

طراحی، مدلسازی و ساخت دستکش توانبخشی بادی با استفاده از پرینتر سه بعدی

چکیده: امروزه با پیشرفت علم رباتیک و فضای تعامل انسان و ربات، رویکردی با عنوان ربات نرم ارائه شده است که اصول کلاسیک طراحی و کنترل ربات را با مواد نرم و انعطاف پذیر ترکیب کرده است. در این مقاله یک روش نوین برای طراحی و مدلسازی یک عملگر بادی^۱ برای استفاده در دستکش توانبخشی بر پایه رباتیک نرم پیشنهاد شده و برای تجزیه و تحلیل ساختار آن و پاسخ عملگر در فشارهای مختلف از مدلسازی روش اجزای محدود استفاده شده است. در این تحقیق، تمرکز بر روش چاپ سه بعدی مستقیم برای ساخت یک عملگر نرم از جنس مواد پلی اورتان ترموپلاستیک است. یکی از چالش های مهم در مدلسازی اجزای محدود، انتخاب مدل رفتاری مناسب در مواد الاستومر است که بتواند وضعیت آن را در کرنش های مختلف شبیه سازی نماید. در مواد الاستومر به دلیل غیرخطی بودن رابطه بین تنش و کرنش، به جای قانون هوک از مدل های رفتاری هایپیرالاستیک استفاده می شود. در این مقاله، براساس نتایج آزمایش کشش تک محوره ماده کالیبره شده و مورد ارزیابی قرار گرفته است. در شبیه سازی با ترکیب پارامترهای مختلف طراحی در ساختار اولیه، عملگر از نظر قابلیت خمشی بهبود یافته و تنش و کرنش در مواد کاهش یافته است. علاوه بر این، در حالت تجربی نشان داده می شود که مسیر حرکت عملگر در طول دامنه حرکت انگشت ها می باشد و دستکش توانبخشی می تواند به انگشتان آسیب دیده کمک کند.

واژه های راهنما: ربات نرم، عضله مصنوعی، دستکش توانبخشی بادی، عملگر، پرینت سه بعدی، مدل اجزای محدود، تست تجربی

نفیسه قربانی

فرامی نژاد

کارشناسی ارشد،
مهندسی مکترونیک،
پردیس البرز دانشگاه تهران،
تهران

محمد رضا ذاکرزاده*

دانشیار،
دانشکده مهندسی مکانیک،
دانشکده گان فنی دانشگاه تهران،
تهران

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۰۲/۱۵

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۲/۱۸

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۰۶

Nafiseh Ghorbani
Farami Nezhad
MSc.,
Mechatronics
Engineering, Alborz
Campus University of
Tehran, Tehran

Mohammad Reza
Zakerzadeh*
Associate Professor,
Faculty of Mechanical
Engineering, College of
Engineering, University
of Tehran, Tehran

Design and manufacture of pneumatic rehabilitation gloves based on soft robotics

Abstract: Today, with the advancement of robotics science and the human-robot interaction space, an approach called soft robot has been presented, which combines the principles and controls of classic robot design with soft and flexible materials. In this article, a new method for designing and modeling a pneumatic actuator for use in rehabilitation gloves based on soft robotics is proposed, and finite element modeling (FEM) is used to analyze its structure and the response of the actuator under different pressures and choosing a suitable behavior model for elastomer materials that can simulate its status under different strains. As well as, the focus is on the direct 3D printing method to make a soft actuator from thermoplastic polyurethane materials. In elastomer materials, due to the non-linearity of the relationship between stress and strain, hyper elastic behavior models are used instead of Hooke's law. In this article, based on the uniaxial tensile test results, the material has been calibrated and evaluated. In the simulation by combining different design parameters in the primary structure, the actuator has been improved in terms of bending capability and the stress and strain in the material has been reduced. Further, the range of motion (ROM) of the robotic soft glove, which allows finger flexion with assistance.

Keywords: Soft robot, Artificial muscle, Pneumatic rehabilitation gloves, Actuator, 3D print, FEM, Experimental test

۱- مقدمه

ذاتاً ناهمسانگرد هستند، نوع جدید از عملگر پارچه‌ای با قابلیت خمشی را ارائه کرده‌اند. پوشش عملگر با استفاده از لایه‌سازی ساخته می‌شود که دیگر نیازی به روش‌های پیچیده برش و دوخت یا افزودن اجزایی مانند حفره هوا ندارد. همچنین برای تغییر خصوصیات مکانیکی منسوجات با استفاده از لایه دیگری از کامپوزیت‌های نساجی از جنس فیلم با قابلیت غیر قابل نفوذ هوا، استفاده شده است [۹].

در سال ۲۰۲۰ تحقیقاتی در دانشگاه آریزونا عضله مصنوعی بادی دیگری از جنس پارچه برای پوشیدنی‌های کمکی معرفی و ساخته شده است که دو پارچه اصلی که در آن استفاده شده، شامل پارچه نایلون و روکش پلاستیکی پلی اورتان ترموپلاستیک قابل ارتجاع می‌باشد که پارچه‌ای کشف با کششی دو جهته می‌باشد. خواص مواد پارچه‌های بافته شده به خصوصیات کرنش نخ‌های ساخته شده آنها بستگی دارد. ماهیت روش بافندگی، یک سیستم رشته متصل به هم پیوسته ایجاد می‌کند و در نتیجه پارچه‌ای پایدار، سفت و سخت می‌شود که با اعمال فشار هوا داخل عملگر پارچه‌ای، عملگر تغییر شکل می‌دهد. همچنین نمونه کاربردهای مختلف ربات پوشیدنی با تحریک عملگرهای بادی با پارچه نرم ارائه شده است [۱۰].

در سال ۲۰۲۰ محققان در دو دانشگاه فنلاند و چین دست رباتیک نرمی با کف دست نرم، الهام گرفته از انسان با مهارت چنگ زدن ارائه داده‌اند که عملگرهای خمشی نرم که به عنوان انگشت استفاده می‌شوند جز اصلی دست/ پنجه‌های رباتیک نرم هستند. عملگرهای بادی نرم مورد استفاده در این تحقیق، از نوع شبکه‌های بادی هستند. همچنین در این تحقیق، نوع بدیعی از انگشت ترکیبی خمشی نرم و با تلفیق ساختار شبکه‌هایی از حفره‌های داخلی با الهام از شبکه‌های بادی و استفاده از روش تقویت الیاف، طراحی شده است. شبکه‌های بادی با ۲ لایه پیوند داده می‌شود: لایه بالایی مبتنی بر سیلیکون که شامل حفره‌های بی‌شماری در داخل (مانند شبکه‌ها) و لایه زیرین از مواد غیر قابل انعطاف است. هنگامی که عملگر متورم می‌شود، لایه بالایی گسترش می‌یابد و لایه پایین عملگر به طور ثابت می‌باشد که موجب حرکت خمشی عملگر می‌شود. در واقع عملگر تقویت شده با الیاف شامل یک ساختار شبکه‌هایی منعطف، یک لایه غیر قابل انعطاف و الیاف است که مکانیسم خمش آن مشابه عملگر شبکه‌های بادی است. از تقویت‌کننده الیاف برای جهت دادن به حفره‌ها در محور کششی و جلوگیری از انبساط بی‌فایده در محور شعاعی استفاده شده است. با توجه به روش ساخت چند مرحله‌ای

رباتیک نرم زیرشاخه‌ای از رباتیک است که با الهام از طبیعت و موجودات زنده و با ساختاری بسیار نرم به طراحی، کنترل و ساخت ربات‌های متشکل از مواد انعطاف‌پذیر می‌پردازد. ربات‌های نرم برخلاف ربات‌های سخت که از فلز، سرامیک و پلاستیک سخت ساخته شده‌اند، می‌توانند قابلیت‌های خود را در تماس نزدیک با انسان به دلیل انطباق، امپدانس کم و توانایی دستیابی به حرکات پیچیده، تغییر شکل و با ایجاد درجاتی از آزادی بهبود بخشند [۱]. همچنین بازوی ربات‌ها با بدنه سخت می‌توانند از مؤلفه‌های انتهایی نرم استفاده کنند تا به آرامی اشیاء ظریف یا نامنظم را بگیرند و جابه‌جا کنند [۲]. عملگرهای نرم برای ایجاد واکنش و حرکت به سیستم فعال‌سازی یا تحریک نیاز دارند و انواع روش‌های فعال‌سازی عملگر رباتیک نرم مانند تحریک عملگر کابلی با تاندون [۳]، فعال‌سازی عملگر آلیاژ حافظه‌دار با حرارت، فعال‌سازی الکتریکی در پلیمرهای الکترواکتیو و فعال‌سازی عملگر سیال با استفاده از هیدرولیک یا بادی می‌باشند [۴]، [۵]، [۶]. نمونه ابتدایی عملگرهای تحریک شده با سیال، عملگر نرم بادی از نسل عملگر مک‌کین است که با شکل لوله‌ای و از جنس سیلیکون با فعال‌سازی فشار هوا، حرکات انقباض محوری و انبساط شعاعی ایجاد می‌کند [۷]. تاکنون عملگرهای نرم بسیاری از جنس مواد نرم مختلف و یا پارچه ساخته شده است.

در سال ۲۰۱۴ تحقیقات انجام شده در دانشگاه هاروارد یک دستکش توانبخشی پوشیدنی ارائه شده است که شامل عملگرهای نرم هیدرولیکی از نوع عملگرهای الاستومر سیال و ارزان قیمتی است که از لوله الاستومری از نسل عملگر مک‌کین ساخته شده است. به‌طوریکه از تقویت‌کننده‌های الیاف برای کنترل انگشتان استفاده می‌کند. عملگرهای نرم هیدرولیکی به سمت پشت دست سوار شده و در نتیجه همانند یک کف دست طراحی شده است. سنسورهای فشار سیال به‌طور یکپارچه فشار داخلی عملگرهای نرم را اندازه‌گیری می‌کنند و امکان کنترل خم شدن/ کشش انگشت را فراهم می‌کنند. تمام اجزای الکترومکانیکی در یک بسته کمر بند کمری قابل حمل نصب شده‌اند تا بتوانند توانبخشی را انجام دهند [۸].

در سال ۲۰۱۹ تحقیقاتی در دانشگاه هاروارد صورت گرفته که منسوجات و پارچه را به عنوان مواد امیدوار کننده‌ای برای تحقق نسل بعدی ربات‌های نرم بادی معرفی کرده است. با بهره‌گیری از خواص منسوجات که سبک، سازگار، قابل کشش و

بدست می‌آیند) می‌باشد. با مقایسه پیشینه عملگرهای نرم با مکانیزم‌های متفاوت و مواد مختلف مانند عملگرهای سیلیکونی و روش‌های فعال‌سازی متفاوت و بررسی نتایج عملکرد آنها در مقایسه با عملگر ساخته شده در این تحقیق درمی‌یابیم که این عملگر بادی از جنس TPU و با روش ساخت سریع‌تر و فعال‌سازی ساده‌تر، قدرت و استحکام بیشتر، سازگار با محیط، ایمن به عنوان عملگر ربات همکار و همچنین با عملکرد دقیق و از درصد صحت بالایی برخوردار است.

۲- مدلسازی

امروزه برای تولید عملگرهای نرم با در نظر گرفتن مواد هایپیرالاستیک و الاستومر و امکان استفاده آن در فناوری چاپ سه بعدی آنها را به موادی قابل استفاده در رباتیک نرم تبدیل کرده‌اند. ابتدا برای مدلسازی مواد الاستومری باید رفتار فیزیکی و هندسی غیرخطی آنها را در محاسبات در نظر گرفت. به علت رفتار هندسی پیچیده و غیرخطی، رفتار مواد هایپیرالاستیک را تنها به صورت تحلیلی نمی‌توان مورد بررسی قرار داد. امروزه مدل‌های رفتاری هایپیرالاستیک در نرم‌افزارهای اجزای محدود متعددی همچون آباکوس به منظور تحلیل الاستومرها توسعه یافته است. انتخاب یک مدل رفتاری مناسب و تخمین پارامترهای آنها که بتواند رفتار الاستومرها را در کرنش‌های مختلف به خوبی محاسبه کند، چالشی در مدلسازی اجزای محدود این مواد محسوب می‌شود. در ادامه مقاله پس از معرفی مدل‌های رفتاری مواد هایپیرالاستیک و انتخاب مدل مناسب، رفتار تنش و کرنش ماده با شبیه‌سازی مورد ارزیابی قرار گرفته است؛ به‌طوریکه مدل رفتاری با بدست آوردن پارامترها (ضرایب) در مدل و با استفاده از برازش نمودار تنش و کرنش بدست آمده از مدل تئوری و نمودارهای آزمایشگاهی به دست می‌آید.

۲-۱- تعیین پارامترهای مدل رفتاری

راه درست برای بدست آوردن پارامترهای مدل‌های رفتاری استفاده از داده‌های حاصل از آزمایش‌های تجربی است. برای انتخاب مدل مناسب به منظور تحلیل الاستومرها و تخمین رفتار آنها، باید مراحل زیر در نظر گرفته شود:

- ۱- بدست آوردن خواص مواد و رفتار آزمایشگاهی
- ۲- برازش منحنی آزمایشگاهی با مدل‌های رفتاری الاستومرها
- ۳- اعتبار سنجی مدل‌های رفتاری با نتایج آزمایشگاهی
- ۴- انتخاب مدل رفتاری مناسب برای الاستومر

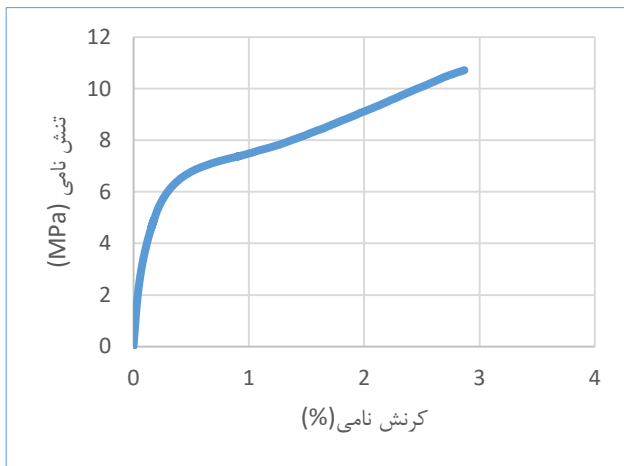
عملگر و مواد مختلف به کار گرفته شده، بهترین زاویه خمش با ۵۰ کیلوپاسکال معادل ۱۵۰ درجه خمیدگی می‌باشد [۱۱]. اخیراً نوعی از عملگرهای نرم از جنس الاستومرها ارائه شده است که با ادغام فناوری‌های ماهیچه‌های مصنوعی روی ساختار شبکه‌های بادی نرم تمرکز دارد. ساختار این عملگرها از محفظه‌های متصل ساخته شده است که پس از تحت فشار هوا قرار گرفتن باعث خم شدن کل عملگر می‌شود. غالباً عملگر نرم از جنس مواد هایپیرالاستیک می‌باشد که به دلیل مدل رفتاری و خاصیت غیرخطی ماده و کرنش‌های بزرگ، موانعی بوجود می‌آید. در این مقاله طراحی بهینه یک عملگر تحریک شده با هوا (بادی) و ساخته شده از مواد ترموپلاستیک پلی اورتان (TPU) و با استفاده از تکنیک چاپ سه بعدی انجام شده است که در مقایسه با طرح‌های اولیه عملگر بادی، ماده مورد استفاده کرنش کمتری را تجربه می‌کند. بعد از بدست آوردن مدل رفتاری مناسب این ماده، به طراحی عملگر پرداخته می‌شود. طراحی عملگر توسط نرم‌افزار سالیدورکز^۱ انجام شده است و سپس برای شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس^۲ هر طرح بارگذاری شده و تنظیمات اولیه داده‌های ماده و فشارهای وارده در نقاط مختلف با دقت در نظر گرفته شده است. پس از هر بار طراحی با تغییر پارامترهای ساختار مکانیکی عملگر، میزان جابه‌جایی و زاویه خمش عملگر مورد بررسی قرار می‌گیرد. در نتیجه، پس از آنالیز، طرح بهینه در مدل اجزای محدود با استفاده از تکنیک چاپ سه بعدی، به عنوان عملگر ماهیچه مصنوعی ربات پوشیدنی تولید می‌شود.

برخلاف ربات‌های معمولی و صلب که سینماتیک و معادلات لینک‌های اتصال آنها شکل تحلیلی دارند، ساختار ربات‌های نرم اغلب پیچیده‌تر از آن است که بتوان رفتار آنها را با معادلات ریاضی به صورت تحلیلی مدلسازی و شبیه‌سازی کرد. بنابراین در این مقاله برای تشخیص مسیر حرکت عملگر با استفاده از مدل اجزای محدود (FEM)، رویکرد متفاوتی ارائه شده است و میزان قابل قبولی از خمش و دامنه حرکت بدست آمده است. نوآوری در این تحقیق و برای اولین بار در ایران، ساخت عملگر بادی از جنس ترموپلاستیک پلی اورتان TPU می‌باشد که با میزان فشار هوای ۵۰ الی ۸۰ کیلو پاسکال، به زاویه چرخش ۱۷۰ الی ۳۲۰ درجه فعال می‌رسد و به‌منظور فعال‌سازی، پس از طراحی صفحه کنترل می‌تواند کارایی لازم برای استفاده در دستکش توانبخشی را ارائه دهد. مزیت ساخت این عملگر، درصد دقت و صحت عملکرد آن و همچنین روش ساخت آن (چاپ با پرینتر سه بعدی) نسبت به عملگرهای سیلیکونی (که با قالب‌سازی

²Abaqus

¹SolidWorks

روی نمونه مستطیل شکل از جنس ماده TPU با ضخامت ۱ میلی-متر در دمای اتاق (۲۵ درجه سلسیوس)، انجام شده است. مطابق شکل (۱) داده‌های تجربی تبدیل به داده‌های تنش و کرنش مهندسی شده است؛ همانطور که در نمودار غیرخطی تنش و کرنش در شکل (۱) مشاهده می‌شود، فقط در کرنش‌های کوچک رابطه تنش و کرنش خطی می‌باشد که محدود به ۵ الی ۱۰ درصد نمودار می‌باشد.



شکل ۱ تنش-کرنش نامی

۲-۳- فرمولاسیون تابع اگدن

مدل‌های رفتاری نئو هوکین، مونی ریولین و اگدن جزء مدل‌های مشهور و پرکاربرد در زمینه مواد ارتجاعی هستند که در بین آنها مدل اگدن یک مدل فوق ارتجاعی است که برای توصیف رفتار غیرخطی تنش و کرنش مواد هایپرالاستیک مانند سیلیکون، رزین، پلیمرها و بافت بیولوژیکی استفاده می‌شود. این مدل توسط ریگموند اگدن در سال ۱۹۷۲ توسعه یافت که مانند سایر مدل‌های هایپرالاستیک، فرض می‌شود رفتار ماده را می‌توان با استفاده از تابع چگالی انرژی توصیف کرد و روابط بین تنش و کشش را بدست آورد. در مدل اگدن، تابع انرژی کرنشی (رابطه ۱) بر حسب کرنش‌های اصلی λ_1 و λ_2 و λ_3 بیان شده است [۱۶]. برای مواد تراکم ناپذیر (رابطه ۳)، حاصل ضرب این مقادیر مساوی یک است. این مدل قابلیت استفاده در تغییر شکل‌های بزرگ را دارد که اندازه‌گیری مقادیر کشش‌های اصلی یکی از مزیت‌های مدل اگدن محسوب می‌شود:

$$U = \sum_{p=1}^N \frac{2\mu_p}{\alpha_p^2} (\lambda_1^{-\alpha_p} + \lambda_2^{-\alpha_p} + \lambda_3^{-\alpha_p} - 3) + \sum_{p=1}^N \frac{1}{D_p} (J_{e1} - 1)^{2p} \quad (1)$$

یکی از پارامترهای مهم در طراحی عملگر بادی، انتخاب ماده الاستومر سازنده عملگر می‌باشد. شبکه‌های بادی نرم معمولاً از دو ماده ساخته می‌شوند؛ لاستیک سیلیکون و ترموپلاستیک پلی اورتان. این دو ماده مرسوم مورد استفاده برای ساخت عملگر شبکه بادی هستند که سیلیکون نسبت به TPU انعطاف پذیری بیشتری نشان می‌دهد و بیشتر برای ساخت عملگرهای بادی استفاده می‌شود. فرآیند ساخت عملگر سیلیکون به دلیل آنکه فقط با ریخته‌گری و فرآیند قالب‌گیری انجام می‌شود، زمانبر و پیچیده‌تر است. در این تحقیق برای بدست آوردن نتایج قابل قبول، از فرآیند چاپ سه بعدی و ماده TPU استفاده شده است. این ماده در رده الاستومرهای ترموپلاستیک قرار دارد که دارای دو ویژگی ترموپلاستیک و الاستومری هستند [۱۲]. ترکیب این دو ویژگی به آن این توانایی را می‌دهد که تا حد متوسط کشیده شود و از استحکام بالایی برخوردار باشند. همانطور که از برخی داده‌های اصلی مکانیکی که توسط شرکت سازنده ارائه شده در جدول (۱) مشاهده می‌شود، فیلامنت مورد استفاده انعطاف‌پذیری و مقاومت کششی بالایی دارد.

جدول ۱ خواص گرمایی مواد مورد استفاده در ذخیره گرمای محسوس

سختی A	آزمون کشش	استحکام کششی	چگالی
۹۰±۲	%	MPa	g/cm ³
۴۰۰≥	≥۱۴	۲/۱±۰/۱	

در مواد الاستومری به دلیل غیرخطی بودن رابطه بین تنش و کرنش ارتجاعی، رفتار هایپرالاستیک به جای قانون هوک برقرار است. در مواد الاستومر مانند TPU، در کرنش‌های کوچک با فرض خطی بودن روابط بین تنش و کرنش، می‌توان آنها را مانند سایر مواد الاستیک متعارف طراحی کرد؛ اما در این حالت مدول یانگ فقط می‌تواند مربوط به مقادیر تنش و کرنش نزدیک به صفر باشد و از آنجا که هدف ما دستیابی به تغییر شکل‌های بزرگ است، نمی‌توان این فرض را اعمال کرد. تنها روش مطمئن برای تعیین روابط مورد نیاز بین تنش و کرنش، بدست آوردن آنها در نتیجه آزمایش تجربی کشش است [۱۳]، [۱۴].

۲-۲- رفتار آزمایشگاهی

اغلب برای به دست آوردن نتایج مناسب در یک ماده همسانگرد قابل انعطاف، داده‌های آزمایش تجربی تک محوره کافی است [۱۵]. آزمایش کشش تک محوره در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه تهران

$$\rightarrow \sigma_1 = \sum_{n=1}^N \mu_n \left(\lambda_1 - \lambda_1^{-\frac{1}{2}} \right)^{\alpha_n}$$

تناسب کرنش λ از رابطه (۱۰) را در رابطه (۸) جایگذاری می‌کنیم:

$$\sigma_2 \rightarrow p = \sum_{n=1}^N \mu_n \lambda_1^{-\frac{1}{2} \alpha_n} \quad (11)$$

سپس فشار هیدرواستاتیک p به دست آمده از رابطه (۹) را در σ_a رابطه (۶) جاگذاری می‌کنیم:

$$\sigma_1 = - \sum_{n=1}^N \mu_n \lambda_1^{-\frac{1}{2} \alpha_n} + \sum_{n=1}^N \mu_n \lambda_1^{\alpha_n}$$

$$\sigma_1 = \mu_1 \left(\lambda_1 - \lambda_1^{-\frac{1}{2}} \right)^{\alpha_1} + \mu_2 \left(\lambda_1 - \lambda_1^{-\frac{1}{2}} \right)^{\alpha_2} + \mu_3 \left(\lambda_1 - \lambda_1^{-\frac{1}{2}} \right)^{\alpha_3} \quad (13)$$

و ضرایب را از معادله (۱۴) بدست می‌آوریم.

$$\sigma_1(\lambda_1) = \begin{cases} \mu_1, & \alpha_1 \\ \mu_2, & \alpha_2 \\ \mu_3, & \alpha_3 \end{cases} \quad (14)$$

۲-۴- برآزش منحنی و اعتبار سنجی

برای شبیه‌سازی ماده TPU در نرم‌افزار آباکوس ضرایب ماده را نیاز می‌باشد که متشکل از دو دسته مجهول در سری رابطه (۱۳)، ضرایب μ_p و α_p تا $p=3$ می‌باشد؛ ورودی سری دو دسته داده تجربی کشش و کرنش ماده است که قبلاً تبدیل به کشش و کرنش تک محوری شده است.

در این شرایط جهت حداقل‌سازی خطای بین سیگمای بدست آمده از طریق پیش بینی ضرایب μ و α در فرمول و مقادیر واقعی سیگما توسط الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات^۱ در طی ۱۰۰۰ تکرار ضرایب بهینه با نرم افزار متلب بدست آورده شده است.

بدین ترتیب ترکیب داده‌های آزمایشگاهی و الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات برای برآزش منحنی، ثابت‌های μ_p و α_p ماده هایپرااستیک بدست آمده است که در جدول (۲) مشاهده می‌شود. در نتیجه ضرایب آگدن نیز از این الگوریتم تخمین زده شده است که نتایج و صحت آن را در مقایسه با داده‌های تنش و کرنش مهندسی در مراحل بعدی بررسی شده است.

$$\bar{\lambda}_p = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_p \quad (2)$$

همچنین در رابطه (۲) کشیدگی‌های اصلی تابع انرژی برابر با دترمینان ژاکوبین $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$ است و J_{e1} نسبت حجم الاستیک می‌باشد. μ_p و α_p رفتار برشی و D_p تراکم‌پذیری مواد را در نظر می‌گیرند:

$$\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (3)$$

با فرض اینکه ماده دارای خواص همسانگرد (رابطه ۳) می‌باشد و تنش و کرنشی تک محوری دارد، کرنش‌های اصلی را می‌توان به صورت زیر بیان کرد:

$$\lambda_1 = \lambda, \lambda_2 = \lambda_3 \quad (4)$$

از روابط (۳) و (۴)، رابطه‌ی (۵) بین کرنش‌ها بدست آمده است:

$$\lambda_2 = \lambda_3 = \lambda^{-\frac{1}{2}} \quad (5)$$

رابطه کلی تنش به صورت رابطه‌ی (۶) می‌باشد:

$$\sigma_2 = -p + \sum_{n=1}^N \mu_n \lambda_2^{\alpha_n} = 0 \quad (6)$$

$$a = 1, 2, 3, \dots$$

رابطه (۷) تنش روی محورهای اصلی می‌باشد:

$$\rightarrow \sigma_1, \sigma_2 = \sigma_3 = 0 \quad (7)$$

$$\rightarrow \sigma_2 = -p + \sum_{n=1}^N \mu_n \lambda_2^{\alpha_n} = \quad (8)$$

چون فقط کشیدگی تک محوره است، مقادیر غیر قطر اصلی ماتریس (۹) برابر صفر است:

$$\rightarrow p = \sum_{n=1}^N \mu_n \lambda_2^{\alpha_n}$$

$$F = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (9)$$

از آنجا که ماده تراکم ناپذیر است، $J=1$ است و رابطه (۱۰) بدست می‌آید:

$$J = dt(F)$$

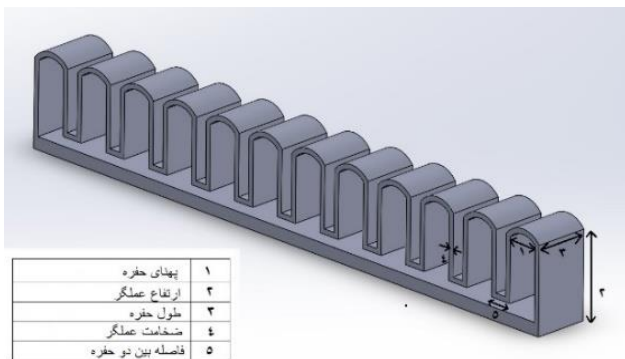
$$\lambda_2 = \lambda_3$$

$$J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \rightarrow \lambda_1 \lambda_2^2 = 1 \quad (10)$$

¹ Particle Swarm Optimization (PSO)

اولیه عملگر بادی از جنس TPU در نظر گرفته شده است شامل این موارد است: (۱) عملگر باید حداقل فشار ۱ بار را تحمل کند، (۲) حداکثر تنش در عملگر نباید بیشتر از مقاومت تسلیم ماده مورد استفاده، که ۱۰ مگاپاسکال است، باشد، (۳) سطح مقطع عملگر نباید بیش از ۲۰ در ۲۰ میلی‌متر باشد تا ابعاد آن تقریباً متناسب با ابعاد انگشت انسان باشد [۲۱]، [۲۲].

نتایج مدلسازی طراحی اولیه عملگر در جدول (۳) نشان داده شده است و کل ساختار را می‌توان با مجموع ۷ پارامتر توصیف کرد که مقدار اولیه آنها در جدول ارائه شده است. در طراحی نمونه اولیه عملگر با کاهش ضخامت دیواره، میزان چرخش و خمیدگی عملگر افزایش یافته است و در نمونه دوم با افزایش ضخامت کف، زاویه چرخش بهبود یافته است و با تغییر اندازه حفره‌ها، زاویه چرخش تا ۲۲۷ درجه افزایش یافته است. اما با مقایسه این مقادیر، پارامترهایی چون طول و ارتفاع تاثیر چندانی در زاویه خمیدگی ندارند و در عوض ضخامت لایه‌ها، عرض حفره‌ها و فاصله بین حفره‌ها بیشترین تاثیر را بر روی زاویه خمیدگی می‌گذارند.



شکل ۲ برشی از ساختار نمونه اولیه شامل ۱- عرض حفره، ۲- ارتفاع عملگر، ۳- طول عملگر، ۴- ضخامت، ۵- فاصله بین حفره‌ها

جدول ۳ مقایسه پارامترهای نمونه اولیه عملگر طراحی شده

پارامترها	نمونه اولیه	نمونه دوم	نمونه سوم
عرض عملگر (mm)	۱۷	۱۶	۱۵
فاصله حفره (mm)	۲/۴	۲/۴	۱/۸
عرض حفره (mm)	۴/۸	۵/۶	۵/۶
ضخامت دیواره (mm)	۱/۶	۱/۲	۱/۱
ضخامت کف (mm)	۱/۶	۱/۲	۲/۸
طول عملگر (mm)	۱۲۲	۱۲۲/۵	۱۲۲/۵
زاویه خمش (°)	۱۴۳	۱۷۴	۲۲۷

جدول ۲ مقایسه نتایج شبیه‌سازی و مطالعه تجربی

ضرایب μ (MPa)	ضرایب α
μ_1	α_1 ۱/۶۱۰۵
μ_2	α_2 ۹/۰۵۵۳
μ_3	α_3 ۳/۴۲

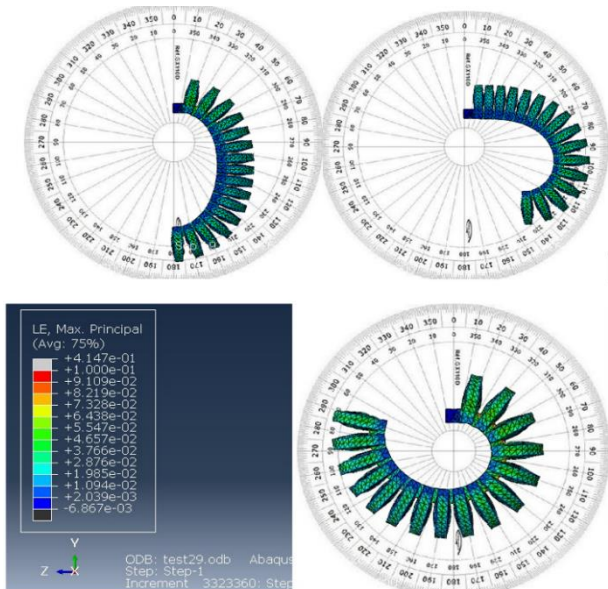
۲-۵- طراحی عملگر نرم بر مبنای پارامترها

دستکش توانبخشی متشکل از عملگرهای نرم با ساختار شبکه‌ای از حفره‌های متوالی است که نوع فعال‌سازی آن به روش عملگرهای بادی می‌باشد [۱۷]. برای مدلسازی و کنترل عملگر بادی از رویکردهای بیولوژیکی الهام گرفته شده است. از همین روش برای شبیه‌سازی ربات‌هایی همانند برخی حیوانات (مانند ماهی مرکب، ستاره دریایی و کرم‌ها)، که هیچ اسکلت داخلی سفت و سختی ندارند، استفاده شده است [۱۸]، [۱۹]. نمونه اولیه عملگر نرم از طبیعت شبیه‌سازی شده است که منبع الهام چندین طرح بیولوژیکی بوده است. درک اصول کار و کنترل موجودات نرم (مانند اختاپوس) منجر به طراحی مدلی برای کنترل ربات‌های نرم شده است. مطالعه این سیستم‌ها برای توسعه و پیاده‌سازی سیستم‌های رباتیک نرم، بر درک ما از مکانیک و کنترل سیستم‌های طبیعی مرتبط، تاثیر گذاشته است. برای شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس داده‌های ورودی را می‌توان به دو صورت داده‌های تنش و کرنش مهندسی و ضرایب آگدن برای تنظیمات اولیه برای هر طراحی در نظر گرفت. طراحی اولیه عملگر در نظر گرفته شده در این تحقیق، شامل شبکه‌ای از حفره‌های متوالی است که به صورت پشت سرهم و با فاصله مشخص از هم قرار گرفته‌اند (شکل ۲). با اعمال فشار هوا عملگر متورم و کانال‌ها منبسط می‌شوند و باعث تغییر شکل عملگر در جهت طولی می‌شوند. رفتار عملگر نرم را می‌توان با تنظیمات پارامترهای طراحی و ویژگی‌های ساختاری^۱ تغییر داد. به عنوان مثال عملگر با دیواره ضخیم‌تر، سخت‌تر از یک عملگر با دیواره نازک از همان ماده است. بنابراین به منظور مدلسازی، به طور کلی اثرات پارامترهای طراحی عملگر مانند: ضخامت دیواره، فاصله بین حفره‌های متوالی، ضخامت لایه زیرین مورد بررسی قرار گرفته می‌شود و با استفاده از تجزیه و تحلیل اجزای محدود و آزمایش تجربی، پارامترهای بهینه بدست می‌آید [۲۰].

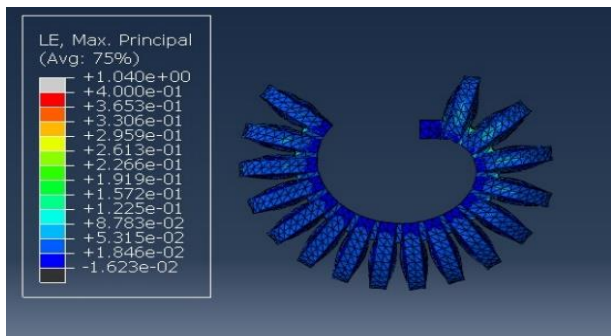
همچنین طبق مطالعات انجام گرفته، به جز تغییرات پارامترهای ساختاری، مهمترین نکاتی که برای طراحی نمونه

¹ Morphology

در طرح سوم برای بهبود نتایج، با تغییر پارامترها ضخامت کل به $1/2$ میلی‌متر، طول عملگر ۹۴ میلی‌متر، رسیده است شکل (۵). همچنین تعداد حفره‌ها و طول عملگر افزایش پیدا کرده است. در نرم‌افزار آباکوس، لبه‌های خارجی و داخلی مدل با بیشترین ضریب گرد شدن که تأثیر در کاهش تنش دارد، تنظیم شده است.



شکل ۵ بررسی حرکت و کرنش طرح سوم



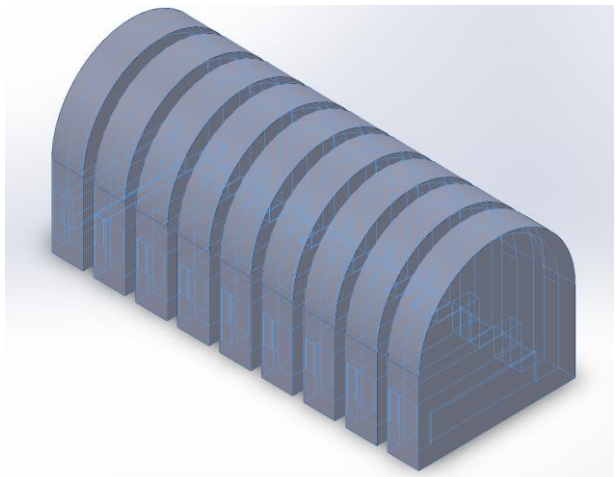
شکل ۶ چرخش و کرنش طرح سوم با استفاده از مدل اجزای محدود با ضرایب اگدن

پس از آنالیز مدل اجزای محدود برای طرح سوم، در حالت تئوری زاویه خمش تا ۲۹۳ درجه افزایش یافته و همچنین کرنش تا ۴۱٪ کاهش یافته است شکل (۵) و همانطور که مشاهده می‌شود حرکت و چرخش عملگر در طول مسیر شبیه‌سازی، تقریباً به صورت دایره‌ای می‌باشد. در شکل (۶) نتایج مدل‌سازی مشاهده می‌شود که با استفاده از ضرایب مدل اگدن بدست آمده در طرح سوم مشاهده می‌شود، در شبیه‌سازی زاویه چرخش با ضرایب اگدن در فشار ۸۰ کیلوپاسکال برابر با ۳۰۵ درجه و مشابه با داده‌های تک محوره می‌باشد.

نکته حائز اهمیت این است که فعال‌سازی عملگر در میزان بالایی از فشار هوا و در حدود ۵۰۰ کیلوپاسکال امکان‌پذیر است که از معایب طراحی اولیه است.

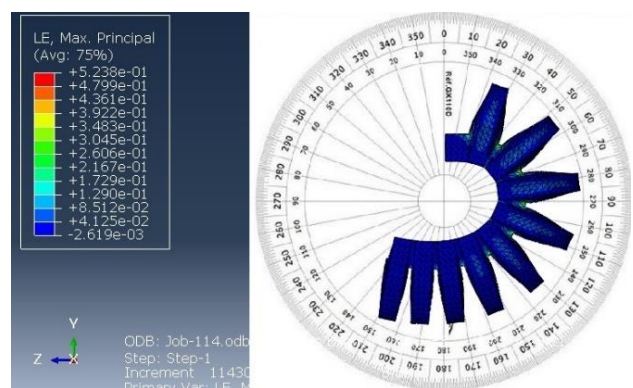
۲-۶- طراحی با رویکرد جدید

با بررسی نتایج پارامترها و در نظرگرفتن رویکردی متفاوت، در ساختار طرح جدید یک حفره را به طور مجزا طراحی کرده و سپس حفره‌ها با یک تونل به هم متصل شده است مطابق شکل (۳)؛ به طوری‌که در طرح اول با طول عملگر ۵۲ میلی‌متر، تغییرات در ابعاد تونل با عرض ۱۲ میلی‌متر، سبب تغییر زاویه خمش می‌شود.



شکل ۳ طراحی اولیه ساختار جدید

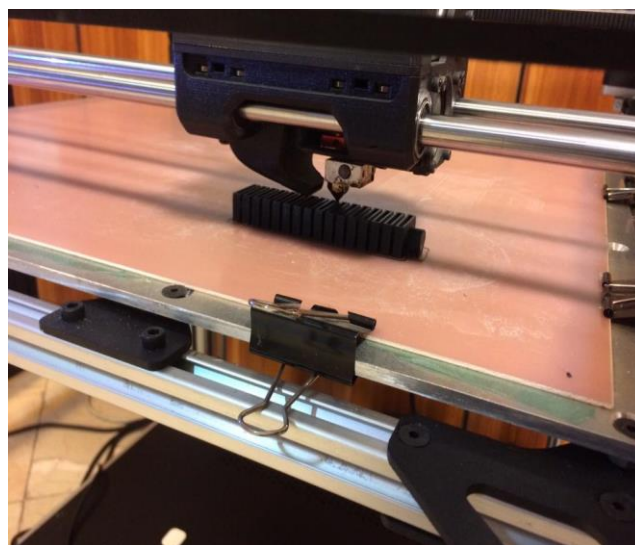
در طرح دوم، عرض و ارتفاع تونل کاهش یافته است که زاویه خم شدن را افزایش می‌دهد که مطابق شکل (۴) حداکثر تنش را کاهش می‌دهد. همچنین با استفاده از نتایج مدل‌سازی اولیه، کاهش ضخامت دیواره‌ها باعث افزایش خمیدگی و کاهش تنش در ماده شده است.



شکل ۴ حرکت و کرنش طرح دوم

۳- بحث و نتایج

پس از نتایج طرح‌های مختلف و بررسی پارامترها، طرح سوم به عنوان طرح بهینه عملگر، برای چاپ سه بعدی و ساخت به رابط پرینتر سه بعدی داده شده است. برای ساخت عملگر از دستگاه پرینتر سه بعدی صنعتی s3030 استفاده شده به طوری که چاپ با دقت و سرعت مناسب و به صورت لایه لایه انجام شده است (شکل ۷).



شکل ۷ عملگر در حین چاپ سه بعدی

همانطور که در شکل (۸) مشاهده می‌شود، انتهای عملگر ثابت شده است و یک دوربین با کیفیت بالا و با استفاده از سه پایه، عملگر را از کنار مشاهده می‌کند تا مسیر خمشی نوک آن را بتوان مشاهده کرد. دوربین با استفاده از یک صفحه شطرنجی در پس‌زمینه عملگر ثبت و تراز شده است که دقت اندازه‌گیری را افزایش می‌دهد.

در شکل (۸) به ترتیب از سمت راست، عملگر با فشار ۱۲ کیلوپاسکال به خمیدگی در حدود ۹۰ درجه می‌رسد و در فشار ۳۴ کیلوپاسکال به خمیدگی ۱۸۶ درجه و در فشار ۴۵ کیلوپاسکال به خمیدگی ۲۶۵ درجه و در نهایت عملگر با فشار ۶۵ کیلوپاسکال به زاویه ۳۲۰ درجه خمیدگی دست یافته است.

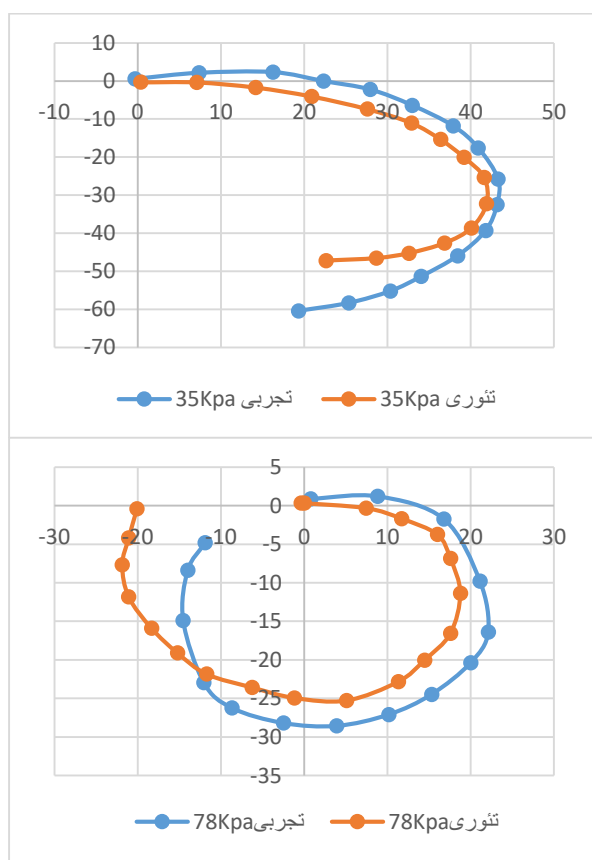


شکل ۸ بررسی حرکت طرح سوم به صورت تجربی

۳-۱- مسیریابی سطح زیرین عملگر در فشارهای مختلف

در نمودارهایی که در ادامه ارائه می‌شود انحنای خمشی داده-های FEM (تئوری) و داده‌های تجربی عملگر که به صورت افقی با محور Z تراز شده، مقایسه شده است و انتهای آزاد عملگر در جهت عقربه‌های ساعت از نقطه (۰،۰) خم می‌شود.

در شکل (۹) میزان جابه‌جایی سطح زیرین عملگر، در راستای محور Z و Y تحت دو فشار مختلف، (۷۸ KPa و فشار ۳۵ KPa) مقایسه شده است.



شکل ۹ مقایسه تئوری و تجربی جابه‌جایی سطح زیر عملگر در فشار ۳۵ KPa (شکل بالا) و در فشار ۷۸ KPa (شکل پایین)

برای کاهش خطا در مدلسازی عملگرها از طرح ساده شده آن (بدون لبه‌های منحنی و مخروطی) استفاده شده است تا به همگرایی نتایج تئوری در شبیه‌سازی و نتایج تجربی کمک کند. میزان تغییرات جابه‌جایی در فشارهای مختلف مشابه و قابل پیش‌بینی بوده است و درصد خطا پایین می‌باشد با این حال در برخی از طرح‌ها (معمولاً آنهایی که بیشترین تغییر شکل را دارند) نتایج همگرا (در فشارهای مختلف) نمی‌شوند، بنابراین فشاری را که می‌توان نتایج را در آن مقایسه کرد محدود می‌کند. برای بهبود درصد خطا و نتایج مقایسه انحنای خمشی عملگر در مدل

این دستکش برای کمک به بیماران و بازیابی قدرت، مهارت، هماهنگی، همچنین بازیابی عملکرد در طول دامنه حرکت انگشت آنها است. دامنه حرکت، اندازه‌گیری مسافت و جهتی است که مفصل می‌تواند تا پتانسیل کامل خود حرکت کند [۲۵]. برای رسیدن به زاویه توانبخشی مناسب انگشت‌ها حداکثر زاویه ۱۶۰ کافی می‌باشد. عملگر به تنهایی برای رسیدن به زاویه ۱۶۰ به فشار ۳۶ کیلوپاسکال نیاز دارد ولی با در نظر گرفتن مقاومت پارچه برای رسیدن به زاویه ۱۶۰ حدوداً به فشار ۱۴۳ کیلو-پاسکال نیاز دارد. برای خم شدن تا زاویه ۱۶۰ درجه، باید بر عملگرهای دستکش پوشیده در دست کاربر فشاری حدود ۲۲۱ کیلوپاسکال وارد شود و با فشار ۲۱۴ برای هر عملگر در دستکش، زاویه ۱۶۶ درجه مشاهده می‌شود. بنابراین برای این نوع دستکش با مشخصات مقاومت پارچه، میزان حداقل ۲۱۴ کیلوپاسکال برای خمیدگی زاویه هدف در هر انگشت لازم است.

۳-۴- مشخصه مسیر حرکت

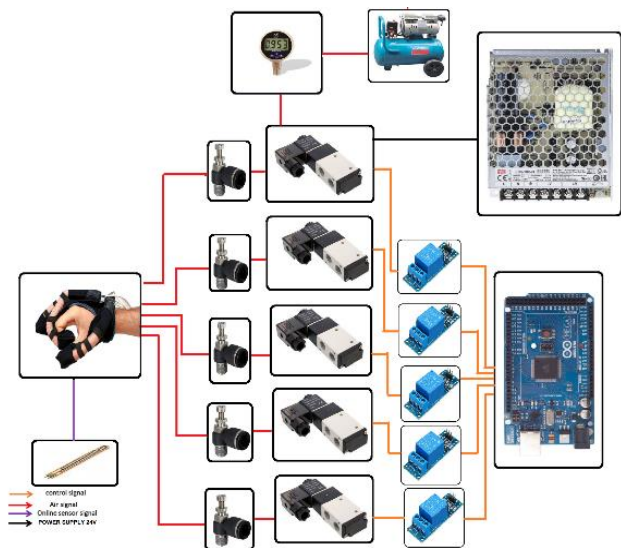
آناتومی دست یکی از پیچیده‌ترین قسمت‌های سینماتیکی بدن انسان است که دارای ۲۰ درجه آزادی برای کل انگشتان است: یک درجه برای دور و نزدیک کردن در هر انگشت (شامل انگشت شست)؛ ۱۲ درجه برای خمیدگی و باز شدن برای انگشتان اشاره، میانی، حلقه و کوچک؛ و سه درجه برای انگشت شست. حرکات خم‌شدن در مفاصل اینترفالانژال (IP) و متاکارپوفالانژال (MCP) و چرخش در مفصل کارپومتاکارپال (CMC) برای ایجاد حرکت مخالفت انگشت شست، براساس دامنه حرکت (ROM) اندازه‌گیری شده است و عملگر در این راستا فعال می‌شود [۲۶]. [۲۷]. مسیر حرکت مفاصل انگشت اشاره مطابق با دامنه حرکت آن متاکارپوفالانژال (MCP) تا دیستال بین فالانژال (DIP) در سمت راست شکل (۹) در زاویه ۱۷۰ درجه قرار دارد. همچنین انگشت شست با مجموع زاویه ۷۰ درجه در سمت چپ شکل (۱۱) و در وضعیت مناسبی از چرخش و خمیدگی قرار دارد.

برای توانبخشی انگشت مسیر حرکت عملگر در حالت تجربی با زاویه ۱۷۰ درجه با فشار هوا ۲۱۴ کیلوپاسکال در دامنه حرکت انگشت‌های اشاره، میانی، حلقه و کوچک کافی می‌باشد که در اینجا با استفاده از سنسور خمیدگی و دوربین نقاط مسیر حرکت در حالت تجربی مشخص شده است و در نمودار سه بعدی ترسیم شده توسط نرم افزار متلب^۱ (شکل ۱۲)، فضای کاری انگشت‌ها در دستکش توانبخشی مشاهده می‌شود.

تئوری اجزای محدود FEM، تکنیک مش‌بندی مجدد نیاز دارد که مش‌بندی به صورت ریزتر اعمال شود. همچنین برای تحلیل خطا و تفاوت در نتایج انحنای مسیر در تست تجربی می‌توان به ناهماهنگی در تنظیم تست و محل قرارگیری پشت عملگر و در تست تئوری به خطای ناشی از مدلسازی عملگر و مش‌بندی ریزتر و ضرایب ماده نسبت داد. علاوه بر این، ناهماهنگی در دستگاه‌های ضبط داده‌ها (نرم افزار دوربین و تحلیلگر ویدئو) نیز بر نتایج تأثیر می‌گذارد.

۳-۲- طراحی مکاترونیک سیستم

صفحه کنترل در نظر گرفته شده برای طراحی مکاترونیک تا حد امکان ماژولار و قابل تنظیم برای کنترل سیستم‌های بادی (با هوا) می‌باشد. سیستم شامل سنسور خمیدگی، شیرهای برقی، رله، گیج فشار و فلوکنترل می‌باشد که در شکل (۱۰) قابل مشاهده است.



شکل ۱۰ صفحه برد کنترل

۳-۳- بررسی و عملکرد

اولین قدم در طراحی دستکش توانبخشی توجه به نوع عملگر آن است [۲۳]، [۲۴]. در دسته بندی‌های مرسوم دستکش و پنجه‌ها را برای دو معیار عمده طراحی می‌کنند: دستکش توانبخشی، ربات همکار (رباتی برای گرفتن و از جا بلند کردن اجسام)، دستکش مورد نظر ما در این تحقیق، یک ربات پوشیدنی برای توانبخشی انگشتان منفعل انسان یعنی انگشتان آسیب دیده که دارای سفتی یا بدون تحرک است، می‌باشد.

^۱ Matlab

۳-۵- توانبخشی

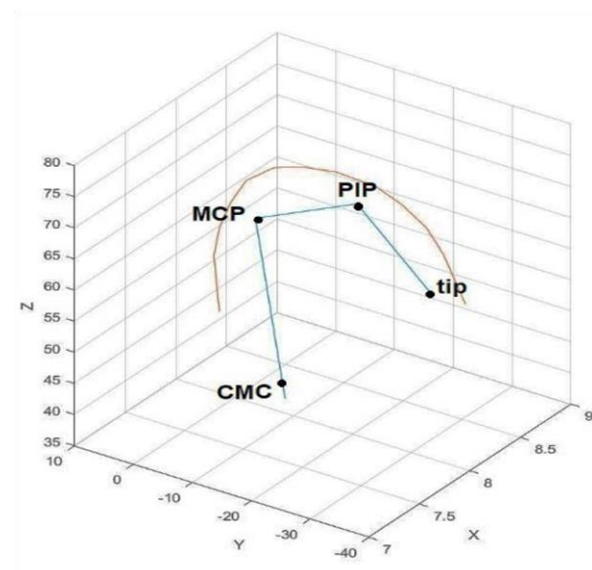
در آزمایش تجربی دستکش توانبخشی، هر عملگر حدود ۲۱ گرم و دستکش حدود ۱۶۱ گرم وزن دارد. همانطور که عملیات تحریک در جهت توانبخشی در شکل (۱۱) مشاهده می‌شود، شامل یکسری تمرین تکراری توانبخشی برای فعال‌سازی موثر دستکش است که توسط فرمان آردوینو^۱ به مدت ۸ ثانیه هر انگشت باز و بسته می‌شود و تکرار آن به مدت ۱۰ بار در دقیقه است. همچنین در مرحله دوم عملیات توانبخشی، بهم رساندن هر انگشت دست به انگشت شست به مدت ۸ ثانیه و تکرار آن ۱۰ بار در دقیقه انجام شده است.



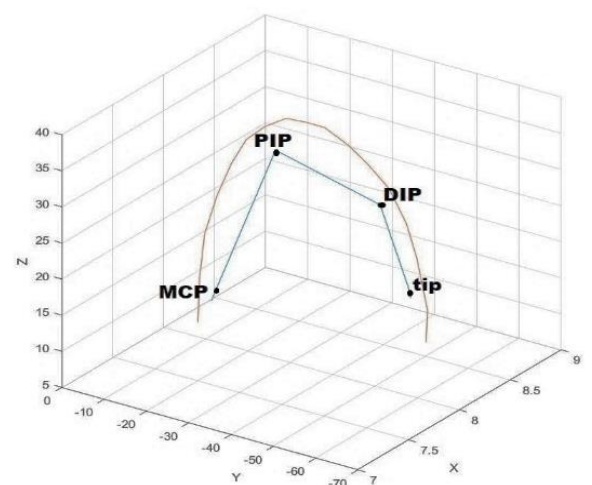
شکل ۱۱ دامنه حرکت انگشت اشاره و شست



شکل ۱۱ عملیات توانبخشی



(الف)



(ب)

شکل ۱۲ الف- مسیر حرکت انگشت اشاره و ب- مسیر حرکت انگشت شست

^۱ Arduino

۴- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

یکی دیگر از مزیت‌های برجسته این عملگر، روش ساخت آن (چاپ با پرینتر سه بعدی) می‌باشد که نسبت به عملگرهای سیلیکونی (که با قالب‌سازی بدست می‌آیند) روشی ساده‌تر و بسیار دقیق‌تری است.

با مقایسه پیشینه عملگرها و مکانیزم‌های فعال‌سازی متفاوت و مواد مختلف و بررسی نتایج عملکرد آنها، عملگر ساخته شده در این تحقیق از روش ساخت و فعال‌سازی ساده‌تر، قدرت و استحکام بیشتر، سازگار با محیط، ایمن به عنوان عملگر ربات همکار و دارای عملکرد دقیق می‌باشد و از درصد صحت بالایی برخوردار است.

۵- فهرست علائم و اختصارات

علائم انگلیسی

PSO	الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات
TPU	ترموپلاستیک پلی اورتان
ROM	دامنه حرکت (kJ/kg)
CMC	کارپومتاکارپال
MCP	متاکارپوفالانترال
PIP	اینترفالانترال
DIP	بین فالانترال دیستال

۶- مراجع

- [1] P. Boyraz, G. Runge, and A. Raatz, "An overview of novel actuators for soft robotics," in *Actuators*, 2018, vol. 7, no. 3: MDPI, p. 48, doi: <https://doi.org/10.3390/act7030048>.
- [2] D. Trivedi, C. D. Rahn, W. M. Kier, and I. D. Walker, "Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research," *Applied bionics and biomechanics*, vol. 5, no. 3, pp. 99-117, 2008, doi: <https://doi.org/10.1080/11762320802557865>.
- [3] Y. Zhang, W. Zhang, J. Yang, and W. Pu, "Bioinspired Soft Robotic Fingers with Sequential Motion Based on Tendon-Driven Mechanisms," *Soft Robotics*, vol. 9, no. 3, pp. 531-541, 2022/06/01 2021, doi: 10.1089/soro.2021.0009.
- [4] M. W. Gifari, H. Naghibi, S. Stramigioli, and M. Abayazid, "A review on recent advances in soft surgical robots for endoscopic applications," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 15, no. 5, p. e2010, 2019, doi: <https://doi.org/10.1002/rcs.2010>.
- [5] A. Jemima, C. Raghavendran, and H. Chetan, "Soft robotics: a bio-inspired revolution," in *2020 IEEE*

در این مقاله، طراحی یک عملگر نرم تحریک شده توسط فشار هوا برای استفاده در دستکش توانبخشی با رویکرد ربات نرم به منظور بازتوانی افراد ناتوان و کمک به فعالیت‌های زندگی روزمره ارائه شده است. ابتدا برای طراحی و شبیه‌سازی عملگر بادی در بحث مواد، ضرایب مدل اگدن را با الگوریتم PSO در فشار هوای ورودی ۱۰۰ کیلوپاسکال بدست آمده است که نتایج شبیه‌سازی مدل اجزای محدود در مقایسه با نتایج ورودی داده‌های تست تجربی قابل قبول می‌باشد. در نتایج شبیه‌سازی مدل اجزای محدود، زاویه چرخش با ضرایب مدل اگدن در مقایسه با ورودی داده‌های تست تجربی به صورت تک محوره دارای نتایج قابل قبولی است. همچنین در مقایسه نتایج نمودارهای تئوری و مدل تئوری اجزای محدود FEM، نیاز است مش‌بندی به صورت ریزتر اعمال شود که برای کاهش زمان شبیه‌سازی پیشنهاد می‌شود از رایانه‌هایی با سرعت پردازش بسیار بالاتر ($>3.9GH$) استفاده شود. همچنین برای مدلسازی عملگر بادی که از جنس ترموپلاستیک پلی اورتان TPU می‌باشد، با بررسی مسیر حرکت، این نتیجه حاصل شد که ساختاری شامل محفظه‌های کوچک به حجم و فشار کمتری برای فعال‌سازی نیاز دارند و آنها را سریع و کارآمد می‌کند. عملگر نرم تولید شده با فناوری چاپ سه بعدی، به تنهایی با میزان فشار هوای ۵۰ الی ۸۰ کیلو پاسکال، به زاویه چرخش ۱۷۰ الی ۳۲۰ درجه رسیده است که می‌تواند کارایی لازم برای استفاده در دستکش توانبخشی را داشته باشد. همچنین عملگرهای نرم به عنوان مؤلفه انتهایی بازوی ربات با پنجه نرم می‌توانند طیف گسترده‌ای از اجسام با سختی‌های مختلف را بدون نیاز به بازخورد حسی و سیستم‌های کنترل اداره کنند، زیرا نیروهای تماس به شدت کاهش می‌یابد که از دیگر مزایای این عملگر نرم می‌باشد. برای رسیدن به زاویه توانبخشی مناسب انگشت‌ها، حداکثر زاویه ۱۷۰ کافی می‌باشد. عملگر به تنهایی برای رسیدن به زاویه ۱۶۰ به فشار ۳۶ کیلوپاسکال نیاز دارد ولی در این تحقیق با در نظر گرفتن مقاومت پارچه دستکش استفاده شده، عملگر برای رسیدن به زاویه ۱۶۰ حدوداً به فشار ۱۴۳ کیلو پاسکال نیاز دارد. همچنین با در نظر گرفتن مقاومت انگشت انسان برای رسیدن انگشت به زاویه ۱۷۰ درجه، به فشار هوای ۲۱۴ کیلو پاسکال نیاز است. پیشنهاد می‌شود برای رسیدن به فشار کمتر با انتخاب دستکش با پارچه نازک‌تر و یا مشبک، مقاومت دستکش در برابر خمیدگی کاهش داده شود.

- [15] I. Pearson and M. Pickering, "The determination of a highly elastic adhesive's material properties and their representation in finite element analysis," *Finite elements in analysis and design*, vol. 37, no. 3, pp. 221-232, 2001, doi: [https://doi.org/10.1016/S0168-874X\(00\)00031-7](https://doi.org/10.1016/S0168-874X(00)00031-7).
- [16] M. S. Xavier, A. J. Fleming, and Y. K. Yong, "Finite element modeling of soft fluidic actuators: Overview and recent developments," *Advanced Intelligent Systems*, vol. 3, no. 2, p. 2000187, 2021, doi: <https://doi.org/10.1002/aisy.202000187>.
- [17] P. H. Nguyen and W. Zhang, "Design and computational modeling of fabric soft pneumatic actuators for wearable assistive devices," *Scientific reports*, vol. 10, no. 1, p. 9638, 2020, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65003-2>.
- [18] C. Christianson *et al.*, "Jellyfish-inspired soft robot driven by fluid electrode dielectric organic robotic actuators," *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 6, p. 126, 2019, doi: <https://doi.org/10.3389/frobt.2019.00126>.
- [19] Z. Xie *et al.*, "Octopus arm-inspired tapered soft actuators with suckers for improved grasping," *Soft robotics*, vol. 7, no. 5, pp. 639-648, 2020. doi: <https://doi.org/10.1089/soro.2019.0082>.
- [20] B. Mosadegh *et al.*, "Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly," *Advanced functional materials*, vol. 24, no. 15, pp. 2163-2170, 2014, doi: <https://doi.org/10.3389/frobt.2019.00126>.
- [21] D. Rus and M. T. Tolley, "Design, fabrication and control of soft robots," *Nature*, vol. 521, no. 7553, pp. 467-475, 2015. doi: <https://doi.org/10.1038/nature14543>.
- [22] W. Hu, R. Mutlu, W. Li, and G. Alici, "A structural optimisation method for a soft pneumatic actuator," *robotics*, vol. 7, no. 2, p. 24, 2018, doi: <https://doi.org/10.3390/robotics7020024>.
- [23] J.-M. Dávila-Vilchis, J. C. Ávila Vilchis, and A. H. Vilchis-González, "Design methodology for soft wearable devices—The MOSAR case," *Applied Sciences*, vol. 9, no. 22, p. 4727, 2019, doi: <https://doi.org/10.3390/app9224727>.
- [24] H. K. Yap, J. H. Lim, F. Nasrallah, J. C. Goh, and R. C. Yeow, "A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness," in *2015 IEEE international conference on robotics and automation (ICRA)*, 2015: IEEE, pp. 4967-4972, doi: <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139889>.
- [25] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood, and C. J. Walsh, "Soft robotic glove for *Bangalore Humanitarian Technology Conference (B-HTC)*, 2020: IEEE, pp. 1-6, doi: <https://doi.org/10.1109/B-HTC50970.2020.9297869>.
- [6] R. J. Wood, S. Avadhanula, R. Sahai, E. Steltz, and R. S. Fearing, "Microrobot design using fiber reinforced composites," 2008, doi: <https://doi.org/10.1115/1.2885509>.
- [7] C.-P. Chou and B. Hannaford, "Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles," *IEEE Transactions on robotics and automation*, vol. 12, no. 1, pp. 90-102, 1996, <http://dx.doi.org/10.1109/70.481753>.
- [8] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood, and C. J. Walsh, "Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 135-143, 2015/11/01/ 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014>.
- [9] F. Connolly, D. A. Wagner, C. J. Walsh, and K. Bertoldi, "Sew-free anisotropic textile composites for rapid design and manufacturing of soft wearable robots," *Extreme Mechanics Letters*, vol. 27, pp. 52-58, 2019/02/01/ 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.eml.2019.01.007>.
- [10] P. H. Nguyen and W. Zhang, "Design and Computational Modeling of Fabric Soft Pneumatic Actuators for Wearable Assistive Devices," *Scientific Reports*, vol. 10, no. 1, p. 9638, 2020/06/15 2020, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65003-2>.
- [11] H. Wang, F. J. Abu-Dakka, T. N. Le, V. Kyrki, and H. Xu, "A novel design of soft robotic hand with a human-inspired soft palm for dexterous grasping," *arXiv preprint arXiv:2009.00979*, 2020, doi: <https://doi.org/10.1109/MRA.2021.3065870>.
- [12] T. Xu, W. Shen, X. Lin, and Y. M. Xie, "Mechanical properties of additively manufactured thermoplastic polyurethane (TPU) material affected by various processing parameters," *Polymers*, vol. 12, no. 12, p. 3010, 2020, doi: <https://doi.org/10.3390/polym12123010>.
- [13] H. Lee, R.-i. Eom, and Y. Lee, "Evaluation of the mechanical properties of porous thermoplastic polyurethane obtained by 3D printing for protective gear," *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2019, pp. 1-10, 2019, doi: <https://doi.org/10.1155/2019/5838361>.
- [14] B. Sandesh, H. Sriharsha, U. R. Sathish, and G. Nikhil, "Investigation of tensile properties of RTV Silicone based Isotropic Magnetorheological Elastomers," in *MATEC Web of Conferences*, 2018, vol. 144: EDP Sciences, p. 02015, doi: <https://doi.org/10.1051/mateconf/201814402015>.

<https://doi.org/10.1115/1.4027031>.

- [27] M. Troncossi, M. Mozaffari-Foumashi, and V. Parenti-Castelli, "An original classification of rehabilitation hand exoskeletons," *J. Robot. Mech. Eng. Res*, vol. 1, no. 4, pp. 17-29, 2016, doi: <http://dx.doi.org/10.24218/jrmer.2016.18>.

combined assistance and at-home rehabilitation," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 135-143, 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014>.doi: <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014>.

- [26] P. Maeder-York *et al.*, "Biologically inspired soft robot for thumb rehabilitation," *Journal of Medical Devices*, vol. 8, no. 2, p. 020933, 2014, doi: