



Design, build and control the rehabilitation robot to move fingers

Niloufar Azadi Sohi, Majid Sadedel [✉]*, Majid Mohammadi Moghaddam

Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT: This research presents the design and development of a prototype fabric-based wearable soft exoskeleton. The soft glove assists the flexion and extension motion of the user's hand with adjustable speed. The cable method is used to help bending fingers and for extending the fingers, spring blades have been used, the cables are gathered with the help of the gearbox engine and the fingers return to their normal state by reversing the direction of the engine and the force of the springs. With bandwidth modulation circuits and programming in the microcontroller, the movement and speed of the built robot are controlled. In order to determine the appropriate placement of components, including spring blades and cables, robot simulation was performed in SolidWorks software, and with the help of experimental tests, suitable spring blades were selected in terms of strength and force. The resulted soft glove is attached on the human healthy hand for assisting the finger flexion and extension. Based on the test result, the proposed system obtained the highest average for the duration of learning to work with it, which indicates user-friendliness. The parameter related to the feeling of comfort of the fingers in the glove has the lowest average due to the dense structure of the glove.

Review History:

Received: Feb. 05, 2024
Revised: May, 23, 2024
Accepted: Jun. 16, 2024
Available Online: Jul. 09, 2024

Keywords:

Stroke
Finger Rehabilitation
Wearable Robots
Cable Power Transmission Method

1- Introduction

Patients can actively participate in rehabilitation training with exoskeleton robots, which have been proven to improve physiological function to a reasonable extent by stimulating the nervous system and are able to provide long-term repetitive, task-oriented therapy sessions[1]. Traditional exoskeletons involve the use of complex rigid systems that impede the natural movement of joints, thereby causing discomfort to the user[2]. Therefore, in order to increase the functionality of the robot, the proposed structures move towards fabric structures to adapt more to the hand and we have tried to avoid using complex equipment as much as possible. Among the innovations of the research, we can mention the simple and low-parameter control algorithm and adjusting the speed of the fingers with the help of the bandwidth modulation circuit, for this purpose, two mechanical limit switches including metal chassis and spring blades and electric micro switches placed on the motor pulley are used. Other features of the design include manual and automatic modes, which provide the ability to adjust the opening and closing of the fingers.

2- Methodology

The designed model will be selected first in two-dimensional form in Solidworks as shown in "figure 1" and

then with the help of a dynamometer, suitable dimensions of spring blades according to "Table 1" which were found after experimental tests. In this robot, the actuator is connected to the head of the spring blades that match on the joints of four fingers using a cable, and the overall movement of the finger is done by this mechanism, which pulls the cables and the fingers together, and with the rotation of the motor in the opposite direction, the fingers extend and it takes place with the help of spring blades.

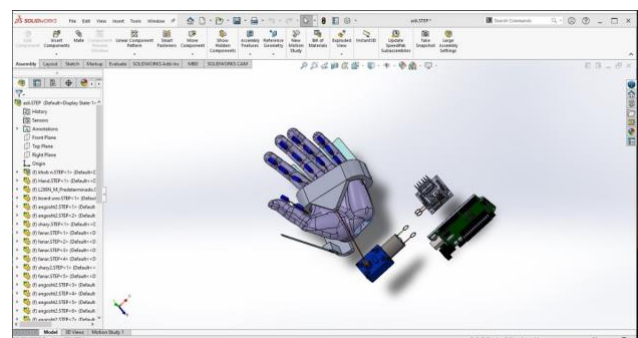


Fig. 1. Final design in Solidworks

*Corresponding author's email: majid.sadedel@modares.ac.ir



Table 1. Selected blades for each finger

| Size of blade for finger | Middle finger | Index and ring finger | Little finger |
|--------------------------|---------------|-----------------------|---------------|
| Length (mm) | 125 | 105 | 85 |
| Width (mm) | 11 | 15 | 15 |

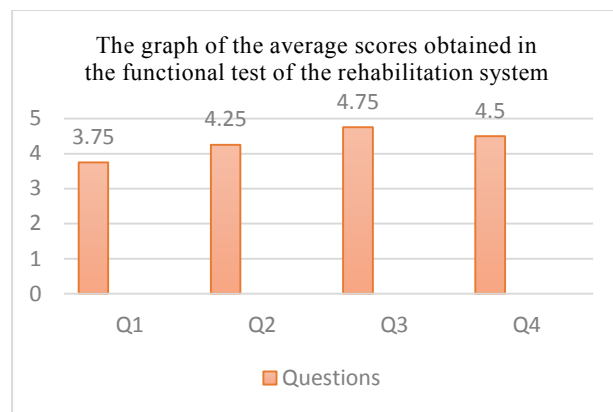


Fig. 3. The average score of each question

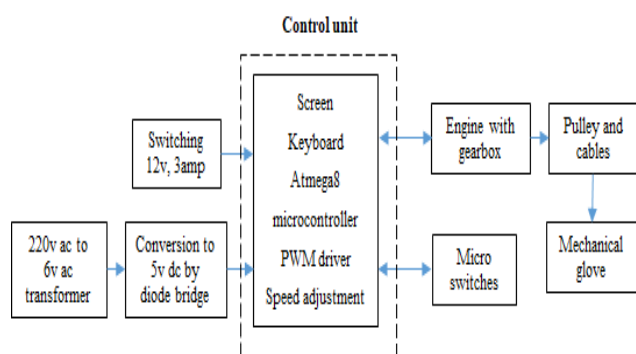


Fig. 2. Block diagram of mechanical glove system for finger rehabilitation



Fig. 4. The final structure of the mechanical glove

According to the block diagram in “Figure 2”, the way to set up the system is that after connecting to the city electricity, a 220V AC to 6V AC transformer was used to convert alternating current to direct current, and a diode bridge was used for Voltage conversion to 5 v dc, which is the voltage required to start the microcontroller, keyboard, and screen. 12V voltage conversion was done for the gearbox motor. Determining the opening and closing limit of the fingers was done experimentally and the location of the limit switches was determined. The movement of the fingers is such that with the rotation of the pulley in the clockwise direction and with the help of the return of the spring blades to the original position, the fingers extend and with the movement of the motor in the direction Anticlockwise, the corresponding cables are stretched and the fingers are bent. You can communicate with the control unit with the help of the speed adjustment screw and the keys on the keyboard.

3- Discussion and Results

to evaluate the desired parameters in this experiment which are the ease of using the rehabilitation system, the reliability of the rehabilitation system, the interaction of people with the rehabilitation system, and the overall evaluation of the rehabilitation system, the use of a scoring form was considered

for the statements presented and 3 questions related to the evaluation of the desired parameters and 1 question related to the overall evaluation of the device were assigned. Also, the way of scoring the questions is by assigning an integer in the range of 1 to 5, where 1 means completely disagree and 5 means completely agree with the statement. This evaluation was tested on 10 people with healthy fingers, the results of which are shown using a bar graph in “Figure 3”.

3- 1- Evaluating the impact of engine speed changes during movement

If the speed is at its lowest value, due to the force of the springs, the motor does not have enough power to close the hand and the fingers do not fully bend, so the speed adjustment screw must be set at a certain value between high and low speed to have enough power to bend the fingers. But when the fingers open, the springs add to the power of the engine and even at low speed, the hand opens quickly. It is better not to set the speed adjustment screw to the highest value in order to avoid damage to the micro switches and rapid stretching of the fingers. Figure 4 shows the final structure of the finger rehabilitation system prototype.

4- Conclusion

A robot with a soft structure was designed that can move all four fingers of the patient (except the thumb) with the help of a motor with a gearbox and a path for the tendons. The tendon mechanism is one of the best choices in terms of price, good appearance, and portability. For the commercialization and construction costs of the desired project, we can point out the placement of the engine next to other parts in a structure called the control box and the use of a touch screen and completing the appearance of the system with the purpose of commercialization and the use of a rechargeable battery power source.

References

- [1] C. Lambelet, D. Temiraliuly, M. Siegenthaler, M. Wirth, D.G. Woolley, O. Lambercy, R. Gassert, N. Wenderoth, Characterization and wearability evaluation of a fully portable wrist exoskeleton for unsupervised training after stroke, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 17(1) (2020) 1-16.
- [2] U. Jeong, H.-K. In, K.-J. Cho, Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand, *Intelligent Service Robotics*, 6 (2013) 181-189.



طراحی، ساخت و کنترل ربات توان بخشی برای حرکت انگشتان دست

نیلوفر آزادی سهی، مجید ساده دل^{*}، مجید محمدی مقدم

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

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۲/۱۱/۱۶
بازنگری: ۱۴۰۳/۰۳/۰۳
پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۲۷
ارائه آنلاین: ۱۴۰۳/۰۴/۱۹

کلمات کلیدی:

سکته مغزی
توان بخشی انگشتان دست
ربات های پوشیدنی
انتقال قدرت کابلی

خلاصه: سکته مغزی امروزه یکی از عوامل شایع ناتوانی دست است که برای بازیابی عملکرد آن از اسکلت های بیرونی رباتیک استفاده می شود. در این پژوهش، طراحی و ساخت نمونه اولیه ربات پوشیدنی مبتنی بر پارچه ارائه شده است که قابلیت حرکت همزمان انگشتان دست و تنظیم سرعت را دارد و از روش کابلی برای کمک به حرکت خم شدن و برای کشش و باز شدن انگشتان از تیغه های فنری استفاده شده است که کابل ها به کمک نیروی موتور گیربکس جمع شده و با معکوس شدن جهت حرکت موتور و نیروی فنرها انگشتان به حالت طبیعی برمی گردند. بنابراین، برای تعیین محل مناسب قرارگیری اجزا از جمله تیغه های فنری و کابل ها شبیه سازی ربات در نرم افزار سالیدورکس انجام شده و به کمک آزمایش های تجربی، تیغه های فنری مناسب از نظر داشتن قدرت و نیروی مناسب انتخاب و در ادامه به کمک مدار مدولاسیون پهنای باند و برنامه نویسی در میکروکنترلر، حرکت و سرعت ربات ساخته شده، کنترل شده است. در این پروژه، با تعریف پارامترهای تاثیرگذار در عملکرد یک سیستم و استفاده از نمردهی به سوالات یک پرسشنامه مبتنی بر پارامترهای تاثیرگذار، سیستم ارزشیابی شد. پس از بررسی میانگین نمرات هر یک از پارامترها، مدت زمان یادگیری کار با سیستم، بالاترین میانگین را کسب نمود که بیانگر کاربرپسند بودن سیستم و پارامتر مربوط به احساس راحتی انگشتان در دستکش کمترین میانگین را به دلیل ساختار متراکم دستکش به خود اختصاص داده است.

۱- مقدمه

وجود ندارد. ربات ها قادر به ارائه جلسات درمانی طولانی مدت تکراری، وظیفه محور، فشرده و از نظر اقتصادی مناسب هستند. هم چنین، ابزار دقیق رباتیک می تواند پارامترهای حرکتی بیمار را ردیابی کند که می تواند به ارزیابی عینی پیشرفت و بهبود بیمار کمک کند. هم چنین، می توان با کمک الگوهی کنترل، ربات سفارشی را مطابق سطح کمک به بیمار تنظیم کرد [۱]. این امکان وجود دارد که ساختارهای سفت و سخت این دستگاه ها با کاهش کیفیت زیست تقلید^۱ آنها، پتانسیل درمانی رباتیک را مختل کند. این ممکن است شامل کاهش حرکت در جهت های غیرفعال مانند باز کردن انگشت باشد یا می تواند شامل داشتن محورهای چرخشی سفت و سخت باشد که در حین حرکت با محور آناتومیک^۲ انگشت ناهماهنگ می شوند [۲]. در مقابل، ربات های نرم از موادی مانند سیالات، ژل ها و پلیمرهای نرم که به راحتی تغییر شکل می دهند ساخته می شوند که به دلیل انطباق و تطبیق پذیری بیشتر در عین انطباق با خطوط بدن انسان، کیفیت های بیومیمتیک (زیست سازگار)

بیماران می توانند به طور فعال در آموزش توان بخشی با ربات های اسکلت بیرونی شرکت کنند که برای بهبود اثر توان بخشی در عمل بالینی ثابت شده است. ربات های توان بخشی می توانند با تحریک سیستم عصبی برای بهبود سیستم ایمنی بدن و در نتیجه تسهیل بهبود طبیعی، عملکرد فیزیولوژیکی را تا حد معقولی ارتقا دهند. روش مرسوم برای توان بخشی عملکردهای حرکتی انگشتان دست، فیزیوتراپی سنتی است. درمان فیزیکی سنتی تکراری نتایج مثبتی را برای بازماندگان سکته مغزی به همراه داشته است. برای ارائه فیزیوتراپی سنتی به تعداد زیادی از بازماندگان سکته مغزی و زمان زیادی از متخصصان درمانگر لازم است. هم چنین، فیزیوتراپی برای هر بازمانده از سکته مغزی نیاز به جلسات تمرینی تکراری، وظیفه محور و طولانی دارد. به علاوه، فرایند دستی عمدتاً براساس قضاوت درمانگران فیزیکی است و هیچ روش عینی برای ثبت و ردیابی الگوهای بهبودی

1 Biomimetic
2 Anatomic

* نویسنده عهده دار مکاتبات: majid.sadedel@modares.ac.ir



شده است که در مقایسه با محرک‌های مبتنی بر الاستومری توسعه یافته قبلی، محرک‌ها می‌توانند به شعاع خمش کوچک‌تری دست‌یابند و نیرو و گشتاور کافی برای کمک به خم شدن و امتداد انگشت در فشار هوای پایین‌تر ایجاد کنند [۱۰]. در مقاله کپلو و همکاران هر محرک مبتنی بر پارچه از سه لایه پارچه و دو کیسه ضد هوا که بین هر جیب پارچه قرار گرفته است، تشکیل شده است. خم شدن و کشش انگشت با فشار دادن انتخابی این کیسه‌ها با یک پمپ هوا به دست می‌آید. یک حلقه کنترل فشار برای روشن کردن پمپ الکتریکی و به حرکت درآوردن شیرهای برقی نصب شده است [۱۱]. در مقاله تانگ و همکاران یک دستکش رباتیک نرم بر اساس یک محرک کامپوزیتی نرم الاستیک^۶ طراحی شده است که یک لایه جبران‌کننده گشتاور الاستیک را برای افزایش نیروی خروجی و همچنین دستیابی به حرکت دو جهته ادغام می‌کند. چنین طراحی ترکیبی همچنین درجه غیرخطی بودن را در مقایسه با یک محرک کاملاً نرم کاهش می‌دهد [۱۲]. در مقاله یورکویچ و همکاران یک ارتز ربات بازکردن انگشتان دست^۷ ساخته شده است که شامل یک دستکش با تاندون‌های مصنوعی تعبیه شده در انگشتان دستکش است. تاندون‌ها توسط یک محرک خطی کشیده و هل داده می‌شوند تا انگشتان را باز و خم کنند [۱۳]. در مقاله یورکویچ و همکاران در سال بعد، دستکش رباتیکی که به کشش انگشت و بازکردن انگشت شست با گسترش محرک در سمت پشتی مچ برای اعمال کشش در امتداد تاندون‌های پشتی و جمع کردن محرک در سمت کف دست کمک‌میکند، مطرح شده است. تاندون‌های کف دست دستکش مورد نظر کمک به خم شدن انگشت اشاره و میانی و کمک به بازگشت شست را با گسترش محرک در سمت کف مچ و جمع کردن محرک در سمت پشتی مچ ارائه می‌دهد [۱۴].

در مقاله آدینه و همکاران، یک کنترل‌کننده غیرخطی پشت‌سرگذرانده^۸ پیشنهاد شده که سیگنال‌های مناسب را برای جایگزینی سیگنال‌های از دست‌رفته تولید و با یک تحریک الکتریکی عملکردی با استفاده از یک مدل اسکلتی عضلانی مسطح که شامل شش عضله و دو مفصل (شانه و آرنج) است، به توان بخشی اندام فوقانی کمک میکند [۱۵]. در مقاله سعیدی و همکاران، یک ربات توان‌بخشی شش درجه آزادی طراحی شده است که در سینماتیک ربات سه محرک اول به طور فعال کنترل می‌شوند و بقیه می‌توانند به صورت غیرفعال عمل کنند و از کنترل امپدانس استفاده شده است [۱۶]. در مقاله قاسمی و همکاران، یک ربات پوشیدنی که قادر به ارائه سه حرکت

بهتری دارند [۳]. در زمینه استفاده از رباتها به منظور توان‌بخشی، تلاش‌های متعددی انجام گرفته است. توسط بائه و همکاران، یک ربات پوشیدنی ساخته شده است که یک ارتز^۱ رباتیک^۲ دارای سه درجه آزادی برای کمک به حرکات مچ دست و تمام انگشتان به استثنای انگشت شست است و توسط سه محرک خطی فعال می‌شود: یک سیلندر پنوماتیک تقویت شده برای مچ دست و دو عملگر خطی الکتریکی برای انگشتان [۴]. در مقاله جو و همکاران، یک سیستم اسکلت بیرونی دست پوشیدنی برای تمرین خمیدگی/کشش انگشتان با ساختاری ساده و پوشیدنی برای کمک به حرکت انگشت در ۱ درجه آزادی طراحی شده است. نمونه اولیه که به دو قسمت تقسیم شده است، یک قسمت برای انگشت شست، قسمت دیگر برای بقیه انگشتان، تنها توسط دو موتور خطی فعال می‌شود. برای کاهش تعداد محرک‌ها و پیچیدگی سیستم، فقط یک موتور چهار انگشت را هدایت می‌کند [۵]. در مقاله چنگ و همکاران ربات دارای ساختار مدولار شده با ۹ درجه آزادی برای کنترل مستقل انگشتان بیمار ساخته شده است که برای کاهش وزن اعمال شده بر روی دست و بازوی بیمار، کل سیستم حرکت ربات شامل موتور، درایور، کنترلر و ماژول‌های منبع تغذیه در یک کوله پشتی قرار می‌گیرد و از رویکرد کابلی استفاده می‌شود [۶]. در مقاله پارک و همکاران یک ارتز رباتیک پوشیدنی به نام اگزوتاندون^۳ طراحی شده است و هنگامی که قصد پوشنده برای بازکردن دست به کمک بازوبند الکترومایوگرافی^۴ تشخیص داده می‌شود، محرک جمع می‌شود و از طریق شبکه اگزوتاندون، گشتاورهای امتدادی را روی مفاصل انگشتان اعمال می‌کند. برعکس، وقتی قصد بستن دست تشخیص داده شود، موتور امتداد می‌یابد و نیروهای موجود در شبکه تاندون را شل می‌کند و به انگشتان اجازه می‌دهد خم شوند [۷]. در مقاله مورنو و همکاران دست رباتیک^۵ به عنوان یک اسکلت بیرونی ساخته شده است که ساختار مکانیکی از پنج زیرمجموعه تشکیل شده است که هر کدام به یک انگشت مرتبط است. مجموعه‌های فرعی انگشت اشاره، وسط، حلقه و انگشت کوچک بر روی پلتفرمی که در پشت دست قرار دارد، نصب می‌شوند [۸]. در مقاله یپ و همکاران یک دستکش رباتیک نرم از محرک‌های پنوماتیک نرم تقویت شده با پارچه طراحی شده است. این محرک‌ها از لاستیک سیلیکونی است که با فشار هوا، قادر به پشتیبانی از دامنه حرکتی انگشت و ایجاد تحریک مورد نظر در مفاصل انگشت هستند [۹]. در همان سال در مقاله دیگری از یپ بررسی

- 1 Orthosis
- 2 Robotic
- 3 Exo-tandon
- 4 Electromyography
- 5 Robotic Hand

- 6 Soft-Elastic Composite Actuator
- 7 Hand Extension Robot Orthosis
- 8 backstepping

را می‌توان نام برد که قابلیت تنظیم میزان باز و بسته انگشتان را فراهم می‌کند. تولید این ربات توان‌بخشی از سه مرحله طراحی و شبیه‌سازی در نرم افزار، نیروسنجی و بررسی تیغه‌های فنری و در نهایت ساخت نمونه اولیه طرح مورد نظر به روش تجربی تشکیل شده‌است. طراحی ربات، با توجه به بررسی آناتومی انگشتان دست صورت گرفته‌است.

۲- طراحی و ساخت

۲-۱- ساختار دست انسان

از آنجا که مکانیزم اسکلت خارجی دست بعد از پوشیدن، منطبق با دست و انگشتان خواهد شد، ساخت و کنترل آن به درک آناتومی و بیومکانیک دست نیاز دارد تا از عملکرد ایمن و مؤثر آن اطمینان حاصل شود. مخصوصاً در نظر گرفتن درجات آزادی^۲ و محدوده حرکت^۳ برای هر مفصل برای طراحی ساختاری ایمن از نظر مکانیکی بسیار مهم است. به علاوه، حرکت دست کاملاً به عضلات درونی و بیرونی و همچنین بافت‌های پیوندی بستگی دارد. بدین ترتیب دانش سیستماتیک در این زمینه‌ها به دستیابی به عملکرد مناسب برای توان‌بخشی کمک می‌کند [۲۰] که در مجموع، دست انسان دارای ۱۹ مفصل و ۲۳ درجه آزادی است.

۲-۲- پارامترهای طراحی

برای آنکه طراحی با دقت بیشتری انجام شود، ابتدا نیاز است مدلی نسبتاً دقیق مخصوصاً منطبق بر انگشتان به دست آید. این مدل ابتدا به صورت دو بعدی در نرم افزار سالی‌دورکس^۴ و سپس به کمک نیروسنجی تیغه‌های فنری مناسب انتخاب و نمونه اولیه ربات با آزمایشات تجربی بررسی و تولید شد و موقعیت اجزای روی آن مشخص شد. در این ربات، عملگر با استفاده از کابل به سر تیغه‌های فنری که روی مفصل ۴ انگشت منطبق هستند، متصل می‌شود و عمل حرکت کلی انگشت با این مکانیزم که موتور کابل‌ها را می‌کشد و انگشتان جمع می‌شود و با چرخش موتور در جهت مخالف، انگشتان به کمک تیغه‌های فنری باز می‌شوند، صورت می‌گیرد. بنابراین با توجه به بررسی منابع مربوطه الزامات طراحی ربات مورد نظر در جدول ۱ آمده‌است.

• **دامنه حرکت:** عناصر مکانیکی باید طوری طراحی شوند که دامنه حرکت طبیعی مفصل یک دست انسان سالم همانطور که جدول ۲ آمده‌است را فراهم کند و اطمینان حاصل شود که دستگاه به طور دقیق

آناتومیک سر برای توان‌بخشی گردن با استفاده از کنترل امیدانس است، بررسی و ساخته شده‌است [۱۷]. مقاله جوانبخت و همکاران، نوع منحصر به فردی از ربات مار را بررسی می‌کند که از ماژول‌های کروی استفاده و یک روش جدید برای تنظیم رفتار ربات در شیب‌های سطحی مختلف ارائه می‌کند که در بهینه‌سازی حرکت آن در سطوح شیب‌دار مؤثر است [۱۸]. مقاله دهقان و همکاران، طرحی جدید برای ربات توان‌بخشی انگشت و مچ با یک کنترل‌کننده حالت لغزشی فازی و حرکت هر فالانکس به صورت جداگانه با دو محرک در سیستم است [۱۹].

برخی مقالات مورد بررسی علاوه بر ویژگی توان‌بخشی و توان‌افزایی، امکان انجام کارهای روزمره را برای افراد دچار ضایعه نخاعی یا بازماندگان سکته مغزی فراهم می‌کنند. اسکلت‌های بیرونی سنتی شامل استفاده از سیستم‌های سفت و سخت پیچیده هستند که مانع حرکت طبیعی مفاصل می‌شوند و در نتیجه قابلیت پوشیدن را کاهش می‌دهند و باعث ناراحتی کاربر می‌شوند. بنابراین برای افزایش جنبه کاربردی بودن ربات‌ها و اسکلت‌های خارجی ساخته شده، ساختارهای پیشنهادی به سمت ساختارهای نرم و فابریکی جهت انطباق بیشتر با دست پیش می‌روند. علاوه بر این، ربات‌های نرم سبک‌تر و طرح‌های ساده‌تری دارند که احتمال قابل حمل بودن آنها را افزایش می‌دهد و امکان توان‌بخشی در خانه را ممکن می‌کند. این به بیماران اجازه می‌دهد تا به راحتی در خانه خود آموزش ببینند و هزینه‌های کلی توان‌بخشی را کاهش می‌دهد.

هدف مقاله پیش رو طراحی و ارزیابی یک دستکش رباتیک نرم است که به حرکت باز و بسته شدن انگشتان با استفاده از ترکیب روش کابلی و محرک‌های الکتریکی کمک می‌کند و برای افراد پس از سکته مغزی که دچار گرفتگی عضلات انگشتان دست شده‌اند، بعد از چند جلسه فیزیوتراپی و توانایی بازکردن انگشتان مناسب است. در این پروژه سعی شده تا حد امکان از به کارگیری قطعات و تجهیزات پیچیده پرهیز و رباتی با ساختاری نرم و بیشترین سازگاری با انگشتان دست ساخته شده و از نوآوری‌های پژوهش می‌توان الگوریتم کنترلی ساده و کم پارامتر و تنظیم سرعت حرکت انگشتان به کمک مدار مدولاسیون پهنای باند و قابلیت اطمینان و ایمنی بسیار بالا را نام برد که از دو سوئیچ حدی مکانیکی شامل شاسی فلزی و تیغه‌های فنری و میکروسوئیچ‌های الکتریکی قرار گرفته روی قرقره موتور استفاده شده‌است و برای کاهش حجم و هزینه‌های پروژه از میکروکنترلر ای وی آر^۱ استفاده شده‌است و از دیگر امکانات طرح دو حالت دستی و اتوماتیک

2 ¹² degrees of freedom

3 range of motion

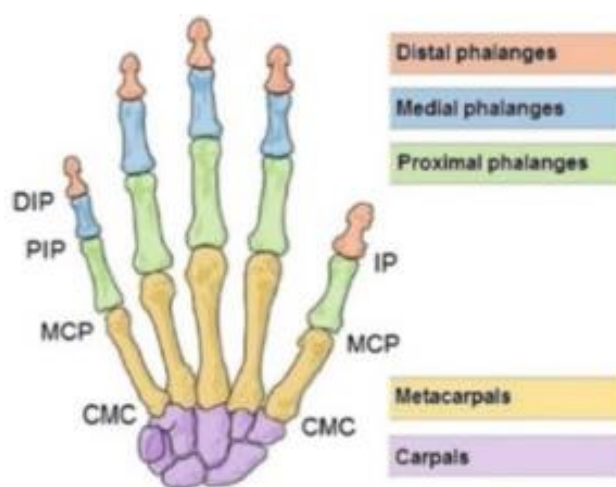
4 SolidWorks

1 AVR

جدول ۱. خلاصه محدودیت‌ها و پارامترهای طراحی [۸]

Table 1. Summary of limitations and design parameters[8]

| | |
|--------------------------|----------------------------|
| وزن سبک و طراحی ساده | الزامات طراحی ربات موردنظر |
| هزینه مقرون به صرفه [۲۱] | |
| کاربری آسان | |
| ایمنی | |
| راحتی | |



شکل ۱. ساختار دست انسان [۸]

Fig. 1. Structure of the human hand [8]

جدول ۲. میزان زوایای قابل دسترسی بندهای مختلف انگشتان دست [۲۲]

Table 2. The amount of accessible angles of different finger joints[22]

| نام مفصل | محدوده چرخشی |
|-------------------|---------------|
| مِتاکارپوفالانکس | ۰ تا ۹۰ درجه |
| پروگزیمال فالانکس | ۰ تا ۱۰۰ درجه |
| دیستال فالانکس | ۰ تا ۵۰ درجه |

جدول ۳. سایزهای اندازه گیری شده برای انگشتان دست [۸]

Table 3. Sizes measured for fingers [8]

| انگشت کوچک | انگشت حلقه | انگشت میانی | انگشت اشاره | طول بر حسب میلی‌متر |
|------------|------------|-------------|-------------|---------------------|
| ۹۱-۷۵ | ۱۱۳-۹۳ | ۱۲۱-۱۰۳/۵ | ۸۶/۱۰۸-۵ | |

جدول ۴. ماکزیمم مقادیر نیروی وارد آمده بر انگشتان دست به صورت عمودی و در راستای طول به صورت ممتد [۲۳]

Table 4. The maximum values of the force applied to the fingers vertically and continuously along the length [23]

| انگشت کوچک | انگشت حلقه | انگشت میانی | انگشت اشاره | ماکزیمم نیروی عمود بر انگشت به صورت ممتد بر حسب نیوتن |
|------------|------------|-------------|-------------|--|
| ۸ | ۹ | ۱۰ | ۱۰ | |
| ۱۸ | ۲۴ | ۳۰ | ۳۲ | ماکزیمم نیرو در راستای طول انگشت به صورت ممتد بر حسب نیوتن |

تسلط کامل فرد بر روی تمامی زوایای طرح است. در این گونه برخورد با طراحی ربات روش جامع و مدونی وجود ندارد و اصول پیوسته‌ای که منجر به طراحی ربات توان‌بخشی شود به چشم نمی‌خورد [۲۴]. مکانیزم موردنظر با شبیه‌سازی قطعات با استفاده از نرم‌افزار طراحی شده‌است. این نرم‌افزار به دلیل سرعت بالا، کاربرپسند بودن، قابلیت انیمیشن‌سازی مدل در هنگام مونتاژ کردن و قابلیت ارتباط با تمامی نرم‌افزارها در مقایسه با طراحی نرم‌افزارهای دیگر مورد استفاده قرار گرفته‌است. پس از طراحی، قطعات مورد نیاز برای ساخت و راه‌اندازی طرح پیشنهادی تهیه و مدل واقعی و نمونه اولیه ساخته‌شد. طرح اولیه برای ساختار سیستم به صورتی است که برای باز کردن انگشتان بدون تیغه‌های فتری، نیازمند است تا کابلی نیز از عقب انگشتان را کشیده و به کمک موتور دیگری کابل‌ها، انگشتان را خم کند. بنابراین طرح دیگری جایگزین شد که کابل و موتور اضافی برای باز کردن انگشتان را حذف و با استفاده از خاصیت کشسانی تیغه‌ها و بازگشت به حالت اولیه، انگشتان نیز باز شوند.

به کمک طراحی در نرم‌افزار، شماتیک اولیه طرح دوم به دست آمد و محل قرارگیری تقریبی قطعات مشخص شد. پس از شبیه‌سازی و برای ساخت سیستم اصلی، طرح اینکه کابل‌ها از روی فنرها عبور و سپس لایه دیگری پارچه روی آن‌ها کشیده‌شود، به دلیل افزایش اصطکاک کابل و

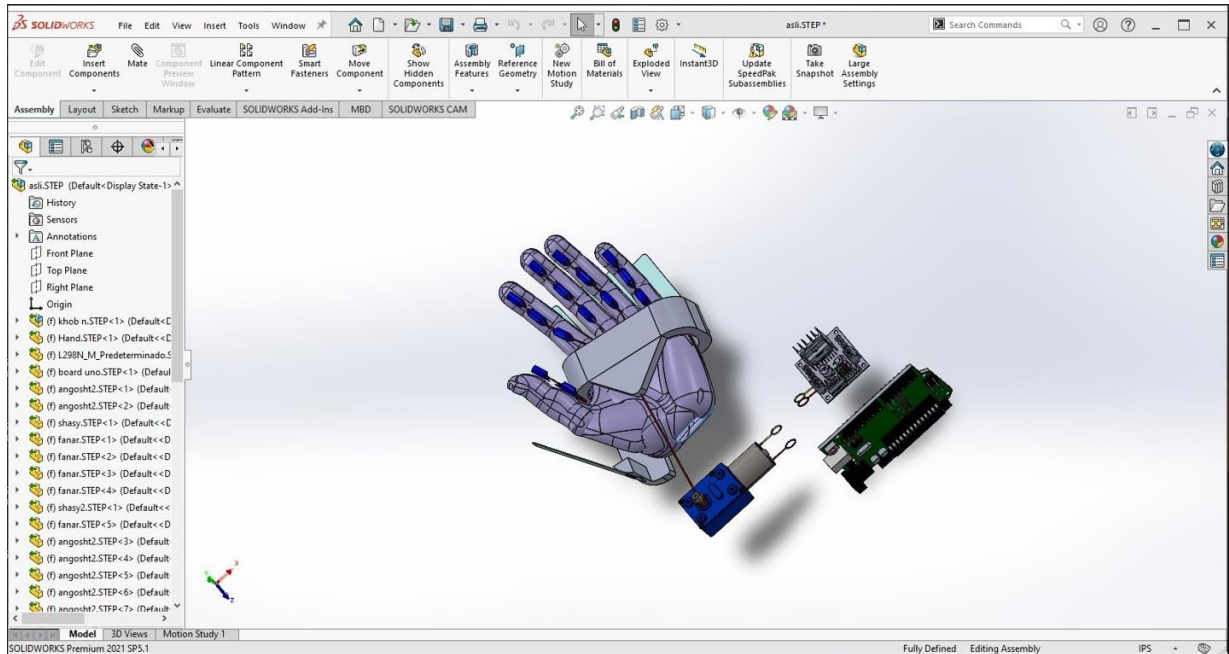
سینماتیک مسیرهای فیزیولوژیکی را تقلید کند.

- **تطبیق پذیری:** برای اینکه ربات مورد نظر، قابل تنظیم بدون تلاش برای اندازه‌های مختلف دست و کاملاً سازگار با طول‌ها و ضخامت‌های مختلف انگشتان دست باشد، بنابراین پژوهش‌های متعددی که در زمینه اندازه‌گیری و طبقه‌بندی سایزهای متفاوت انگشتان دست صورت گرفته‌است، مورد بررسی قرار گرفتند که طول انگشتان دست می‌تواند به میزان مقادیر جدول ۳ متغیر باشد [۸].

- **نیروی وارد بر انگشتان و مفاصل:** انگشتان دست به دلیل ظرافت در اندازه و تعدد استخوان‌های موجود در فضای کم به شدت در اثر وارد آمدن نیروهای غیرمترعارف آسیب‌پذیر است لذا در طراحی مکانیزم میبایست تا حد زیادی از وجود نیروهای بیش از اندازه در سیستم جلوگیری شود. پس از بررسی مقالات حد نهایی نیرو و گشتاور برای اعمال به انگشتان مختلف به صورت جدول ۴ آورده شده‌است.

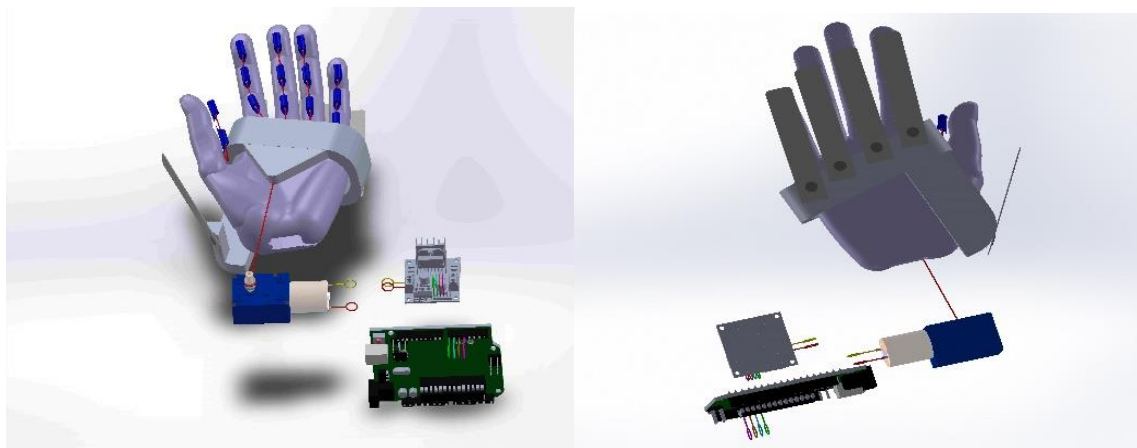
۲-۳- ساخت مدل و طراحی اولیه در نرم‌افزار سالیدورکس

طراحی مکانیکی ربات‌ها به عنوان یک مسئله چند جانبه که شامل بخش‌های متعددی از جمله اتصال موتورها و قطعات الکترونیکی به یک ساختار مکانیکی منطقی است بیش از هر چیزی مبتنی بر تجربه و



شکل ۲. طراحی نهایی در نرم افزار سالیدورکس

Fig. 2. Final design in Solidworks software



شکل ۳. نمای طراحی از روبرو و قرارگیری فنرها در پشت انگشتان

Fig. 3. View of the design from the front and placing the springs behind the fingers

تیغه‌ها و افزایش مسیر طول کابل تا رسیدن به عملگر رد و طرح دیگری جایگزین شد. در طرح سوم که همان طرح نهایی است، تنها تیغه‌ها بین دو لایه پارچه قرار گرفت تا علاوه بر حذف عامل اصطکاک انگشتان با تیغه‌ها، اصطکاک بین تیغه‌ها و کابل‌ها نیز ایجاد شد، حذف گردد. طراحی نهایی با در نظر گرفتن قسمت کنترلی به طور جداگانه و دور از انگشتان از اعمال وزن به انگشتان جلوگیری کرده است و به منظور جلوگیری از اعمال وزن اضافی به انگشتان دست، قسمت کنترلی شامل برد اونو و برد کنترلی درایور موتور به طور جداگانه و به کمک صفحه کلید و صفحه نمایش صورت گرفت و قطعاتی چون موتور و صفحه کلید روی تخته نصب و به کمک کابل‌ها، انگشتان را به حرکت درآوردند. مکانیزم حرکتی طرح مورد نظر به صورتی است که تیغه‌های فنری بر روی شاسی فلزی نصب شد و به دستکش پارچه‌ای دوخته شد و از آسیب به دست جلوگیری شده است و در ادامه موتور گیربکس سیم را می‌کشد که کابل‌ها به رنگ قرمز در طراحی مشخص شده است و انگشت‌ها را جمع می‌کند و بعد از رسیدن به یک نقطه مشخص حرکت بر عکس می‌شود و فنرهای پشت انگشتان به آرامی انگشت‌ها را به حالت ایستاده قرار می‌دهند و محل اتصال موتور و برد و درایور به صورت هم‌رنگ روی هر قطعه مشخص شده است.

۲-۴- طراحی شاسی و نیرو سنجی تیغه های فنری

برای انتخاب تیغه‌های فنری مناسب از روش تجربی استفاده و به کمک نیروسنجی تیغه‌های فنری مناسب هر انگشت که دارای ویژگی‌هایی از جمله توانایی بازگشت انگشتان به حالت اولیه و انعطاف‌پذیری کافی و عدم انتقال نیروی بیش از حد به موتور برای کشیده شدن و جمع کردن انگشتان بدون فشار بیش از حد به موتور باشد، مورد بررسی قرار گرفتند. طراحی اولیه طرح شاسی بر روی ورقه فلزی فولادی از جنس نورد گرم یا ورق سیاه رنگ‌کاری شده که یکی از انواع فلزات پر کاربرد و رایج و دارای انعطاف‌پذیری مناسب با ابعاد ۲۵ در ۸ سانتی‌متر با توجه به ابعاد کف دست و ضخامت مناسب استفاده شده است به طوری که با تجهیزات در دسترس قابل شکل‌پذیری و فرم‌دهی باشد، که در این پروژه ورق فلزی با ضخامت ۱/۱۵ میلی‌متر به کار رفته است. پس از طراحی اولیه شاسی، ورق فلزی برش داده شد و توسط سوهان آهن لبه‌ها بریده شد و پرداخت گردید. ورقه فلزی پرداخت شده توسط ابزار مناسب، فرم دهی اولیه گردید و برای برش کاری‌های ثانویه در راستای هدف و طرح نهایی پروژه آماده شد. پس از انجام فرم‌دهی ثانویه، شاسی برای انجام سوراخ کاری‌های مورد نیاز در جهت قرارگیری تیغه‌های فنری

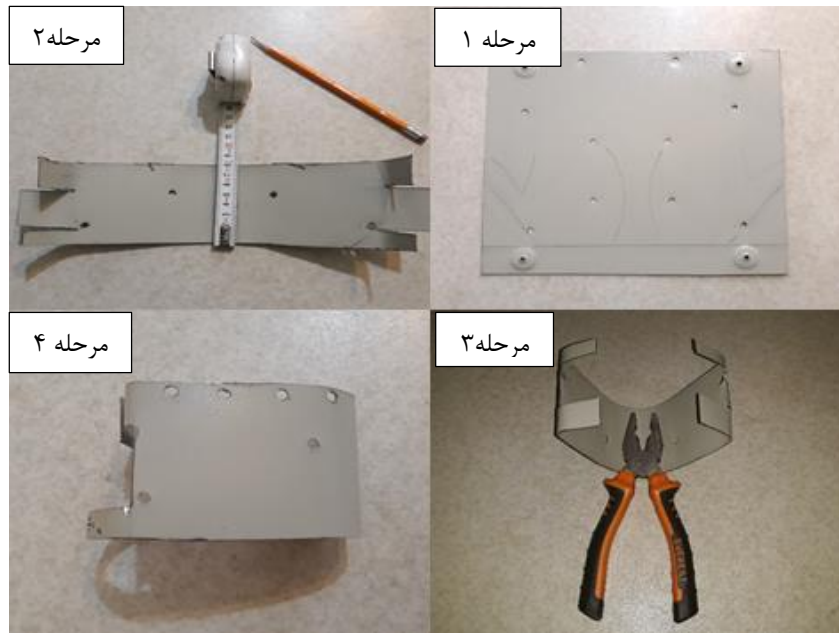
علامت‌گذاری شد. تیغه‌های فنری مختلف از جنس استیل با ضخامت، عرض و سختی‌های متفاوت مورد آزمایش قرار گرفتند و محل قرارگیری بهینه آنها تعیین گردید. تیغه‌های فنری به صورت موقت بر روی شاسی توسط پیچ و مهره نصب شدند تا در مرحله بعدی آزمایش نیروسنجی شوند. در این آزمایش همانطور که در جدول ۵ نشان داده شده است، تیغه فنری شماره ۱ با عرض ۱۵ میلی‌متر، تیغه فنری شماره ۲ با عرض ۱۱ میلی‌متر و تیغه‌های فنری شماره ۳ و ۴ با عرض ۸ میلی‌متر و سختی‌های متفاوت مورد آزمایش قرار گرفتند. محل و نحوه قرارگیری فنرها و همچنین چگونگی اتصال آنها به یکدیگر و در نهایت اتصال به موتور گیربکس تاثیر بسزایی در میزان نیروی مورد نیاز موتور گیربکس برای به حرکت درآوردن دست مکانیکی دارد.

بدیهی است که تیغه‌های فنری با ضریب سختی بالاتر و طول کمتر برای جابجایی نیازمند نیروی بیشتری هستند و هدف از آزمایش یافتن تیغه مناسب با توجه به موارد مورد نیاز ذیل می‌باشد:

۱) در نظر گرفتن طول تیغه فنری با توجه به طول متوسط هر یک از انگشتان دست

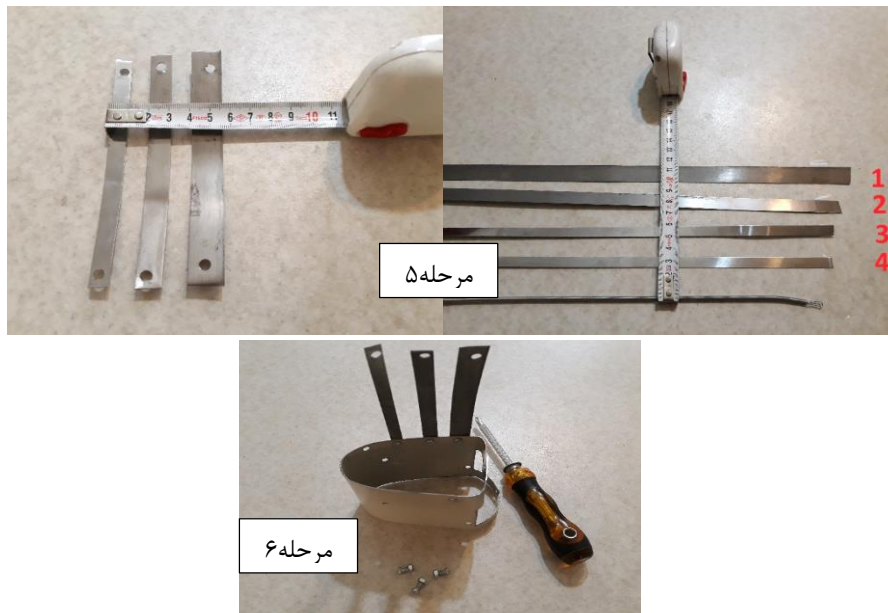
۲) در نظر گرفتن دارا بودن قدرت مناسب تیغه فنری برای بازگرداندن انگشتان دست خم شده به حالت اولیه

۳) در نظر گرفتن سختی مناسب تیغه فنری به نحوی که توانایی بازگرداندن انگشتان به حالت اولیه را داشته باشد و از طرفی دیگر هم نیرویی اضافه بر حد تعادل مورد نیاز ما به موتور گیربکس برای جابجایی وارد نکند. در ادامه مراحل پروژه تیغه‌های فنری نصب شده بر روی شاسی نیروسنجی شد و اعداد بدست آمده، یادداشت گردید. در جهت یافتن تیغه فنری مناسب برای انگشت میانی، ۴ نمونه تیغه فنری طبق جدول ۶ با طول ۱۲۵ میلی‌متر، برای انگشت اشاره و انگشتی، ۴ نمونه تیغه فنری با طول ۱۰۵ میلی‌متر و برای انگشت کوچک، ۴ نمونه تیغه فنری با طول ۸۵ میلی‌متر بر روی شاسی نصب شدند و مورد نیروسنجی قرار گرفتند. پس از انتخاب نوع تیغه‌های فنری و نصب آنها بر روی شاسی طبق شکل ۶، در داخل شاسی یک دستکش محافظ نصب و تیغه‌های فنری توسط پوششی مناسب با انگشتان در تماس است. بدین صورت نمونه اولیه از پروژه مورد نظر ساخته شد که پس از در ارتباط قرارگیری با موتور گیربکس منتخب، آماده ثبت مشکلات احتمالی و حرکت در جهت رفع مشکلات موجود و بهینه‌سازی عملکرد دستگاه گردید.



شکل ۴. از طراحی تا ساخت و پرداخت ورقه فلزی

Fig. 4. From design to manufacturing and finishing of sheet metal



شکل ۵. ادامه مراحل طراحی شاسی

Fig. 5. Continuation of the chassis design process

جدول ۵. عرض تیغه های فنری بر حسب میلی متر

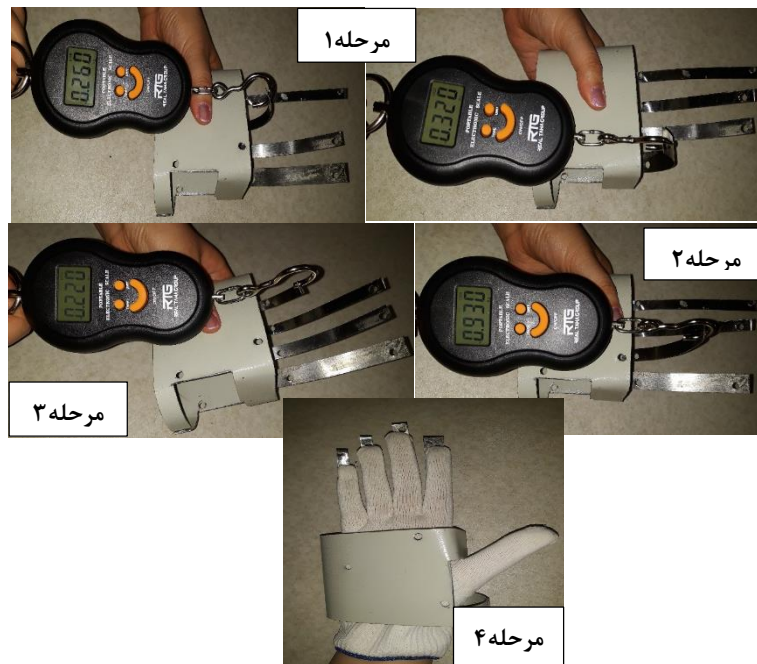
Table 5. Width of spring blades in millimeters

| شماره تیغه | شماره یک | شماره دو | شماره سه و چهار |
|------------|----------|----------|-----------------|
| عرض تیغه | ۱۵ | ۱۱ | ۸ |

جدول ۶. طول تیغه های فنری برای هر انگشت بر حسب میلی متر

Table 6. Length of spring blades for each finger in millimeters

| انگشت مورد نظر | انگشت میانی | انگشت اشاره و انگشتری | انگشت کوچک |
|----------------|-------------|-----------------------|------------|
| طول تیغه | ۱۲۵ | ۱۰۵ | ۸۵ |



شکل ۶. مراحل نیروسنجی: مرحله ۱) نیروسنجی انگشت اشاره و انگشتری، مرحله ۲) نیروسنجی انگشت میانی، مرحله ۳) نیروسنجی انگشت کوچک، مرحله ۴) قرارگیری تیغه های مناسب روی شاسی

Fig. 6. Force measurement steps: Step 1) force measurement of index and ring finger, Step 2) force measurement of the middle finger, Step 3) dynamometry of the little finger, Step 4) Placement of suitable blades on the chassis

جدول ۷. مقادیر نیروی اندازه‌گیری شده برای تیغه با طول ثابت و عرض متفاوت در هر مرحله

Table 7. The values of measured force for the blade with fixed length and different width at each stage

| تیمه شماره ۴ | تیمه شماره ۳ | تیمه شماره ۲ | تیمه شماره ۱ | مقدار نیرو | مرحله نیروسنجی |
|--------------|--------------|--------------|--------------|------------|---|
| ۰/۱۵۰ | ۰/۱۸۰ | ۰/۸۹۵ | ۰/۲۹۰ | | مرحله ۱: تعیین تیغه انگشت میانی |
| ۰/۲۲۰ | ۰/۲۶۰ | ۰/۹۳۰ | ۰/۳۲۰ | | مرحله ۲: تعیین تیغه انگشت اشاره و انگشتری |
| ۰/۳۲۰ | ۰/۳۶۵ | ۱/۱۱۰ | ۰/۳۸۰ | | مرحله ۳: تعیین تیغه انگشت کوچک |

جدول ۸. تیغه‌های منتخب برای هر انگشت

Table 8. Selected blades for each finger

| انگشت کوچک | انگشت اشاره و انگشتری | انگشت میانی | سایز تیغه فنری هر انگشت |
|------------|-----------------------|-------------|-------------------------|
| ۸۵ | ۱۰۵ | ۱۲۵ | طول (میلی‌متر) |
| ۱۵ | ۱۵ | ۱۱ | عرض (میلی‌متر) |

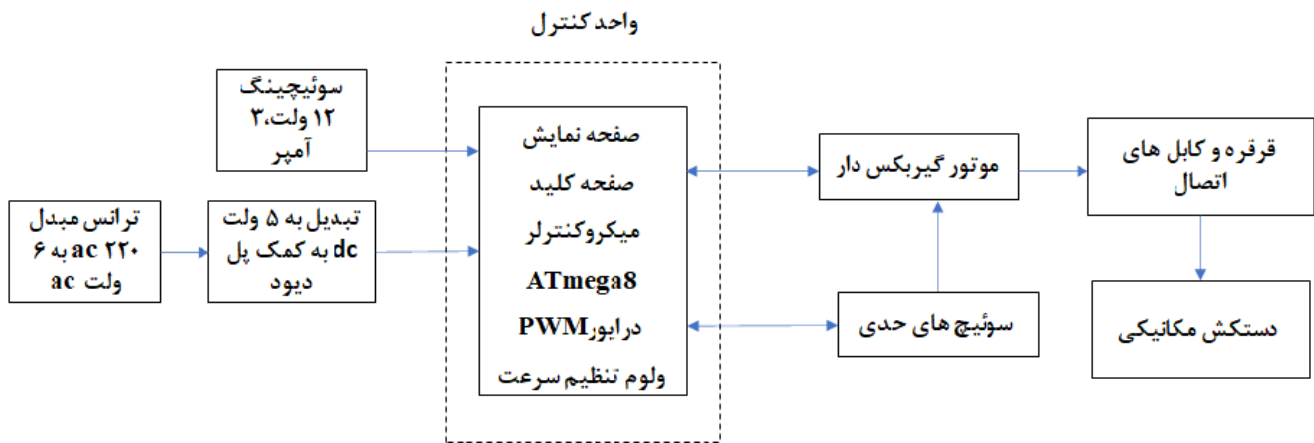
۲-۵- نتایج حاصل از نیروسنجی

گردید که با در نظر گرفتن ۱۰ درصد حاشیه اطمینان، عدد ۲۲ نیوتن بدست آمد. بدیهی است که موتورگیربکسی با توانایی بالاتر می‌تواند توسط عوامل مکانیکی همچون میکروسوئیچ‌های حدی و عوامل نرم‌افزاری در جهت عدم آسیب‌رسانی، کنترل و به کار گرفته شود، اما افزایش هزینه و مشکلات حمل و نقل و عدم مصرف انرژی بهینه را در پی دارد.

با توجه به اینکه از داخل دست مکانیکی، سیم‌کشی‌های ارتباطی با موتورگیربکس انجام شد، لذا امکان قرارگیری تیغه‌های فنری در داخل دست مکانیکی وجود نداشت و تیغه‌های فنری از روی انگشتان متصل شدند. مقادیر نیروسنجی تیغه‌ها در هر مرحله در جدول ۷ آمده است. برای بدست آوردن نیروی مورد نیاز موتورگیربکس مجموع نیروهای مورد نیاز جابجایی تیغه‌های فنری محاسبه شد و با در نظر گرفتن درصدی بالاتر از نیروی مورد نیاز در جهت پوشش خطاهای اندازه‌گیری و همچنین حرکت خود انگشتان تهیه گردید. با در نظر گرفتن تیغه فنری شماره ۲ با طول ۱۲۵ میلی‌متر برای انگشت میانی و تیغه شماره ۱ با طول ۱۰۵ میلی‌متر برای انگشت اشاره و انگشتری و تیغه شماره ۱ به طول ۸۵ میلی‌متر برای انگشت کوچک که مقادیر طول و عرض تیغه‌های مناسب برای هر یک از انگشتان در جدول ۸ نمایش داده شده‌است، مقدار عددی ۲۰۶۵ گرم معادل حدود ۲۰ نیوتن محاسبه

۲-۶- تجهیزات مکانیکی و الکترونیکی سیستم

دستکش رباتیک نرم مبتنی بر پارچه پوشیدنی بر اساس ابعاد متوسط اندازه دست انسان ساخته شده‌است. در این مطالعه، طرح ساخته شده بر پایه دستکش پارچه‌ای با روش کابلی و محرکه الکتریکی می‌باشد که ایمنی و راحتی کاربر را تأمین و به دلیل ساختار کشسان و پارچه‌ای قابل تنظیم روی سایزهای مختلف انگشتان بوده و انطباق‌پذیری کافی را ایجاد می‌کند. از جمله قطعات مکانیکی سیم‌های ترمز است که به عنوان کابل‌های مجموعه



شکل ۷. بلوک دیاگرام سیستم دستکش مکانیکی توان بخشی انگشتان دست

Fig. 7. Block diagram of finger rehabilitation mechanical glove system

$$t = 9950 \cdot \frac{P}{s} \quad (1)$$

با جایگزین کردن گشتاور مورد نیاز و سرعت ۱ تا ۲ دور در دقیقه می‌توان توان موتور الکتریکی مورد نیاز را محاسبه نمود. به منظور محدود کردن مکانیکی ماکزیمم نیروی وارده از طرف موتور گیربکس الکتریکی و عدم استفاده از سنسور استرین گیج می‌توان با استفاده از فرمول قانون هوک، یک فنر با درجه سختی مشخص را بصورت واسط انتقال نیرو از موتور گیربکس به دستکش بکار گرفت تا از انتقال نیروی بیش از اندازه جلوگیری شود.

$$f = -kx \quad (2)$$

در رابطه (۲) که f نیرو بر حسب نیوتن و k ضریب سختی فنر بر حسب نیوتن بر متر و x جابجایی فنر بر حسب متر است، با مشخص شدن حداکثر نیروی مجاز برای اعمال نیرو و برابر قراردادن مقدار عددی محیط پولی مورد استفاده، از میکرو سوئیچ حدی مینیمم تا میکرو سوئیچ حدی ماکزیمم (محیط پولی حد فاصل دومیکروسوئیچ حدی) با مقدار x مقدار k فنر مورد نیاز بدست می‌آید. مشخصات موتور گیربکس سیستم، جریان ۳ آمپر، ولتاژ ۱۲ ولت، توان ۳۶ وات، تعداد دور موتور ۶۰ دور در دقیقه و گشتاور ۲/۱ کیلوگرم

بسته به محل قرارگیری دارای روکش بوده و سیم‌های روی شاسی بدون روکش کار شده‌اند. از آنجایی که موتور الکتریکی به عنوان عامل اصلی در حرکت یک سیستم مکانیکی به‌شمار می‌آید، لازم است تا برای ایجاد یک فضای فرمان دهی و کنترل مناسب و کاربردی بتواند به سیستم متصل گردد و به عنوان محرکه‌ی اصلی به کمک برنامه‌نویسی مناسب میکروکنترلر، نیروی لازم برای حرکت دستگاه و انجام فرآیند توان‌بخشی را تامین کند. بنابراین با توجه به بلوک دیاگرام سیستم در شکل ۷، قطعات به‌کاررفته، مورد بررسی قرار خواهند گرفت.

طبق نتایج حاصله از آزمایش‌های انجام‌شده، بیشترین نیروی مورد نیاز با در نظر گرفتن ضریب تقریبی ۱/۲۵ به منظور افزایش توان کارکردی موتور گیربکس و با در نظر گرفتن نیروی لازم برای غلبه بر اصطکاک اجزای مکانیکی و به حرکت درآوردن تسمه‌های فنری ۹۰ نیوتن‌متر می‌باشد. که طبق آن و فرمول محاسبه گشتاور با توجه به انتخاب یک پولی تک یا دو شیار با قطر ۴۰ میلی‌متر گشتاور موتور گیربکس مورد نیاز پروژه را محاسبه شد. برای نیروی ۹۰ نیوتنی مورد نیاز، انتخاب یک موتور گیربکس ۱/۸ نیوتن متر با سرعت ۱ تا ۲ دور در دقیقه، می‌تواند مناسب پروژه باشد. برای بدست آوردن گشتاور موتورهای الکتریکی بر حسب نیوتن متر می‌توان از رابطه (۱) استفاده کرد که در آن t گشتاور بر حسب نیوتن متر و p توان موتور الکتریکی بر حسب کیلو وات و k تعداد دور موتور الکتریکی در یک دقیقه است.

انجام حرکت عکس، به کمک دکمه‌ها می‌توان میزان موردنظر را تعیین نمود. در پشت قسمت صفحه کلید، قطعات الکترونیکی مورد نیاز روی برد مربوطه نصب و از میکروکنترلر ای تی مگا ۸^۴ و به کمک زبان برنامه نویسی بیسیک، یک زبان برنامه نویسی سطح بالا، میکروکنترلر برنامه‌ریزی شد. میکروکنترلر موردنظر دارای ۲۸ پایه می‌باشد و با ولتاژ ۲/۷ تا ۵/۵ کار می‌کند و دارای ۸ کیلو بایت حافظه قابل پروگرام کردن می‌باشد و دارای یک کیلو بایت رم اجرایی و ۵۱۲ بایت ای ای پرام^۵ و دارای ۱۰ پایه آنالوگ به دیجیتال می‌باشد. همچنین دارای سه پایه مدار مدولاسیون پهنای باند و ۳ تا بمر می‌باشد. موتور دارای گیربکس و کنترل سیستم با مدار مدولاسیون پهنای باند و آی سی ان ای ۵۵۵ و مدار سازگار با موتور طبق ولتاژ و آمپر موردنیاز طراحی شده‌است و با توجه به مشخصات موتور مدار موردنظر طراحی شده‌است. برای کنترل سیستم از درایور مدار مدولاسیون پهنای باند استفاده شده‌است که در حالت اتوماتیک سیستم با تنظیم پیچ پتانسیومتر می‌توان سرعت حرکت را تنظیم نمود. در بلوک دیاگرام مراحل راه اندازی سیستم نشان داده شده‌است و منبع تغذیه سیستم برق شهر است، بنابراین برای تبدیل برق متناوب به جریان مستقیم از ترانس مبدل ۲۲۰ ولت متناوب به ۶ ولت متناوب و پل دیود برای تبدیل به ۵ ولت دی‌سی استفاده شده‌است که در واقع ولتاژ مورد نیاز برای شروع به کار میکروکنترلر، صفحه کلید و صفحه نمایش می‌باشد و برای موتور گیربکس نیز تبدیل ولتاژ ۱۲ ولت انجام می‌شود. تعیین محل حد باز و بسته شدن انگشتان به روش تجربی انجام شد و محل سوئیچ‌های حدی مشخص گردید که به منظور جلوگیری از آسیب قطعه موردنظر، جلوی هر کدام از آن‌ها یک عدد فنر قرار گرفت تا از شتابی که موتور به آنها وارد می‌کند کاسته شود. سوئیچ‌های حدی روی قرقره که دور آن سیم‌های از جنس سیم ترمز پیچیده شده‌است، قرار گرفتند و قرقره روی موتور گیربکس که موتور شیشه بالابر ماشین پژو ۴۰۵ است، قرار گرفت. فرآیند حرکت انگشتان به این صورت است که با چرخش قرقره در جهت ساعتگرد و به کمک بازگشت تیغه‌های فنری به حالت اولیه انگشتان گسترده شدند و با حرکت موتور در جهت پاد ساعتگرد کابل‌های مربوطه که در شیار قرقره قرار گرفته‌اند، کشیده شده‌اند و حرکت جمع و خمش انگشتان اتفاق افتاد. قسمت دستکش و لایه‌های زیرین شامل تیغه‌های فنری است. تیغه‌ها برای سازگاری با انگشتان و دستکش، دارای برش گرد و روی یک لایه از دستکش چسبانده شده‌است و پس از جدا کردن قسمت انگشتان یک دستکش دیگر، لایه دیگری روی تیغه‌ها برای جلوگیری از آسیب و کاهش

در سانتی‌متر است. با توجه به آزمایشات انجام شده، نیروی موردنیاز حرکت تیغه‌های فنری معادل نیروی موردنیاز ۲۰۶۵ گرم وزن محاسبه شد و با فرض برابرگرفتن حداقل نیروی موردنیاز حرکت انگشتان با حداقل نیروی موردنیاز حرکت تیغه‌های فنری و در نظر گرفتن ۱۰ درصد نیروی بیشتر برای مقابله با اصطکاک‌های داخلی مقدار نیروی ۴۵۴۳ گرم به دست می‌آید و با توجه به شعاع پولی ۰/۲۶ سانتی‌متر و نیروی معادل ۴/۵۴۳ کیلوگرم، حداقل گشتاور موردنیاز موتور گیربکس برای به حرکت درآوردن تیغه‌های فنری و انگشتان دست ۱/۱۸ کیلوگرم در سانتی‌متر است. حداقل نیرو و گشتاور موردنیاز ما بر اساس ۴۵۴۳ گرم و شعاع پولی ۰/۲۶ سانتی‌متر، محاسبه شد و با یک موتور گیربکس با گشتاور ۱ کیلوگرم در سانتی‌متر می‌توان وزن ۳/۸ کیلوگرم را حرکت داد.

۲-۷- راه اندازی و عملکرد سیستم

محل قرارگیری قسمت کنترلی سیستم شامل صفحه کلید و صفحه نمایش ابتدا به طور جداگانه روی قطعه‌ای پلاستیکی مشخص شد، سپس روی آن نصب گردید. روی صفحه نمایش حالت‌های کاری دستگاه از جمله حالت دستی و اتوماتیک نمایش داده می‌شود که با انتخاب حالت اتوماتیک، سیستم وارد مرحله انتخاب تعداد دور باز و بسته شدن انگشتان می‌شود و می‌توان با دکمه‌های بالا و پایین تعداد دفعات تکرار حرکت را مشخص نمود و با انتخاب دکمه ورود^۱ روی صفحه کلید، حرکت باز و بسته شدن انگشتان آغاز و به تعداد عدد مورد نظر تکرار می‌شود. همچنین در حین حرکت با انتخاب دکمه خروج^۲ حرکت انگشتان متوقف می‌شود و با رفتن به حالت دستی یا شروع مجدد دستگاه کالیبره می‌شود و انگشتان را به حالت باز بودن برمی‌گرداند و سپس ادامه روند کار انجام می‌شود. حالت دیگری که در صفحه کلید مشاهده می‌شود، حالت دستی^۳ است که در این حالت فرد می‌تواند به کمک دکمه‌های بالا و پایین میزان حرکت را تعیین کند. با فشار و نگه داشتن دکمه پایین انگشتان شروع به جمع شدن می‌کند و به میزانی که دکمه نگه داشته شود، انگشتان به همان میزان خم می‌شوند و حد نهایت بسته شدن انگشتان تا رسیدن موتور به سوئیچ‌های حدی است. اگر دکمه بالا فشار و نگه داشته شود، انگشتان باز می‌شود و فرآیند به همان صورت انجام می‌شود و در همان لحظه اول چون دستگاه کالیبره و انگشتان در حالت باز است، اتفاقی نمی‌افتد اما برای تعیین میزان باز شدن هنگام بسته بودن و

-
- 1 ent
 - 2 esc
 - 3 manual

4 ATmega8
5 EEPROM

نیروی اعمالی از سمت تیغه‌ها به انگشتان، با چسب به دستکش لایه زیرین متصل شد. تیغه‌های فیزی از قسمت کمی بالاتر از سر انگشتان و دستکش به کابل‌ها متصل شدند و اندازه تیغه‌ها مقداری بیشتر از سایز انگشتان دست در نظر گرفته شده‌است. در این طرح کابل‌های مربوطه به صورت جدا از تیغه‌ها و دستکش روی شاسی قرار گرفته‌اند، بنابراین از ایجاد اصطکاک ناشی از حرکت کابل‌ها جلوگیری شد که یکی از مزایای سیستم موردنظر است و برای زیبایی طرح قسمتی از دستکش روی شاسی چسبانده شد. جهت تکمیل و ساخت بخش کنترلی، به طراحی قسمت مداری و تعیین محل قرارگیری قطعات الکترونیکی نیاز است و لازم است تا نحوه اتصالات به طور دقیق مشخص شود. بنابراین برای تحقق این هدف از نرم افزار پروتوس کمک گرفته شد و پس از طراحی شماتیکی در این نرم افزار، قطعات روی برد الکترونیکی تهیه شده قرار گرفت و پس از تست اجزا و کارکرد صحیح قطعات، بخش کنترلی سیستم تکمیل شد و به کمک پیچ تنظیم سرعت و کلیدهای روی صفحه کلید با این بخش می‌توان ارتباط برقرار نمود (طراحی مدارات الکترونیکی به صورت سفارشی ساخته شده‌است).

نحوه اتصالات و بخش مکترونیکی سیستم نیز به صورت زیر می‌باشد:

- صفحه نمایش کاراکتری ۲×۱۶ با ارتباط سریال ۴ بیتی
- اتصال موتور به میکروکنترلر به وسیله دو عدد رله و به صورت دیجیتال
- کنترل سرعت موتور توسط مدار مدولاسیون پهنای باند و به صورت دیجیتال

در این پژوهش برای برنامه‌ریزی میکروکنترلر مورد استفاده، زبان برنامه نویسی ویژوال بیسیک مورد استفاده قرار گرفته‌است. آنچه که ساخته شد، پس از برنامه‌ریزی میکروکنترلر، ارتباط آن با کامپیوتر قطع شد و دیگر نیازی به یک کامپیوتر برای کنترل و راه‌اندازی سیستم نمی‌باشد.

۳- تست و بررسی کارکرد سیستم

بررسی با استفاده از جامعه آماری یکی از روش‌های مرسوم در دستیابی به اطلاعات موردنظر در ارتباط با یک موضوع می‌باشد. برای نتیجه‌گیری با استفاده از این روش، مجموعه فعالیت‌هایی که به ترتیب عبارتند از جمع‌آوری اطلاعات اولیه، مرتب و خلاصه کردن اطلاعات، طبقه‌بندی و تجزیه و تحلیل اطلاعات مرتب شده و در نهایت تفسیر داده‌ها، صورت می‌گیرد. یکی از مزایای قابل توجه استفاده از این روش آن است که می‌توان بدون جمع‌آوری اطلاعات از تمام افراد مجموعه و با بررسی تعداد محدودی از این افراد به نتایج قابل قبولی در حالت کلی دست یافت. با این وجود پیش از پرداختن

به نحوه بررسی، باید به این نکته اشاره گردد که هدف از انجام آزمایش در این مرحله، بررسی قابلیت سیستم در بهبود بیمارانی که انگشت آنان دچار آسیب‌دیدگی بر اثر سکتته یا رماتیسم مفصلی، نمی‌باشد چرا که این بررسی نیاز به جامعه آماری گسترده و هم چنین زمان قابل توجه و تمرینات مداوم در دوره‌های بلندمدت و زیر نظر پزشکان متخصص دارد که خود پژوهش کامل دیگری می‌باشد، ولی بررسی این نکته که کارکرد این سیستم مطابق پارامترهای در نظر گرفته شده باشد، نیازی به بررسی آن بر روی بیماران ندارد و با تست آن بر روی افراد سالم نیز می‌توان تا حد قابل قبولی به نتایجی صحیح و قابل استناد رسید. با در نظر گرفتن این مطلب در ادامه به بیان اهداف آزمایش، نحوه جمع‌آوری اطلاعات و در نهایت به بیان اطلاعات و نتیجه‌گیری از آزمایش پرداخته خواهد شد.

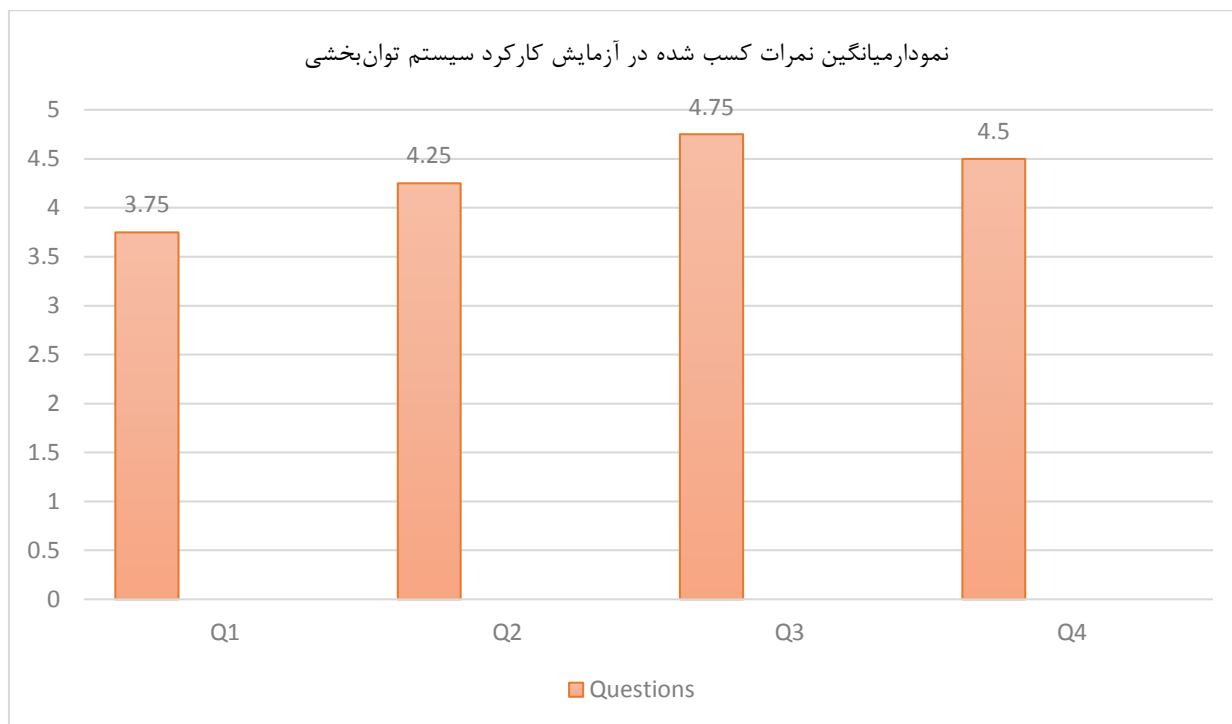
نحوه ارزیابی پارامترهای ذکر شده در پایین در این آزمایش، استفاده از یک فرم نمره‌دهی به گزاره‌های ارائه شده در نظر گرفته شد و تعداد ۳ سوال مربوط به ارزیابی پارامترهای فوق و ۱ سوال نیز مربوط به ارزیابی کلی دستگاه اختصاص پیدا کرد. هم‌چنین نحوه نمره‌دهی به سوالات نیز به صورت اختصاص پیدا کردن یک عدد صحیح در بازه ۱ تا ۵ می‌باشد که ۱ به معنای کاملاً مخالف و ۵ به معنای کاملاً موافق با گزاره می‌باشد. در جدول ۹ گزاره‌ها به تفکیک پارامترهای موردنظر آورده شده‌است. برای یکسان‌سازی شرایط آزمایش تمامی شرکت‌کنندگان تحت یک نوع حرکت یکسان قرار گرفتند و در طول آزمایش ابتدا افراد با یک دست شاسی را نگه‌داشتند و انگشتان را به طور کامل داخل دستکش و برای ایمنی بیشتر روی مکانی ثابت قرار دادند، سپس توضیحات اولیه برای نحوه کار با صفحه کلید و معنای موارد صفحه نمایش توضیح داده شد و سیستم را برای مدتی در اختیار کاربر قرار دادیم تا با آن آشنا شوند، سپس پس انجام یکبار حرکت باز و بسته شدن انگشتان در هر دو حالت، افراد مورد پرسش قرار گرفتند و سوالات نمره‌دهی شدند و نتایج حالت دستی و اتوماتیک با هم آمده‌است. با توجه به اینکه برخی گزاره‌های مورد استفاده در ارزشیابی نیازمند اطلاعات قبلی می‌باشد، لذا اطلاعات لازم در مورد کلیات مربوط به کار با سیستم و عملکرد آن پیش از شروع هر فرآیند ارزشیابی به فرد مورد آزمایش ارائه گردید و پس از انجام حرکات اشاره شده در بالا، پرسشنامه مربوط به هر فرد بر اساس تجربه استفاده از دستگاه تکمیل گردید.

این ارزیابی بر روی ۱۰ فرد با انگشتان دست سالم آزمایش شد که نتایج آن با استفاده از نمودار میله‌ای در شکل ۸ آورده شده‌است.

جدول ۹. تفکیک گزاره های مورد استفاده در پرسشنامه ارزیابی سیستم

Table 9. Separation of propositions used in the system evaluation questionnaire

| گزاره ارزیابی | پارامتر ارزیابی |
|---|---|
| میزان احساس راحتی و رضایت هنگام باز و بسته شدن انگشتان در دستکش مکانیکی | سهولت در استفاده از سیستم توان بخشی |
| میزان اطمینان خاطر از دستگاه یا احساس نگرانی در طول انجام حرکات توسط سیستم | قابلیت اطمینان سیستم توان بخشی |
| مدت زمان یادگیری کار با دستگاه و برقراری ارتباط با سیستم | تعامل سیستم توان بخشی با انسان |
| داشتن توانایی انجام حرکات در نظر گرفته شده و تمایل بیشتر به استفاده در مقایسه با روش های توان بخشی سنتی | نحوه کارکرد و ارزیابی کلی سیستم توان بخشی |



شکل ۸. میانگین نمرات کسب شده توسط هر سوال

Fig. 8. average score of each question

۳-۱- نتایج نظرسنجی پس از تست دستگاه

کند و نیازمند ثابت شدن و قرارگیری روی یک تکیه‌گاه باشد. نکته دیگری که در آزمایش مورد توجه قرار گرفت، عدم قرارگیری انگشتان در حالت راست و قائم است و دست حتی در حالت تماما باز، به کمک قرارگیری فنرها پشت انگشتان، هم چنان در حالت کمی خمیده ماند و ربات در حالت استراحت که حالت بازبودن دست است، کمی انگشتان را به حالت خمیده نگه می‌دارد تا در انگشتان افراد دارای اختلال نیز که قادر به کامل بازکردن انگشتان نیستند، احساس ناراحتی ایجاد نشود. کار ساخته شده بهتر است روی دست بیمار و دچار اختلال نیز آزمایش شود، زیرا انگشتان دچار گرفتگی نیاز به نیروی بیشتری دارند و ربات مورد نظر توانایی اعمال نیروی بیشتر را به کمک فنرها را دارد و افراد اظهار داشتند که نیروی اعمالی هنگام بازشدن انگشتان، بیش از حد نیروی لازم برای بازکردن دست سالم که به آسانی بازمی‌شود، است و قدرت بالای موتور امکان بازشدن انگشتان آسیب دیده را نیز فراهم می‌کند و با تنظیم سرعت می‌توان زمان بازشدن انگشتان را کاهش داد. زمان یادگیری کار با دستگاه ممکن است برای افراد کم‌سواد یا سالمندان کمی سخت باشد و نیاز به توضیحات مجدد در حین کار با دستگاه داشته باشد و وجود یک درمانگر برای انجام توان‌بخشی در خانه الزامی باشد. در کل از مزایای ربات می‌توان حالت پویایی و عدم نیاز به ثابت شدن ساعد در طول حرکت را یادآوری کرد و تنها برای آرامش فرد و افزایش ایمنی و اطمینان خاطر نیاز است تا فرد دست خود را در یک مکان ثابت قرار دهد.

۳-۲- بررسی تاثیر تغییرات سرعت موتور در طول حرکت

اگر سرعت در کمترین مقدار خود قرار گیرد به دلیل نیروی فنرها موتور قدرت کافی برای بستن دست ندارد و انگشت‌ها کامل بسته نمی‌شوند، بنابراین پیچ تنظیم سرعت در مقداری خاص بین سرعت زیاد و کم باید تنظیم شود تا قدرت کافی برای ایجاد حرکت بسته شدن انگشتان به درستی را داشته باشد، اما هنگام باز شدن انگشتان، فنرها به قدرت موتور می‌افزایند و حتی در سرعت کم، دست سریعاً باز می‌شود و بهتر است پیچ تنظیم سرعت جهت عدم آسیب به میکروسوئیچ‌ها و کشیدگی سریع انگشتان در بیشترین مقدار نیز قرار نگیرد. در شکل ۹ ساختار نهایی نمونه اولیه سیستم توان‌بخشی انگشتان دست نشان داده شده است.

۴- نتیجه گیری

رباتی با ساختار نرم طراحی شد که به کمک یک موتور گیربکس‌دار و مسیری برای تاندون‌ها می‌تواند هر چهار انگشت بیمار (به جز شست) را حرکت دهد. در طراحی این دستکش که برای هدف توان‌بخشی طراحی شده است،

با توجه به نظرسنجی انتهایی تست، در فرآیند خمش انگشتان، سیستم کمی احساس ناراحتی ایجاد می‌کند که به دلیل ساختار متراکم دستکش می‌باشد. دستکش مکانیکی برای ابعاد بزرگتر دست که ساختار انگشتان دارای طول و عرض بیشتری نسبت به سایز در نظر گرفته شده دارند، به دلیل ساختار متراکم که بر اثر دو لایه پارچه و قرارگیری تیغه‌ها بین دو لایه می‌باشد، هنگام بسته شدن انگشتان، کمی ناراحتی برای افراد ایجاد می‌کند که سبب کاهش نمره بخش راحتی سیستم می‌شود. در حالت اتوماتیک در سرعت بالا، هنگام بازشدن انگشتان ترس کمی در افراد ایجاد می‌شد که برای پوشیدن دستکش و احساس راحتی هنگام انجام حرکات، بهتر است دست به طور کامل داخل پوشش قرار گیرد تا حرکت به درستی انجام و فرد در انگشتان احساس ناراحتی نکند و افراد هنگام کار با دستگاه در حالت دستی سیستم رضایت بیشتری داشتند و علاقه و تمایل خود برای کار با طرح را اظهار داشتند. در حالت اتوماتیک گاهی کاربر نیاز به توضیح داشت و ممکن است قادر به تشخیص تعداد دفعات به علت نمایش اعداد به انگلیسی نباشد و نیاز به توضیحات مجدد داشته باشد، بنابراین بهتر است افراد آشنایی کمی با زبان انگلیسی برای خواندن حالت‌های مختلف و انتخاب دکمه درست را داشته باشند و ممکن است در سالمندان به عنوان ایراد دستگاه یادآوری شود که فرد نیازمند کمک دیگری برای راهنمایی و انتخاب دکمه درست باشد. در حالت دستی که فرد به کمک دکمه‌های بالا و پایین، میزان باز و بسته شدن را تعیین می‌کند، اگر آزمایش روی دست دچار اختلال باشد، میزان باز و بسته شدن نیازمند دکتر متخصص برای تعیین حد و عدم آسیب به انگشتان می‌باشد. ایراد دیگر طرح این است اگر فرد بخواهد زودتر دست را باز کند، نمی‌تواند و قصد نوع حرکت بیمار قابل تشخیص نیست و شخص به دلیل عبور کابل‌ها از روی شاسی، قادر به گرفتن اجسام داخل انگشتان نبوده و قابلیت کمکی بودن را ندارد اما قابلیت اطمینان سیستم که نمره خوبی را هم کسب کرده است به دلیل وجود دکمه خاصی روی صفحه کلید است که در هر مرحله فرد می‌تواند ادامه کار با سیستم را متوقف کند. به دلیل انجام آزمایش روی دست سالم، انگشتان افراد مقاومت کرد و کمی نگرانی و عدم اطمینان ایجاد شد اما اگر دست فرد مقاومت کند، سیستم نیروی کافی برای بازکردن دارد و می‌تواند برای دست آسیب دیده مناسب باشد. از دیگر موارد در فرآیند تست سیستم، برخی سنگینی و وزن اعمالی سیستم به دست که بر اثر شاسی و تیغه‌ها می‌باشد را بیان کردند که ممکن است برای دست بیمار یا افرادی که عضلات دست ضعیف‌تری دارند، احساس ناراحتی ایجاد



شکل ۹. ساختار نهایی نمونه اولیه سیستم توان بخشی انگشتان دست

Fig. 9. The final structure of the finger rehabilitation system prototype

وجود دارد و مشکل کشیدگی بیش از حد انگشتان از عقب وجود ندارد، زیرا در پژوهش‌های پیشین انگشتان از عقب به کمک کابل و عملگرهای مورد استفاده باز می‌شوند اما با نوآوری به‌کاررفته در طرح ساخته‌شده به کمک کابل‌های متصل به سر انگشتان دست، حرکت بسته‌شدن انگشتان و با حرکت عکس موتور بدون نیاز به عملگرهای خطی و با بازگشت تیغه‌های فتری به حالت اولیه، انگشتان به عقب کشیده می‌شوند و گسترش می‌یابند. در نمونه ساخته‌شده همچنین محدودیت درجه آزادی حذف‌شده است و انطباق کامل با انگشتان و کاهش وزن ربات با حذف ساختار سخت و بازوهای مکانیکی، مکانیسم اسکلت بیرونی دست، قابل حمل، پوشیدنی و قابل تنظیم برای بیمارانی است که در خانه توان‌بخشی انجام می‌دهند. از پیشنهادات مربوط به بهبود این طرح در ساختار و عملکرد به موارد زیر می‌توان اشاره نمود:

- آزمایش ربات روی بیماران و بررسی عملکرد سیستم
- ایجاد حلقه کنترلی برای تشخیص نیروی اعمالی به کمک جریان موتور و تنظیم سرعت و نیروی سیستم
- تعیین میزان نیروی اعمالی دست به سیستم و بررسی تاثیر دستگاه در بهبودی بیمار در حرکت فعال

سعی شده است محدودیت‌هایی مانند هزینه ساخت، حمل و نقل، وزن، ظاهر مناسب، کنترل و ارتباط راحت با بیمار در مسیر طراحی در نظر گرفته شود چرا که با نگاهی به ربات‌های توان‌بخشی انگشتان در دهه اخیر، می‌توان دریافت که برطرف کردن این محدودیت‌ها از مهمترین نیازهای طراحی است و تاثیر زیادی در تجاری‌سازی چنین محصولی دارند. مکانیزم تاندونی یکی از بهترین انتخاب‌ها از لحاظ قیمت، ظاهر مناسب و قابلیت جابجایی است. دور بودن عملگرها از محل اعمال نیرو علاوه بر مهارت بیشتر، به تمیزتر نگه‌داشتن محصول کمک می‌کند. در زمینه تجاری‌سازی و هزینه‌های ساخت پروژه موردنظر می‌توان به قرارگیری موتور در کنار دیگر قطعات در یک ساختار تحت عنوان جعبه کنترل و استفاده از صفحه نمایش لمسی و تکمیل شکل ظاهری سیستم با هدف تجاری‌سازی و استفاده از منبع تغذیه باتری قابل شارژ اشاره نمود.

از جمله موارد مهم در قسمت طراحی مجدد و بهبود نمونه ساخته‌شده در گذشته، می‌توان به استفاده از فنرها برای کنترل بهتر حرکت، استفاده بهینه از نیرو و همچنین، کاهش طول کابل و به تبع، کاهش اصطکاک اشاره کرد. در مرحله شبیه‌سازی نیز با بررسی حرکت طبیعی دست، سختی فنرها طوری انتخاب شد که حرکت ربات، دقیقاً منطبق بر حرکت طبیعی انگشتان هنگام جمع و باز شدن باشد. در این پژوهش امکان حرکت همزمان انگشتان

(2018) 74039-74050.

- [7] S. Park, M. Fraser, L.M. Weber, C. Meeker, L. Bishop, D. Geller, J. Stein, M. Ciocarlie, User-driven functional movement training with a wearable hand robot after stroke, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(10) (2020) 2265-2275.
- [8] V. Moreno-SanJuan, A. Cissal, J.-C. Fraile, J. Pérez-Turiel, E. de-la-Fuente, Design and characterization of a lightweight underactuated RACA hand exoskeleton for neurorehabilitation, *Robotics and Autonomous Systems*, 143 (2021) 103828.
- [9] H.K. Yap, J.H. Lim, F. Nasrallah, C.-H. Yeow, Design and preliminary feasibility study of a soft robotic glove for hand function assistance in stroke survivors, *Frontiers in neuroscience*, 11 (2017) 547.
- [10] H.K. Yap, P.M. Khin, T.H. Koh, Y. Sun, X. Liang, J.H. Lim, C.-H. Yeow, A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients, *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(3) (2017) 1383-1390.
- [11] L. Cappello, J.T. Meyer, K.C. Galloway, J.D. Peisner, R. Granberry, D.A. Wagner, S. Engelhardt, S. Paganoni, C.J. Walsh, Assisting hand function after spinal cord injury with a fabric-based soft robotic glove, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 15 (2018) 1-10.
- [12] Z.Q. Tang, H.L. Heung, K.Y. Tong, Z. Li, Model-based online learning and adaptive control for a “human-wearable soft robot” integrated system, *The International Journal of Robotics Research*, 40(1) (2021) 256-276.
- [13] A. Yurkewich, D. Hebert, R.H. Wang, A. Mihailidis, Hand extension robot orthosis (HERO) glove: development and testing with stroke survivors with severe hand impairment, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(5) (2019) 916-926.
- [14] A. Yurkewich, I.J. Kozak, D. Hebert, R.H. Wang, A. Mihailidis, Hand Extension Robot Orthosis (HERO) Grip Glove: enabling independence amongst persons with severe hand impairments after stroke, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 17 (2020) 1-17.

۵- فهرست علائم

علائم انگلیسی

| | |
|-----|---|
| f | نیرو، N |
| k | ضریب سختی فنر، N/m |
| p | توان موتور الکتریکی، kw |
| s | تعداد دور موتور الکتریکی در یک دقیقه، rpm |
| t | گشتاور، N.m |
| x | جابجایی فنر، m |

منابع

- [1] [1] C. Lambelet, D. Temiraliuly, M. Siegenthaler, M. Wirth, D.G. Woolley, O. Lamercy, R. Gassert, N. Wenderoth, Characterization and wearability evaluation of a fully portable wrist exoskeleton for unsupervised training after stroke, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 17 (2020) 1-16.
- [2] U. Jeong, H.-K. In, K.-J. Cho, Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand, *Intelligent Service Robotics*, 6 (2013) 181-189.
- [3] H.K. Yap, J.H. Lim, F. Nasrallah, J. Cho Hong Goh, C.-H. Yeow, Characterisation and evaluation of soft elastomeric actuators for hand assistive and rehabilitation applications, *Journal of medical engineering & technology*, 40(4) (2016) 199-209.
- [4] J.-h. Bae, Y.-M. Kim, I. Moon, Wearable hand rehabilitation robot capable of hand function assistance in stroke survivors, in: 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), IEEE, 2012, pp. 1482-1487.
- [5] I. Jo, J. Lee, Y. Park, J. Bae, Design of a wearable hand exoskeleton for exercising flexion/extension of the fingers, in: 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE, 2017, pp. 1615-1620.
- [6] L. Cheng, M. Chen, Z. Li, Design and control of a wearable hand rehabilitation robot, *IEEE access*, 6

- Industrial Robot: the international journal of robotics research and application, 46(6) (2019) 839-850.
- [20] D. Wang, Y. Wang, B. Zi, Z. Cao, H. Ding, Development of an active and passive finger rehabilitation robot using pneumatic muscle and magnetorheological damper, *Mechanism and Machine Theory*, 147 (2020) 103762.
- [21] J.M. Ochoa, Y. Jia, D. Narasimhan, D.G. Kamper, Development of a portable actuated orthotic glove to facilitate gross extension of the digits for therapeutic training after stroke, in: 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE, 2009, pp. 6918-6921.
- [22] G. Mesplé, *Hand and wrist rehabilitation: Theoretical aspects and practical consequences*, Springer, 2015.
- [23] R. Sooraj, N. Akshay, T. Jeevan, R.R. Bhavani, Design and Analysis of a parallel haptic orthosis for upper limb rehabilitation, *International Journal of Engineering and Technology*, 5(1) (2013) 444-451.
- [24] Y. Zhang, J. Zhao, C. Pan, H. Chang, System design of a novel active wearable finger rehabilitation robot, in: 2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), IEEE, 2017, pp. 2384-2389.
- [15] S. Adineh, M. Sadedel, M. Moghaddam, Impedance Control of a 6 DoF Robot for Upper-Limb Rehabilitation of Disabled Children Aim to Facilitate Drawing Geometrical Shapes, *Iranian Journal of Mechanical Engineering Transactions of ISME*, 25(4) (2024).
- [16] B. Saeedi, M. Alizadeh, M.M. Moghaddam, M. Sadedel, Design of a nonlinear backstepping versus sliding mode controller for a human musculoskeletal arm model in sagittal plane, in: 2022 8th International Conference on Control, Instrumentation and Automation (ICCIA), IEEE, 2022, pp. 1-6.
- [17] A. Ghasemi, M. Sadedel, M.M. Moghaddam, A wearable system to assist impaired-neck patients: Design and evaluation, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 238(1) (2024) 63-77.
- [18] A. Javanbakht, M. Sadedel, Bevel Pipe Inspection by Snake Robot, *Iranian Journal of Mechanical Engineering Transactions of the ISME*, 24(2) (2023) 5-27.
- [19] A. Abbasi Moshaii, M. Mohammadi Moghaddam, V. Dehghan Niestanak, Fuzzy sliding mode control of a wearable rehabilitation robot for wrist and finger,

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

N. Azadi Sohi, M. Sadedel, M. Mohammadi Moghaddam, *Design, build and control the rehabilitation robot to move fingers*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 56(2) (2024) 273-294.

DOI: [10.22060/mej.2024.22947.7700](https://doi.org/10.22060/mej.2024.22947.7700)



