرفتن ۲ هدف صورت پذیرفت. هدف اول ایجاد قابلیت استفاده برای بازه سایزهای مختلف انگشتان دست که در جدول ۲ به آن اشاره گردید و هدف دوم قابلیت تغییر طول اندک در هنگام خم‌شدن المان‌های پشت انگشتان دست می‌باشد. حالت لوزی‌شکل روی بند پشت دست علاوه‌بر ایجاد خاصیت مربوط به انعطاف‌پذیری بسیار عالی این بند، باعث ایجاد قابلیت افزایش طول به‌میزان اندکی در هنگام اعمال نیرو می‌شود. اندازه‌گیری‌ها نشان می‌دهد که به‌دلیل ساختار منحصربه‌فرد دست، در هنگام خم‌شدن انگشتان و در حالت عادی طول نقطه به نقطه از مفصل اصلی انگشت تا نوک آن ثابت نیست و در هنگام خم‌شدن میزان آن بیشتر از حالت صاف انگشت می‌باشد. این عامل درصورتی که بند سبزرنگ پشت انگشت قابلیت تغییر طول نداشته باشد سبب واردآمدن مقدار قابل توجهی نیرو به انگشت دست شده و همچنین سبب کارکرد ناصحیح سیستم می‌شود.

شیارهای ایجادشده در انتهای بندها نیز به‌دلیل ایجاد قابلیت تغییر طول این بندها به آن اضافه شده است. درمان‌گر با توجه به نیاز درمان‌پذیر می‌تواند این المان‌ها را به جلو یا عقب حرکت داده و باعث تنظیم طول آن با طول انگشتان دست وی شود. این فرآیند باعث می‌شود تا انگشتانی با طول متفاوت به سادگی بتوانند از این سیستم استفاده نمایند. مجموعه المان کامل هر انگشت دست به‌همراه جزئیات آن در شکل ۳ آورده شده است. در این شکل مسیر عبور کابل، محل قرارگیری انگشت و بند انعطاف‌پذیر پشت انگشتان دست نمایش داده شده است.

برای طراحی سیستم عملگری مناسب این سیستم نیز از مکانیزم کابلی تاندون‌مانند استفاده شده در طرح *این* و همکاران استفاده شده است. در این سیستم از یک کابل برای ۲ انگشت اول و از یک کابل برای ۲ انگشت دوم بهره گرفته شده است. همچنین برای هم‌راستایی تمامی کابل‌ها یک صفحه هدایت‌کننده در جلوی دست طراحی شده است. با استفاده از این صفحه که مسیر ورودی و خروجی هر رشته کابل را به‌صورت مجزا مشخص می‌کند، نیروی مورد نیاز برای خم‌کردن انگشتان دست به انتهای هر انگشت منتقل شده و پس از آن با توجه به محدودیت‌های اعمال‌شده روی درجات آزادی انگشتان دست، مفصل مورد نظر به حرکت در می‌آید.

در شکل ۴، نوع تقسیم‌بندی کابل‌ها و همچنین شکل نهایی صفحه هدایت‌کننده کابل در کف دست نمایش داده شده است. هر کابل پس از عبور از روی انگشت اول با استفاده از یک قرقره تغییر مسیر داده و روی انگشت دوم کشیده شده و پس از آن به همراه ابتدای کابل به سمت بخش عملگر سیستم حرکت می‌کند.

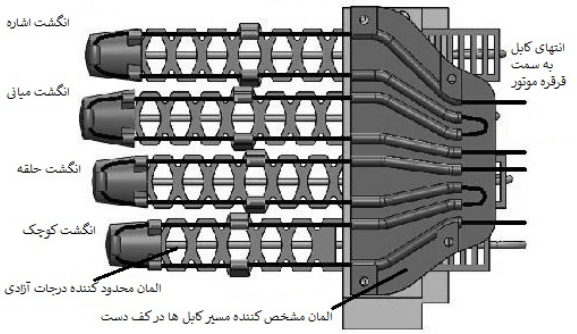



**شکل ۳)** نمای کلی المان مربوط به هر انگشت


www.SID.ir

Archive of SID

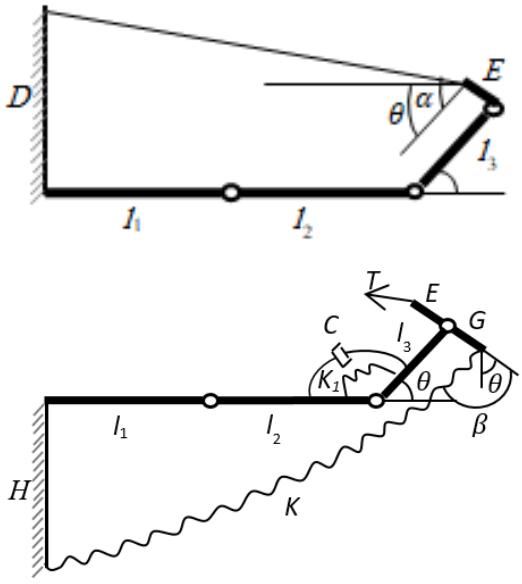





**شکل ۴)** نمای کلی المان‌های مربوط به انگشتان دست و صفحه هدایت‌کننده

### ۳- معادلات حاکم بر سیستم

از آنجا که علاوه‌بر انگشتان دست انسان، طراحی درنظرگرفته‌شده برای این سیستم نیز شامل تعداد قابل توجهی پارامترهای غیرخطی است که به‌صورت مستقیم عملکرد سیستم را تغییر می‌دهد، برای به‌دست‌آوردن معادلات حاکم بر این سیستم از یک مدل ساده‌سازی شده که در شکل ۵ آمده، استفاده شده است. مهم‌ترین علت به‌دست‌آوردن معادلات حاکم بر سیستم، طراحی صحیح سیستم و روش کنترلی است که می‌بایست روی آن اجرا گردد. از آنجایی که در این سیستم طراحی به‌گونه‌ای صورت گرفته است که حرکت جمع‌شدن به داخل انگشتان دست به‌صورت فعال و با استفاده از نیروی موتور صورت گیرد و حرکت بازگشت به نقطه اول با استفاده از یک المان غیرفعال فنری انجام شود، مهم‌ترین فرض در به‌دست‌آوردن معادلات حاکم بر سیستم واردشدن نیروهای خارجی به انگشت‌دانه درنظرگرفته‌شده برای هر انگشت می‌باشد.




**شکل ۵)** مدل ساده‌سازی‌شده انگشت، المان نگه‌دارنده، کابل عملگر و المان بازگشت به نقطه شروع غیرفعال

برای یافتن معادلات دینامیکی سیستم از روش نیوتن استفاده شده است و شکل کلی معادلات سیستم در حالت توانبخشی به‌صورت زیر می‌باشد.

(۱)

$$I\ddot{\theta} = T * Sin(\alpha)l_3 + T * Cos(\alpha)E - K * \left(\left(\sqrt{(H + l_3\,sin(\theta))^2 + ((l_1 + l_2 + l_3\,cos(\theta))^2)} - \sqrt{H^2 + (l_1 + l_2 + l_3)^2}\right) * Cos(\beta) * l_3 + \left(\sqrt{(H + l_3\,sin(\theta))^2 + ((l_1 + l_2 + l_3\,cos(\theta))^2)} - \sqrt{H^2 + (l_1 + l_2 + l_3)^2}\right) * Sin(\beta) * G\right) - c * \dot{\theta} - K_1 * \theta$$

تمامی پارامترهای مورد استفاده در این معادله که معادله سینماتیکی سیستم را به‌صورت ساده‌شده نشان می‌دهد، در شکل ۵ نمایش داده شده است. پارامترهای E، G و H مقادیری ثابت بوده و پارامترهای L1، L2 و L3 نیز طول بند انگشتان مختلف می‌باشند. پارامترهای K ،C و K1 به‌ترتیب دمپینگ، سختی سیستم و سختی فنر درون سیستم بوده و T نیروی کشش درونی کابل متصل به مجموعه می‌باشد. سمت دیگر معادله در فرمول نیوتن حاصل ضرب شتاب زاویه انگشت در ممان اینرسی مجموعه انگشت (وابسته به بند انگشت در حال چرخش) می‌باشد. همچنین α و β نیز از معادلات ۲ و ۳ به‌دست می‌آیند.

$$\alpha = \theta + tg^{-1}\left(\frac{D - l_3.\sin(\theta) - E.\cos(\theta)}{l_1 + l_2 + l_3.\cos(\theta) - E.\sin(\theta)}\right) \quad (۲)$$

$$\beta = \theta + tg^{-1}\left(\frac{l_1 + l_2 + l_3.\cos(\theta) + G.sin(\theta)}{H + l_3.sin(\theta) - G.cos(\theta)}\right) \quad (۳)$$

با توجه به اینکه ضرورت استفاده از یک سیستم توانبخشی ایمنی و امنیت کاربر می‌باشد، می‌توان گفت که سرعت حرکت در این سیستم به‌میزان قابل توجهی پایین و تقریباً یکنواخت می‌باشد. با این منطق می‌توان سمت چپ معادله ۱ را ناچیز درنظر گرفت و از آن صرف نظر کرد. همچنین در صورت یافتن گشتاور در سرعت‌های مختلف حرکت سیستم (درحالتی که المان غیرفعال پشت انگشتان دست متصل نباشد)، بخشی از معادله که شامل ضریب سختی می‌باشد ثابت مانده و به دو معادله ساده قابل حل تقسیم می‌گردد. با توجه به اختلاف اندازه گشتاور می‌توان ضریب دمپینگ سیستم را با دقت قابل قبولی محاسبه کرد و با استفاده از آن ضریب سختی سیستم را نیز به‌دست آورد. با توجه به اینکه در حال حاضر امکان اندازه‌گیری زاویه چرخش بندهای مختلف انگشتان دست به‌صورت دقیق وجود ندارد، می‌بایست رابطه‌ای برای محاسبه این چرخش بر مبنای چرخش شفت موتور پیدا کرد. با درنظرگرفتن مسیر کابل و نحوه حرکت انگشتان دست و شروع حرکت به‌عنوان نقطه صفر حرکت می‌توان نوشت:

$$\Delta\theta_{motor} = \theta_{motor} - \theta_0 = \theta_{motor} \quad (۴)$$

$$\Delta l = l - l_0 = r_{motor}.\Delta\theta_{motor} = r_{motor}.\theta_{motor} \quad (۵)$$

$$l_0 = \sqrt{(l_1 + l_2 + l_3)^2 + (D - E)^2} \quad (۶)$$

$$l = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (۷)$$

$$x = l_1 + l_2 + l_3.\cos(\theta) - E.sin(\theta) \quad (۸)$$

$$y = D - (l_3.sin(\theta) + E.cos(\theta)) \quad (۹)$$

در نهایت پس از انجام جای‌گذاری‌ها، روابط زیر به‌دست می‌آیند:

$$l = \sqrt{a_1 + a_2(\sin(\theta + a_3))} \quad (۱۰)$$



www.SID.ir

Archive of SID

$$a_1 = (l_1 + l_2)^2 + {l_3}^2 + D^2 + E^2 \quad (۱۱)$$

$$a_2 = 2\sqrt{((l_1 + l_2).l_3 - D.E)^2 + ((l_1 + l_2).E + D.l_2)^2} \quad (۱۲)$$

$$a_3 = tg^{-1}\left(\frac{D.E-(l_1+l_2).l_3}{(l_1+l_2).E+D.l_3}\right) \quad (۱۳)$$

$$r_{motor}.\theta_{motor} = \sqrt{a_1 + a_2(sin(\theta + a_3))} - \sqrt{(l_1 + l_2 + l_3)^2 + (D - E)^2} \quad (۱۴)$$

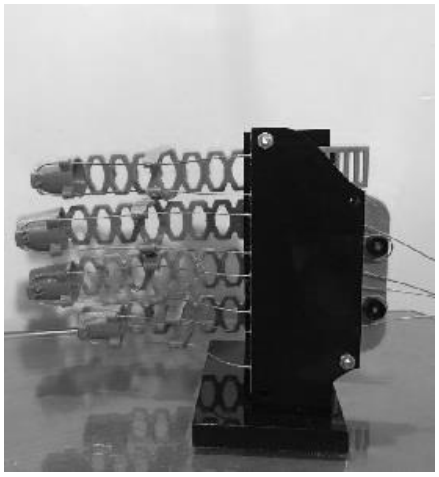
برای یافتن رابطه سرعت و شتاب نیز می‌توان از رابطه زاویه موتور و انگشتان دست مشتق گرفت. برای یافتن سختی، در ابتدا نیاز است تا داده‌هایی از سیستم در سرعت‌های مختلف حرکت موتور به‌دست آید و با استفاده از داده‌های به‌دست‌آمده پارامترهای مورد نیاز محاسبه گردد. با توجه به اینکه در حال حاضر سیستم توانبخشی آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست ساخته نشده است، به‌صورت قطعی نمی‌توان در مورد روش کنترلی مورد استفاده در آن صحبت کرد. دلیل اصلی آن است که این سیستم از اجزاء انعطاف‌پذیر ساخته شده است و این موضوع باعث واردشدن عوامل غیرقطعی در مدار کنترلی سیستم می‌شود. با این وجود از آنجایی که این سیستم در هنگام اجرای هر حرکت یک سیستم تک‌درجه آزادی به شمار می‌آید می‌توان با استفاده از یک کنترلر PID و منطق کنترلی مکان موتور الکتریکی که با توجه به روابط بالا در ارتباط مستقیم با محل انگشتان دست می‌باشد، سیستم را کنترل کرد. این منطق نیازمند تعدادی آزمون و خطا برای رسیدن به‌میزان دقیق خم‌شدن انگشتان می‌باشد.

## ۴- نمونه اولیه و نتایج آزمایش

مهم‌ترین نکته در طراحی جزئی بخش عملگری، تعیین نیروها و گشتاورهای مورد نیاز اعمالی از سمت موتور الکتریکی به سیستم می‌باشد. برای این منظور ابتدا یک مدل اولیه از بخش تعامل با انسان و سیستم برای انجام آزمایش‌های صحت کارکرد و همچنین اندازه‌گیری نیروهای مورد نیاز برای خم‌کردن انگشتان و راست‌کردن مجدد آنها ساخته و مورد بررسی قرار گرفت. همان‌طور که در شکل ۶ نمونه اولیه ساخته‌شده برای بخش تعامل با انسان مشاهده می‌شود.

در این نمونه برای کاهش اصطکاک میان کابل‌ها و مسیر حرکتی مربوط به آنها از لوله‌های تفلونی استفاده شده است که به‌میزان قابل توجهی اصطکاک را کاهش و در نتیجه نیروی مورد نیاز برای انجام حرکات را نیز کاهش می‌دهد. با استفاده از این نمونه اولیه، دو آزمایش نیرویی برای انتخاب المان‌های مربوط به سیستم توانبخشی صورت می‌پذیرد. آزمایش اول مربوط به اندازه‌گیری نیروی لازم برای خم‌شدن بندهای مختلف انگشتان دست به‌میزان لازم و آزمایش دوم مربوط به انتخاب المان غیرفعال برای بازگشت انگشتان دست به نقطه اولیه می‌باشد. شایان ذکر است کلیت کارکرد این سیستم بر مبنای کاهش طول کابل در نقاط مختلف و در نتیجه خم‌شدن انگشتان در نقطه مورد نظر می‌باشد که موتور الکتریکی می‌بایست نیروی لازم برای این خم‌شدن را فراهم آورد. المان غیرفعال نیز می‌بایست به اصطکاک درونی کابل با مسیر غلبه کرده و انگشتان را به نقطه اولیه بازگرداند.

همان‌طور که در شکل ۶ مشخص می‌باشد، اندازه‌گیری نیروی مورد نیاز برای خم‌کردن انگشتان به این ترتیب انجام می‌پذیرد که دو انتهای کابل مربوط به هر انگشت (کابل اول مربوط به ۲ انگشت اشاره و میانی و کابل دوم مربوط به ۲ انگشت حلقه و کوچک) توسط یک نگه‌دارنده کابل به یکدیگر متصل شده که این اتصال مانع از حرکت نسبی دو انتهای کابل نسبت به یکدیگر می‌شود. با توجه به اینکه در طرح نهایی دو انتهای هر کابل در یک نقطه روی قرقره کابل‌جمع‌کن متصل می‌شوند، لذا عدم حرکت نسبی دو انتهای کابل نسبت به یکدیگر یکی از نکات مهم در آزمایش تعیین اندازه نیرو می‌باشد. هدف از آزمایش اول، به‌دست‌آوردن ماکزیمم نیروی مورد نیاز برای رسیدن به ماکزیمم محدوده حرکتی هر بند انگشت است. این آزمایش روی ۴ فرد سالم صورت پذیرفت که مقادیر به‌دست‌آمده در جدول ۶ نمایش داده شده‌اند. دقت نیروسنج مورد استفاده در این آزمایش ۰/۱نیوتن و حداکثر بازه اندازه‌گیری آن ۱۰۰نیوتن می‌باشد.



**شکل ۶)** نمونه ساخته‌شده برای اندازه‌گیری نیرویی (مشابه شکل ۴)

**جدول ۶)** نتایج اندازه‌گیری نیرویی خم‌شدن انگشتان دست

| | بیشینه نیروی خم‌کردن بند انگشت (N) | | |
|---|---|---|---|
| | اول | دوم | سوم |
| **نفر اول** | ۲۲ | ۱۸ | ۱۵ |
| **نفر دوم** | ۲۶ | ۲۰ | ۱۹ |
| **نفر سوم** | ۲۷ | ۲۳ | ۲۰ |
| **نفر چهارم** | ۲۴ | ۲۱ | ۱۷ |
| **بیشینه نیرو** | ۲۷ | ۲۳ | ۱۹ |

در این آزمایش تمامی مفاصل انگشتان دست راست هر فرد، ۲ مرتبه توسط کابل کشیده شده و ماکزیمم نیروی به‌دست‌آمده توسط نیروسنج با مقادیر به‌دست‌آمده از مفاصل هم‌سطح آن بررسی شده است. برای مثال ماکزیمم نیروی خم‌کردن بند اول انگشتان دست نفر اول، ماکزیمم نیرویی است که پس از ۲ مرتبه آزمایش خم‌کردن تمام ۴ بند اول انگشتان دست راست وی به‌دست آمده است.

در این آزمایش تمامی مفاصل انگشتان دست راست هر فرد، ۲ مرتبه


www.SID.ir

Archive of SID

توسط کابل کشیده شده و ماکزیمم نیروی به‌دست‌آمده توسط نیروسنج با مقادیر به‌دست‌آمده از مفاصل هم‌سطح آن بررسی شده است. بیشینه مقدار به‌دست‌آمده برای هر سری مفاصل انگشتان دست در جدول ۷ آورده شده است. برای مثال ماکزیمم نیروی خم‌کردن بند اول انگشتان دست نفر اول، ماکزیمم نیرویی است که پس از ۲ مرتبه آزمایش خم‌کردن تمام ۴ بند اول انگشتان دست راست وی به‌دست آمده است. همانند آزمایش قبل، برای آزمایش نیروی لازم بازگشت انگشتان به محل شروع حرکت نیز مانند شکل ۶ نیروسنج به انتهای انگشتان متصل گردیده و مشابه با آزمایش پیشین، بیشینه نیروی لازم برای بازگشت انگشتان به محل شروع برای ۴نفر اندازه‌گیری شده است. نتایج مربوط به اندازه‌گیری این آزمایش در جدول ۷ آورده شده است. نکته قابل توجه در این اندازه‌گیری وضعیت کابل در هنگام بازگشت انگشتان به حالت شروع می‌باشد. برای نزدیک‌شدن نتایج به مقادیر واقعی، در هنگام آزمایش و اندازه‌گیری نیروهای مورد نظر با اعمال نیروی اندکی به کابل از شکم‌دادن یا خم‌شدن کابل جلوگیری به عمل آمد تا نتایج به‌میزان قابل قبولی با مقادیر واقعی یکسان به‌دست آیند. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده در آزمایش‌های ماکزیمم نیروی خم و راست‌کردن انگشتان در مفاصل مختلف، ماکزیمم نیروی لازم از طرف موتور ایجاد نیروی کششی، ۲۷نیوتن به‌صورت مجموع در دو انتهای کابل می‌باشد (۱٤نیوتن تنش کششی ایجادشده در کابل). در شکل ۷ روش اندازه‌گیری نیروهای ذکرشده نمایش داده شده است.

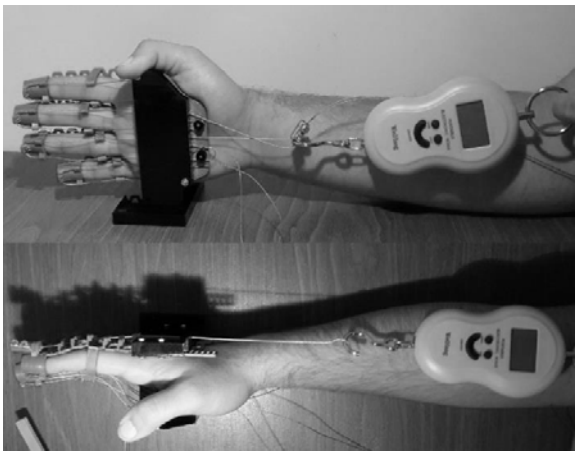
**جدول ۷)** نتایج اندازه‌گیری نیروی بازگشت مفاصل مختلف

| | بیشینه نیروی بازگرداندن بند انگشت (N) | | |
|---|---|---|---|
| | اول | دوم | سوم |
| **نفر اول** | ۴/۲ | ۶/۱ | ۷/۸ |
| **نفر دوم** | ۴ | ۵/۸ | ۷/۳ |
| **نفر سوم** | ۴/۵ | ۶/۳ | ۸ |
| **نفر چهارم** | ۴/۱ | ۶ | ۷/۵ |
| **بیشینه نیرو** | ۴/۵ | ۶/۳ | ۸ |

همچنین ماکزیمم نیروی لازم برای اعمال از طرف المان کشسانی در طرف دیگر انگشتان برای بازگرداندن انگشتان دست به نقطه شروع می‌بایست ۸نیوتن باشد. با توجه به اینکه زاویه میان نیروهای عملگرهای مختلف در طول حرکات متفاوت می‌باشد، برای تعیین گشتاور نهایی مورد نیاز سیستم که می‌بایست توسط موتور الکتریکی ایجاد شود ۲ نیرو را کاملاً در خلاف هم درنظر گرفته و مجموع آنها در محاسبات گشتاوری اعمال می‌شود. در اندازه‌گیری‌های انجام‌شده از هرگونه اصطکاک در طول مسیر میان نقطه خروجی کابل از قسمت تعامل با دست تا نقطه اتصال کابل به قرقره کابل‌جمع‌کن روی کلاچ‌ها صرف نظر شده است. با توجه به اینکه نمی‌توان به‌صورت مستقیم کابل‌های خروجی از سیستم تعامل با دست را وارد بخش عملگری کرد و حتماً نیاز به یک قرقره هرزگرد در میان مسیر می‌باشد، این قرقره باید تا حد امکان فاقد هرگونه اصطکاک باشد تا نتایج به‌دست‌آمده قابل اطمینان باشد. با استفاده از نتایج آزمایش‌های ذکرشده در ادامه طراحی جزئی بخش عملگری سیستم ارائه خواهد شد.

با به‌دست‌آوردن نیروهای لازم برای انجام تمرینات توانبخشی انتخاب موتور الکتریکی و کلاچ‌ها امکان‌پذیر می‌گردد. با توجه به اینکه انتخاب این قطعات بر اساس گشتاور صورت می‌پذیرد، نیاز است تا قطر قرقره کابل‌جمع‌کن مشخص گردد. این قرقره علاوه‌بر جمع‌کردن کابل می‌بایست با چرخ‌دنده روی کلاچ کنترل‌کننده نیز درگیر باشد. قطر قرقره در طراحی ۲۷میلی‌متر درنظر گرفته شده. درنتیجه گشتاور نامی کلاچ‌های انتخاب‌شده می‌بایست حداقل ۰/۴۷۲نیوتن متر باشد و در انتخاب موتور مورد استفاده برای این سیستم نیز این مقدار باید مورد استفاده قرار گیرد. نکته قابل توجه در این اندازه‌گیری نیرویی، آن است که آزمایش‌های مربوط به این پژوهش روی یک فرد سالم صورت گرفته شده است. تفاوت میان افراد سالم و ناتوان نه تنها در توانایی انجام حرکات می‌باشد بلکه در میزان نیروی مورد نیاز برای انجام حرکات نیز می‌باشد. افراد ناتوان با توجه به طول دوره درمان خود و عدم استفاده از عضو در طول دوره درمان دچار اسپاسم عضلانی شده و در برخی موارد در صورت طولانی‌شدن دوره درمان نیروی قابل توجهی برای انجام حرکات نیاز می‌باشد.

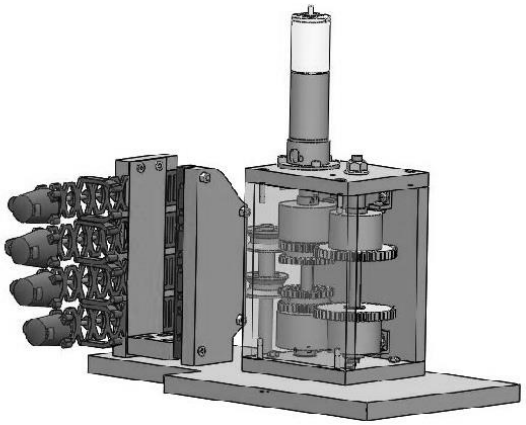
با توجه به محدودیت‌های موجود در آزمایش و بررسی روی افراد بیمار در این پژوهش، برای اطمینان از درنظرگرفتن نیروی مورد نیاز این افراد، ضریب اطمینان ۳ برای انتخاب موتور درنظر گرفته شده است. با درنظرگرفتن ضرایب اطمینان طراحی موتور الکتریکی ۱/۲نیوتن- متر برای به حرکت درآوردن کابل‌ها و یک جفت کلاچ ۱نیوتن- متر گشتاور نامی برای قرارگرفتن روی قرقره‌های کابل‌جمع‌کن درنظر گرفته می‌شود. کلاچ‌های کابل‌جمع‌کن با توجه به تقارن موجود در سیستم و برای کاهش المان‌های الکتریکی در طراحی لحاظ شده‌اند. با توجه به انتخاب تجهیزات الکتریکی سیستم طرح نهایی سیستم در شکل ۸ آورده شده است.



**شکل ۷)** نمای کلی از روش اندازه‌گیری نیروی لازم برای خم‌کردن و بازگرداندن مفاصل مختلف انگشتان دست به نقطه اول


www.SID.ir

Archive of SID



**شکل ۸)** مدل کامل سیستم توانبخشی آسیب‌دیدگی تاندون انگشتان دست

## ۵- نتیجه‌گیری

این مقاله با هدف طراحی یک سیستم توانبخشی برای انگشتان دست آسیب‌دیده از ناحیه تاندون صورت پذیرفته است. با توجه به مشاهدات اولیه بر روش توانبخشی سنتی انگشتان دست در این عارضه و همچنین عدم مشاهده طرح‌های مشابه در پژوهش‌های پیشین، با الهام‌گیری از ساختار آتل و توانبخشی سنتی به‌صورت هم‌زمان طرح کلی این مجموعه ارائه شده است. این طرح که مدل برگزیده میان ۳ مدل درنظرگرفته‌شده در ابتدای این پژوهش می‌باشد، از نظر کارآیی و تطابق با سایزهای مختلف انگشتان دست به‌میزان قابل قبولی موفق می‌باشد و تا میزان قابل توجهی هزینه‌های مربوط به ساخت و راه‌اندازی و محاسبات کنترلی را به‌دلیل استفاده از تنها یک المان الکتریکی پایین می‌آورد. یکی دیگر از مزایای اصلی این سیستم آن است که با استفاده از تنها یک عملگر الکتریکی توانایی به حرکت درآوردن ۱۲ بند مختلف انگشتان دست فراهم شده است.

**تشکر و قدردانی:** نویسندگان موردی بیان نکردند.

**تاییدیه اخلاقی:** نویسندگان موردی بیان نکردند.

**تعارض منافع:** نویسندگان موردی بیان نکردند.

**سهم نویسندگان:** وحید دهقان نیستانک (نویسنده اول)، پژوهشگر اصلی (۵۰%)؛ مجید محمدی مقدم (نویسنده دوم)، پژوهشگر کمکی (۲۰%)؛ علیرضا عباسی مشایی (نویسنده سوم)، پژوهشگر کمکی (۳۰%)

**منابع مالی:** نویسندگان موردی بیان نکردند.

## منابع

1- Von Groote PM, Bickenbach JE, Gutenbrunner Ch. The world report on disability-implications, perspectives and opportunities for physical and rehabilitation medicine (PRM). Journal of Rehabilitation Medicine. 2011;43(10):869-875.

2- Shokouhi M, Hosseini SA. Robotics and rehabilitation robotics: A functional method in Iranian medicine. The 1st Iranian Rehabilitation Robotics Conference, 2012 December 5, University of Social Welfare and Rehabilitation, Tehran, Iran. Tehran: University of Social Welfare and Rehabilitation; 2012. [Persian]

3- Schöffl V, Heid A, Küpper T. Tendon injuries of the hand. World Journal of Orthopedics. 2012;3(6):62-69.

4- Mesplié G. Hand and wrist rehabilitation: Theoretical aspects and practical consequences. Berlin: Springer; 2015.

5- Yavari M, Mohammad Sadeghi Sh, Mozaffari N. Evaluation of the results of early mobilization following flexor tendon repair of fingers. Research in Medicine. 2009;33(1):35-38. [Persian]

6- Evans RB. Managing the injured tendon: Current concepts. Journal of Hand Therapy. 2012;25(2):173-190.

7- Robertson JVG, Jarrassé N, Roby-Brami A. Rehabilitation robots: A compliment to virtual reality. Schedae. 2010;1(6):77-94.

8- 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.

9- Chiri A, Vitiello N, Giovancchini F, Roccella S, Vecchi F, Carrozza MC. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2011;17(5):884-894.

10- Loureiro RCV, Harwin WS. Reach & grasp therapy: Design and control of a 9-DOF robotic neuro-rehabilitation system. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007 June 13-15, Noordwijk, Netherlands. Piscataway: IEEE; 2007. pp. 757-763.

11- Schabowsky CN, Godfrey SB, Holley RJ, Lum PS. Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton rehabilitation robot. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2010;7:36.

12- Wege A, Hommel G. Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005 August 2-6, Edmonton, Canada. Piscataway: IEEE; 2005. pp. 3046-3051.

13- Ito S, Kawasaki H, Ishigure Y, Natsume M, Mouri T, Nishimoto Y. A design of fine motion assist equipment for disabled hand in robotic rehabilitation system. Journal of the Franklin Institute. 2011;348(1):79-89.

14- Taheri H, Rowe JB, Gardner D, Chan V, Gray K, Bower C, et al. Design and preliminary evaluation of the FINGER rehabilitation robot: Controlling challenge and quantifying finger individuation during musical computer game play. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2014;11(1):10.

15- Sooraj R, Jeevan TG, Akshay N, Bhavani RR. Design and Analysis of a parallel haptic orthosis for upper limb rehabilitation. International Journal of Engineering and Technology. 2013;5(1):444-451.

16- Agrawal 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):1774-1772.

17- Bouzit M, Burdea G, Popescu G, Boian R. The Rutgers Master II-new design force-feedback glove. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2002;7(2):256-263.

18- Yang J, Xie H, Shi J. A novel motion-coupling design for a jointless tendon-driven finger exoskeleton for rehabilitation. Mechanism and Machine Theory. 2016;99:83-102.

19- In H, Cho KJ, Kim K, Lee B. Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand


www.SID.ir

Archive of SID

exoskeleton. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2011, 29 June-1 July, Zurich, Switzerland. Piscataway: IEEE; 2011. pp. 1-6.
20- Susanto EA, Tong RKY, HO NSK. Hand exoskeleton robot for assessing hand and finger motor impairment after stroke. Journal of HKIE Transactions. 2015;22(2):78-87.
21- Kang BB, Lee H, In H, Jeong U, Chung J, Cho KJ. Development of a polymer-based tendon-driven wearable robotic hand. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2016 May 16-21. Piscataway: IEEE; 2016. pp. 3750-3755.
22- Yap HK, Lim JH, Nasrallah F, Hong Goh JC, Yeow CH. Characterisation and evaluation of soft elastomeric acuators for hand assistive and rehabilitation applications. Journal of Medical Engineering & Technology. 2016;40(4):199-209.
23- Polygerinos P, Wang Z, Galloway KC, Wood RJ, Walsh CJ. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. Robotics and Autonomous Systems. 2015;73:135-143.
24- Kadowaki Y, Noritsugu T, Takaiwa M, Sasaki D, Kato M. Development of soft power-assist glove and control based on human intent. Journal of Robotics and Mechatronics. 2011;23(2):281-291.
25- Noritsugu T, Yamamoto H, Sasakil D, Takaiwa M. Wearable power assist device for hand grasping using pneumatic artificial rubber muscle. SICE 2004 Annual Conference, 2004 August 4-6, Sapporo, Japan. Piscataway: IEEE; 2004. pp. 420-425.
26- Alexander B, Viktor K. Proportions of hand segments. International Journal of Morphology. 2010;28(3):755-758.
27- Shih HS, Shyur HJ, Lee ES. An extension of TOPSIS for group decision making. Mathematical and Computer Modelling. 2007;45(7-8):801-813.


www.SID.ir