



طراحی و ساخت رابط کاربری هپتیکی مبتنی بر حرکات سر به منظور کمک به معلولین قطع نخاع گردنی

علیرضا هادی^{1*}، محمدعلی باقریان جعفرآبادی²

1- استادیار، مهندسی مکترونیک، دانشگاه تهران، تهران

2- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکترونیک، دانشگاه تهران، تهران

* تهران، صندوق پستی 143951561، hrhadi@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 23 بهمن 1395

پذیرش: 03 فروردین 1395

ارائه در سایت: 09 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

رابط کاربری

هپتیک

قطع نخاع گردنی

حرکات سر

چکیده

افرادی با درجه معلولیت بالا نظیر بیماران قطع نخاع گردنی برای انجام کارهای روزمره و رفع نیازهای خود تا حد زیادی به اطرافیان وابسته هستند و این موضوع کیفیت زندگی این افراد و اطرافیان آن‌ها را کاهش می‌دهد. فناوری‌هایی نظیر رباتیک می‌تواند با کمک به این افراد آن‌ها را تا حدودی در رفع نیازهای روزمره یاری دهد. نخستین گام در طراحی ربات‌هایی که بتوانند به معلولین کمک کنند، طراحی رابط کاربری است که بتواند فرمان‌های فرد معلول را دریافت کرده و آن‌ها را به ربات منتقل کند. در این مقاله طراحی و ساخت یک رابط کاربری هپتیکی جهت کمک به بیماران قطع نخاع گردنی ارائه شده است. حرکات سر کاربر در این رابط کاربری توسط یک حسگر ژيروسکوپ اندازه‌گیری شده و به محیط رایانه‌ای که بازوی رباتیک در آن شبیه‌سازی شده است، فرستاده می‌شود. در ادامه بازو با استفاده از این زوایا و طبق الگوی نوینی کنترل می‌شود، همچنین یک واحد هپتیکی نیز برای ایجاد بازخورد فیزیکی از محیط برای کاربر طراحی و ساخته شده تا میزان سنگینی اشیاء گرفته شده توسط بازو و همچنین برخورد بازو با موانع برای کاربر به‌صورت فیزیکی از طریق ایجاد گشتاور مقاوم در برابر حرکت سر قابل‌درک باشد. سه نوع آزمون طراحی برای ارزیابی عملکرد رابط کاربری هپتیکی و بر دو کاربر اجرا شده است. در آزمون تشخیص برخورد بازو با مانع 100% آزمون‌ها در آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین 83% و در آزمون تشخیص وزن اجسام سبک، متوسط و سنگین 72% آزمون‌ها با موفقیت همراه بوده‌اند.

Design and Prototyping of a Haptic User Interface based on Head Movements for Patients with Cervical Spinal Cord Injury

Alireza Hadi^{1*}, MohammadAli Bagherian Jafarabadi¹

1- Department of Mechatronics Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

* P.O.B. 143951561, Tehran, Iran, hrhadi@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 11 February 2017
Accepted 23 March 2017
Available Online 29 April 2017

Keywords:
User Interface
Haptic
Cervical Spinal Cord Injury
Head Movements

ABSTRACT

Individuals with high levels of disability like patients with cervical spinal cord injury are highly dependant on their relatives for daily life needs. Hence, this problem decreases the quality of life of these individuals and their relatives. New technologies such as robotics have the potential to help these kinds of patients and give them some degree of independence. The first step in design and implementation of robots which have the capability of helping disabled people is to design a user interface that can receive user's commands and transfer these commands into the robot environment. In this paper, a haptic user interface has been designed and implemented to serve patients with cervical spinal cord injury. In this user interface, user's head angles have been extracted using a gyroscope sensor and then transferred into the computer simulation environment in which the robotic arm is graphically simulated and the user can control the arm using his/her head movements through a novel control pattern. A haptic unit has also been designed and implemented to produce resistive torques against head movements to help the user to physically sense the weight of gripped objects and the collision of the robotic arm with obstacles. The performance of haptic user interface was evaluated using three sets of tests subject to two healthy individuals. Finally, obstacle collision detection tests were 100 percent successful while heavy and light object recognition tests were 83 percent and heavy, medium and light object recognition tests were 72 percent successful.

1- مقدمه

وسعی از قابلیت‌ها و توانایی‌های فیزیکی خود را از دست می‌دهند و این امر موجب می‌شود تا زندگی این افراد با مشکلات و سختی‌های متعددی مواجه افراد معلول با درجه بالای معلولیت مانند معلولین قطع نخاع گردنی طیف

Please cite this article using:

A. Hadi, M. A. Bagherian Jafarabadi, Design and Prototyping of a Haptic User Interface based on Head Movements for Patients with Cervical Spinal Cord Injury, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 5, pp. 52-62, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. Hadi, M. A. Bagherian Jafarabadi, Design and Prototyping of a Haptic User Interface based on Head Movements for Patients with Cervical Spinal Cord Injury, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 5, pp. 52-62, 2017 (in Persian)

بسط سامانه‌های کاربردی و عملی بیرون از محیط آزمایشگاه و توسط کاربر نهایی متمرکز شده است [2].

نوع دیگری از رابط‌های کاربری نیز وجود دارند که به رابط‌های کاربری موازی مشهور است و در آن‌ها از فعالیت بخش کاملاً متفاوتی از بدن برای کنترل عضو مصنوعی و به‌طور کلی ماشین استفاده می‌شود. از جمله این رابط‌ها می‌توان به رابط‌های کاربری مبتنی بر حرکت چشم [7]، حرکت زبان [8] و تکلم [9] اشاره کرد. از حرکت سر نیز به‌عنوان یک رابط کاربری موازی یاد می‌شود که تاکنون از آن برای کنترل ویلچر [10, 11]، بازوی رباتیک [12]، اسکلت خارجی کمکی [13] و کار با ابزارهای رایانه [14, 15] و عموماً برای استفاده معلولانی با درجه بالای معلولیت مانند قطع نخاع استفاده شده است. در پروژه حاضر از حرکت سر به‌عنوان منبع فرمان برای طراحی رابط کاربری استفاده شده است. حرکات سر انسان دقیق، اختیاری و دارای دامنه حرکتی نسبتاً خوبی که این ویژگی‌ها برای استفاده در رابط کاربری ضروری است. حرکات سر تا حد زیادی مستقل از سایر حرکات بدن بوده و اندازه‌گیری آن به‌راحتی و با هزینه اندک امکان‌پذیر است. علاوه بر این‌ها این نوع از منبع فرمان را می‌توان برای طیف وسیعی از معلولین با درجه بالای معلولیت مورد استفاده قرار داد و برخلاف بسیاری از رابط‌های کاربری موجود که به مهم‌ترین آن‌ها اشاره شد، رابط‌های کاربری مبتنی بر حرکت سر به هیچ‌وجه به پردازش سیگنال گسترده نیازی ندارند و این مسئله موجب ساده‌تر شدن رویه طراحی و ساخت این رابط‌ها خواهد شد. در این مقاله جهت نگاشت حرکات سر به حرکات مفاصل بازوی رباتیکی از الگویی ابتکاری و جدید استفاده شده است که کاربر می‌تواند به کمک آن به نحو کارآمدی به کنترل بازوی رباتیکی شبیه‌سازی شده بپردازد.

معلولین قطع نخاع گردنی علاوه بر از دست دادن توانایی‌های عملیاتی خود، رابطه حسی خود را نیز با محیط اطراف تا حد زیادی از دست می‌دهند و همین عامل توانایی برقراری ارتباط آن‌ها با محیط اطراف را به شدت محدود می‌کند. این محدودیت سبب می‌شود که یک فرد معلول اگر به واسطه یک بازوی رباتیکی قادر به برداشتن جسمی هم شود، بازهم از درک سنگینی آن جسم ناتوان هستند. هدف دیگر پروژه حاضر طراحی و ساخت سامانه‌ای است که بتواند تا حدودی توانایی دریافت بازخورد حسی از محیط اطراف را به فرد معلول بازگرداند.

به ابزارهایی که به هر نحوی حس لامسه را برای کاربر شبیه‌سازی می‌کنند ابزارهای هپتیکی گفته می‌شود. از ابزارهای هپتیکی تاکنون در صنایع و رشته‌های مختلف استفاده شده است. برای نمونه در پزشکی ابزارهای هپتیکی مختلفی جهت توان‌بخشی افراد آسیب‌دیده [16]، آموزش جراحی‌های پیچیده [17]، کمک به بیماران قطع نخاعی برای استفاده بهینه از ویلچر [18]، ربات‌های جراحی از راه دور [19] و تشخیص سرطان بافت نرم [20, 21] استفاده شده است. بنا بر تعریف صورت گرفته برای ابزارهای هپتیکی می‌توان به سامانه مورد نظر صفت هپتیکی داد و از آن‌جایی که این سامانه متشکل از یک گردن‌بند و یک کتف‌بند می‌شود، آن را به‌طور خلاصه گردن‌بند هپتیکی نام‌گذاری کرد. در این تحقیق برای نخستین بار برای معلولین قطع نخاع گردنی، رابط کاربری هپتیکی طراحی و ساخته شد که منبع فرمان آن حرکات سر کاربر است. در بیشتر کارهای پیشین [12] تنها بر مقایسه حرکات سر با سایر انواع منابع فرمان تمرکز شده و ایجاد بازخورد فیزیکی از جنس نیرو برای معلولین قطع نخاع گردنی تاکنون انجام نشده است.

این گردن‌بند هپتیکی می‌تواند از چهار جهت مختلف به گردن کاربر نیرو

در برآوردن نیازهای ابتدایی خود نیز به اطرافیان وابسته شوند. اعضای خانواده این افراد نیز با مشکلات متعدد ناشی از معلولیت عضو خانواده خود دست به گریبان هستند. در این میان ظهور فناوری‌های جدیدی از جمله رباتیک نویدبخش آینده‌ای بهتر برای این افراد است. این افراد به کمک ربات‌های تعبیه‌شده در محیط زندگی قادر خواهند بود درصدی از نیازهای اولیه خود را برطرف کنند.

طراحی رابط کاربری نخستین گام در طراحی و ساخت یک سامانه رباتیکی برای افراد معلول است. یک فرد معلول جهت کنترل یک بازوی رباتیک به یک رابط کاربری نیاز دارد تا فرمان‌های او را دریافت کرده و با تحلیل آن‌ها قصد او را درک کند و متناسب با آن به کنترل بازوی رباتیک مطابق با میل کاربر بپردازد.

به‌طور کلی رابط‌های کاربری توسعه داده شده برای استفاده معلولان در تعامل با عضو مصنوعی به دو دسته تهاجمی و غیرتهاجمی تقسیم‌بندی می‌شوند. در رابط‌های کاربری تهاجمی، فرد مورد عمل جراحی قرار می‌گیرد تا با قرار دادن یک سری ادوات در بدن وی، امکان تعامل بهتر با عضو مصنوعی فراهم آید. در طرف مقابل در رابط‌های غیرتهاجمی، هیچ عمل جراحی روی فرد صورت نمی‌گیرد. در مجموع رابط‌های کاربری غیرتهاجمی به دلیل سادگی در استفاده و عدم نیاز به عمل جراحی بیشتر مورد استقبال قرار گرفته‌اند.

مهم‌ترین رابط کاربری غیرتهاجمی مورد استفاده در اعضای مصنوعی، فرمان‌های کاربر را از طریق حسگرهای الکترومایوگرافی¹ (EMG) که سیگنال‌های الکتریکی حاصل از فعالیت ماهیچه‌های باقی‌مانده فرد معلول را احساس می‌کنند، دریافت کرده و از طریق آن به کنترل عضو مصنوعی می‌پردازند [1]. این حسگرها با این‌که کنترلی طبیعی (ذاتی) را برای فرد فراهم می‌کنند، اما مواردی مانند نیاز گسترده به پردازش سیگنال، تداخل با سایر سیگنال‌های زیستی، عدم امکان تولید سیگنال‌های EMG مجرد و تکرارپذیر توسط همه معلولین، خاصیت فیلترینگ بافت‌های بدن و عدم سهولت در نصب مکرر الکتروده‌های مربوطه از مشکلات مربوط به این نوع حسگرهاست [2]. در این نوع رابط‌ها معمولاً امکان کنترل چندین درجه آزادی به‌صورت هم‌زمان وجود ندارد. البته در جدیدترین تحقیقاتی که بر این نوع سیگنال‌ها صورت گرفته سعی شده با ترکیب و پردازش اطلاعات مربوط به چندین ماهیچه و شناسایی تعامل بین آن‌ها که به سینرژی ماهیچه‌ها مشهور است، امکان کنترل طبیعی درجات آزادی بالاتر نیز برای کاربر فراهم شود [4, 3].

نوع دیگر سیگنال‌های غیرتهاجمی که از آن‌ها برای طراحی رابط‌های کاربری استفاده می‌شود، سیگنال‌های EEG² و MEG³ هستند که انبوهی از فعالیت‌های الکتریکی رشته‌های عصبی مغز را از روی پوست سر اندازه‌گیری می‌کنند و با پردازش آن‌ها خواست حرکتی فرد را تشخیص می‌دهند [5]. موانع اصلی در مسیر رابط‌های کاربری که از فناوری EEG استفاده می‌کنند عبارتند از: مدت زمان طولانی برای دوره‌های یادگیری نحوه به‌کارگیری پتانسیل‌های خاص مغز، نیاز به اتصال تعداد زیادی الکتروده به سر، نرخ پایین انتقال داده‌ها به دلیل خاصیت فیلترینگ مجمله، دقت کم فضایی، تغییر زیاد سیگنال‌های مغز به دلیل تغییر در فعالیت پس‌زمینه و فرآیندهای یادگیری [6]. امروزه تحقیقات در زمینه رابط‌های کاربری مغز و رایانه، روی

¹ Electromyography

² Electroencephalography

³ Magnetoencephalography

اصلی ترین بخش این واحد یک حسگر ژيروسکوپ ساخت شرکت اینونسنس¹ به نام ام-پی-یو 6050² است که می تواند دوران های سه گانه سر را با سرعت و دقت بالا اندازه گیری کند. جهت اتصال راحت تر حسگر معرفی شده به کاربر و همچنین جلوگیری از قطع اتصالات یک قاب پلاستیکی برای حسگر طراحی شده و توسط فناوری پرینتر سه بعدی ساخته شد و حسگر درون آن قرار گرفت که در شکل 2 قابل مشاهده است.

این حسگر به پشت سر کاربر وصل شده و زوایای سه گانه سر که عبارتند از رول، پیچ و یاو را اندازه گیری کرده و آن ها را به پردازنده ارسال می کند. در شکل 3 زوایای سه گانه سر نشان داده شده اند.

2-2- واحد پردازنده و نرم افزار

این واحد از رابط کاربری، وظیفه دریافت کلیه اطلاعات حسگرها، پردازش آن ها، کنترل بازوی رباتیک، نمایش سه بعدی آن و تولید سیگنال کنترل برای واحد اعمال نیرو را دارد. در ابتدا این واحد به کمک یک برد آردوینو مگا 2560³، اطلاعات ارسالی از حسگر ژيروسکوپ را دریافت کرده و زوایای سه گانه رول و پیچ و یاو را استخراج می کند و این زوایا را به رایانه ارسال می کند. در رایانه این حرکات طبق یک الگوی کنترلی که در ادامه معرفی خواهد شد، به حرکات بازوی رباتیکی شبیه سازی شده نگاشت می شوند و این بازو به صورت سه بعدی برای کاربر نمایش داده می شود تا بتواند با آن تعامل داشته باشد. بازوی رباتیکی شبیه سازی شده که در شکل 4 مشاهده می شود، یک بازوی سه درجه آزادی مشابه دست انسان است که دارای یک درجه آزادی در آرنج، یک درجه آزادی در مچ و یک درجه آزادی در گیرنده⁴ است.

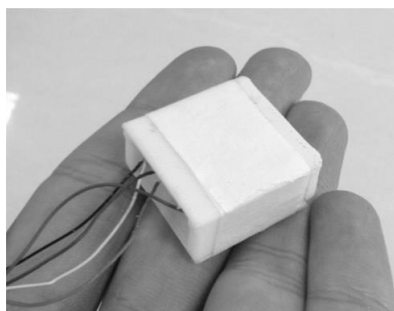


Fig. 2 Gyroscope sensor in a plastic frame

شکل 2 حسگر ژيروسکوپ قرار داده شده درون قاب پلاستیکی

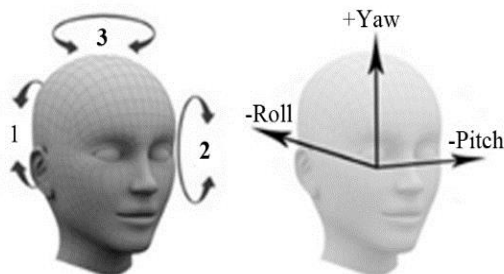


Fig. 3 Right: roll, pitch and yaw axes, Left: roll (1), pitch (2) and yaw (3) rotations

شکل 3 سمت راست: محورهای زوایای رول، پیچ و یاو، سمت چپ: جهت های دوران زوایای 1- رول، 2- پیچ، 3- یاو

وارد کند و در برابر حرکات سر گشتاور مقاوم تولید کند. از آنجایی که کاربر به کمک حرکات سر خود به بازوی رباتیک شبیه سازی شده فرمان می دهد، از این گشتاور مقاوم برای شبیه سازی میزان سنگینی اجسام بلند شده توسط بازوی رباتیکی استفاده می شود. به این ترتیب در این رابط کاربری، برای کاربر بازخورد نیرویی از محیط ایجاد شده است که به او در درک بهتر تعاملات سامانه رباتیکی با محیط اطراف کمک می کند، همچنین می توان از این گردن بند برای ایجاد بازخورد نیرویی برای کاربر در مواقعی که بازو با مانع برخورد کرده است استفاده کرد. در بخش های بعدی روند طراحی، مدل سازی و ساخت رابط کاربری و همچنین آزمون هایی اجرا شده برای ارزیابی عملکرد رابط کاربری هپتیک ارائه خواهد شد.

2- طراحی و ساخت

در طراحی رابط کاربری مورد نظر سعی شده است تا رابطی طراحی شود که علاوه بر کارایی بالا دارای وزن و ابعاد کم باشد و به راحتی بتوان آن را به فرد معلول متصل و یا جدا کرد. در مجموع رابط کاربری مورد نظر را می توان شامل سه واحد دانست. واحد اول وظیفه دریافت حرکات سر، محاسبه زوایای سر کاربر و انتقال آن ها به پردازنده مرکزی را دارد. واحد دوم که واحد پردازنده و نرم افزار نام دارد با دریافت زوایای سر کاربر و طبق الگوی کنترلی مشخصی اقدام به شبیه سازی بازوی رباتیکی و کنترل آن می کند. این واحد همچنین وظیفه محاسبه نیروهای لازم برای ایجاد گشتاور هپتیک مطلوب در برابر حرکت سر کاربر و ارسال سیگنال کنترل مربوطه به واحد اعمال نیرو را دارد. واحد سوم نیز شامل یک کتف بند و یک گردن بند می شود و حسگرها و محرک های مورد نیاز برای اعمال گشتاور هپتیک به آن متصل شده اند و نیروهای هپتیک را به گردن کاربر اعمال می کند. این واحد سیگنال های بازخورد مورد نیاز برای کنترل دقیق نیروها را به واحد پردازنده ارسال می کند. در ادامه هر یک از این واحدها شرح داده شده اند. در شکل 1 این واحدها و ارتباطات بین آن ها مشاهده می شود.

2-1- واحد دریافت حرکات سر

این واحد وظیفه دارد زوایای سر کاربر را دریافت و آن ها را به پردازنده منتقل کند. از نظر سینماتیکی سر انسان این قابلیت را دارد که در سه جهت مختلف دوران کند. این دوران های سه گانه در رابط کاربری مورد نظر منبع فرمان کنترلی برای بازوی رباتیکی شبیه سازی شده است. به این ترتیب که هر یک از زوایای دوران مورد نظر برای کنترل یکی از درجات آزادی بازوی رباتیکی مورد استفاده قرار می گیرد. به این ترتیب کاربر قادر خواهد بود تا به کمک دوران های سه گانه سر خود، یک بازوی رباتیکی سه درجه آزادی را کنترل کند. در این رابط کاربری این قابلیت وجود دارد که کاربر با ترکیب دوران های مختلف بتواند دو درجه آزادی را به صورت همزمان تحت کنترل خود داشته باشد.

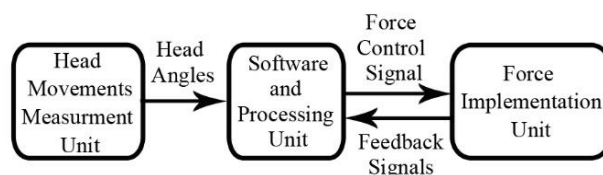


Fig. 1 Units of user interface and the connections between them

شکل 1 واحدهای مختلف رابط کاربری و ارتباطات بین آن ها

¹ InvenSense

² MPU-6050

³ Arduino Mega-2560

⁴ Gripper

درجه در نظر گرفته شده است.

شرط دوم فعال سازی زاویه یو بیان می کند که تغییرات زاویه یو باید از دو برابر جذر مجموع مربعات تغییر زوایای رول و پیچ بیشتر باشد. این شرط به دلیل حصول اطمینان از تمایل کاربر برای فعال سازی زاویه یو مخصوصاً وقتی زوایای رول و پیچ مقادیر نسبتاً زیادی دارند، گذاشته شده است. در مواردی که کاربر با سر خود زوایای رول و پیچ نسبتاً بزرگی ایجاد کرده، به صورت ناخودآگاه زاویه یو سر وی نیز تغییر می کند و چون ناحیه مرده دارای دامنه کمی است (8 درجه برای یو)، مقدار ناخواسته زاویه یو، ممکن است از مرز ناحیه مرده عبور کند و به طور ناخواسته زاویه یو فعال شود. برای اجتناب از این خطا شرط دوم قرار داده شده است تا در صورتی که زوایای رول و پیچ بزرگ بودند، تغییر زاویه یو باید برای فعال سازی مقداری بیش از 8 (یا 8-) درجه باشد و این مقدار در واقع ترکیبی از مقادیر تغییر زوایای رول و پیچ که در رابطه (2) آمده است. رابطه (2) پس از انجام آزمون و خطاهای بسیار و به صورت تجربی حاصل شده است.

ج) فعال سازی رول - پیچ: در صورتی که رابط کاربری فعال باشد و شروط 1 و 2 نیز برقرار نباشند، رابط کاربری به حالت فعال سازی رول - پیچ می رود. در این حالت کاربر می تواند زوایای مفصل مچ و آرنج را به صورت جداگانه و یا همزمان باز یا بسته کند. به کمک قابلیت کنترل همزمان دو درجه، امکان اجرای عملیات مورد نظر با سرعت بیشتری برای کاربر فراهم می شود.

نحوه عملکرد رابط کاربری برای کنترل این دو زاویه به این صورت است که پس از فعال سازی، رابط کاربری، میزان تغییر زوایای رول و پیچ از مقدار اولیه در زمان فعال سازی را اندازه گیری می کند و با توجه به مقدار تغییر این زوایا، موقعیت رول - پیچ سر را در صفحه ای مشابه آن چه در شکل 5 نشان داده شده، محاسبه می کند. بسته به این که موقعیت رول - پیچ در کدام ناحیه از نواحی نه گانه این صفحه قرار گیرد، عملکرد رابط کاربری در رابطه با مفصل آرنج و مچ تعیین می گردد. در جدول 1 عملکرد متناظر با هر یک از نواحی نه گانه شکل 5 بیان شده است.

جدول 1 شرح عملکرد رابط کاربری برای هر یک از نواحی نه گانه در فعال سازی رول - پیچ

Table 1 Function description of user interface for each zone in roll-pitch activation

شماره ناحیه	عملکرد مربوطه
1	مفصل آرنج باز می شود، مفصل مچ بدون تغییر باقی می ماند.
2	مفصل آرنج بسته می شود، مفصل مچ بدون تغییر باقی می ماند.
3	مفصل مچ به صورت ساعت گرد می چرخد، مفصل آرنج بدون تغییر باقی می ماند.
4	مفصل مچ به صورت پادساعت گرد می چرخد، مفصل آرنج بدون تغییر باقی می ماند.
5	مفصل مچ به صورت ساعت گرد می چرخد و مفصل آرنج باز می شود.
6	مفصل مچ به صورت ساعت گرد می چرخد و مفصل آرنج بسته می شود.
7	مفصل مچ به صورت پادساعت گرد می چرخد و مفصل آرنج بسته می شود.
8	مفصل مچ به صورت پادساعت گرد می چرخد و مفصل آرنج باز می شود.
9	ناحیه مرده (هر دو مفصل بدون تغییر باقی می ماند)

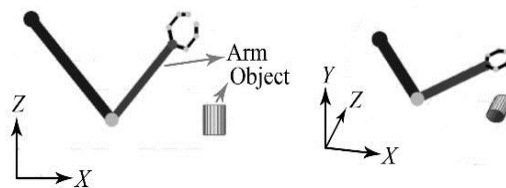


Fig. 4 3 DOF robotic arm, simulated in Matlab

شکل 4 بازوی رباتیکی سه درجه آزادی شبیه سازی شده در نرم افزار متلب

این بازو به صورت سه بعدی توسط نرم افزار متلب¹ طراحی شده و به صورت زمان واقع² برای کاربر نمایش داده می شود. به دلیل محدود بودن دامنه حرکات سر و استفاده بهینه از این حرکات برای کنترل بازوی رباتیک باید نگاشتی طراحی شود که حرکات سر را به صورت مؤثری به حرکات بازو مرتبط سازد. در این نگاشت برای کنترل حرکت مفصل آرنج از زاویه رول برای کنترل حرکت مفصل مچ از زاویه پیچ و برای کنترل باز و بسته کردن گیرنده از زاویه یو استفاده شده است. در رابط کاربری امکان کنترل همزمان درجات آزادی رول و پیچ که متناظر با زوایای مچ و آرنج بازو فراهم شده است. نحوه عملکرد به این صورت است که ابتدا با استفاده همزمان از زوایای رول و پیچ به ترتیب مفصل آرنج و مچ بازو حرکت داده شده و گیرنده به محل مورد نظر رسانده می شود. گیرنده پس از اتمام این مرحله توسط زاویه یو فعال شده و باز یا بسته می شود تا جسم مورد نظر را بگیرد یا رها سازد. این شرط برای رابط کاربری گذاشته شده است که در صورتی که گیرنده از طریق زاویه یو فعال شد، مفصل آرنج و مچ از حرکت بازایستند تا کنترل دقیق تری برای کاربر حاصل شود. الگوی کنترلی مورد نظر در هر زمان در یکی از سه حالت زیر قرار دارد:

الف) حالت غیرفعال: تا زمانی که کاربر به کمک کلیدهای فعال سازی اقدام به فعال کردن رابط کاربری نکند، این رابط در حالت غیرفعال باقی مانده و در زوایای بازوی رباتیک تغییری به وجود نمی آید.

ب) حالت فعال سازی یو: در صورتی که رابط کاربری توسط کاربر فعال شود، این رابط یا در حالت فعال سازی زاویه یو (برای کنترل گیرنده) قرار دارد و یا در حالت فعال سازی رول - پیچ (برای کنترل موقعیت بازو) که در قسمت بعد شرح داده خواهد شد. نحوه عملکرد این نگاشت به این صورت است که پس از فعال شدن رابط کاربری میزان تغییر در هر یک از زوایا از زمان فعال سازی ملاک قرار می گیرد و مقادیر مطلق در نظر گرفته نمی شوند. به این ترتیب سر کاربر در هر وضعیت اولیه ای که باشد، می تواند رابط کاربری را فعال کرده و از همان وضعیت اقدام به کنترل بازو کند. برای فعال سازی یو دو شرط نشان داده شده در روابط (2,1) باید ارضا شوند. در صورتی که این شروط برقرار باشند، رابط کاربری در حالت فعال سازی زاویه یو قرار گرفته و اگر میزان تغییر زاویه یو مثبت باشد، گیرنده با سرعت ثابتی باز شده و اگر منفی باشد، گیرنده با سرعت ثابتی بسته می شود.

$$\Delta\gamma > +8^\circ \quad \text{OR} \quad \Delta\gamma < -8^\circ \quad (1)$$

$$|\Delta\gamma| > 2\sqrt{(\Delta\alpha)^2 + (\Delta\beta)^2} \quad (2)$$

در این روابط زوایای رول، پیچ و یو به ترتیب با نمادهای آلفا، بتا و گاما نشان داده شده اند. معمولاً جهت اجتناب از حرکات ناخواسته در ابتدای فعال سازی، یک ناحیه مرده در رابط کاربری در نظر گرفته می شود تا کنترل بازو با دقت بالاتری صورت گیرد. شرط اول نشان دهنده همین ناحیه مرده که برابر 8

¹ Matlab

² Real-Time

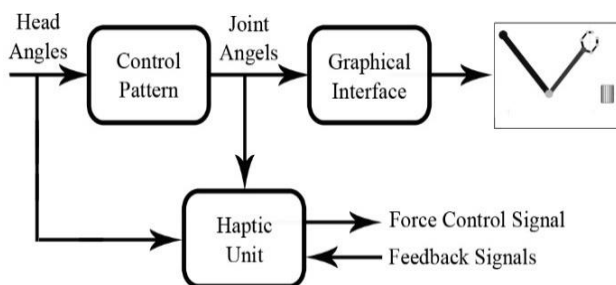


Fig. 6 Different parts of software and processing unit

شکل 6 بخش‌های مختلف واحد پردازنده و نرم‌افزار

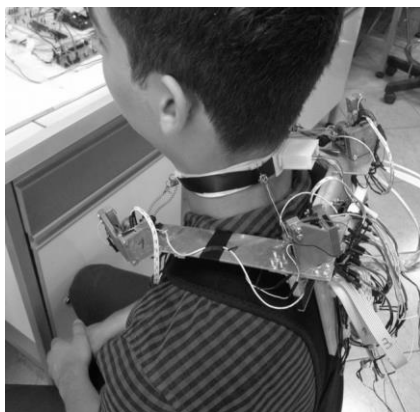


Fig. 7 A view of applying force unit (haptic neckbrace)

شکل 7 نمایی از واحد اعمال نیرو (گردنبند هپتیک)

واحد اعمال نیرو از یک کتف‌بند، یک پایه آلومینیومی، چهار عدد مازول و یک گردنبند تشکیل شده است. بخش اصلی این واحد از چهار مازول مجزا تشکیل شده که از جهت‌های مختلف اطراف سر کاربر قرار می‌گیرند. این مازول‌ها بر پایه‌ای از جنس آلومینیوم نصب شده‌اند و خود پایه به یک کتف‌بند متصل شده و بستری ثابت را برای اعمال نیرو فراهم آورده است. هر مازول متشکل از بدنه، یک حسگر نیروسنج، یک انکودر افزایشی، یک فنر پیچشی، چند قرقه و یک فنر کشیده‌شده از جنس آلیاژ حافظه‌دار¹ (SMA) به‌عنوان عملگر استفاده شده است. یک سر این فنر به مازول مورد نظر و سر دیگر آن به گیره‌ای وصل می‌شود که روی گردنبندی که به گردن کاربر چسبانده شده قرار گرفته است. این مازول در شکل 8 از نمای نزدیک‌تر نشان داده شده است، همچنین اجزای این مازول (به‌جز فنر آلیاژ حافظه‌دار) در نقشه انفجاری شکل 9 قابل مشاهده هستند.

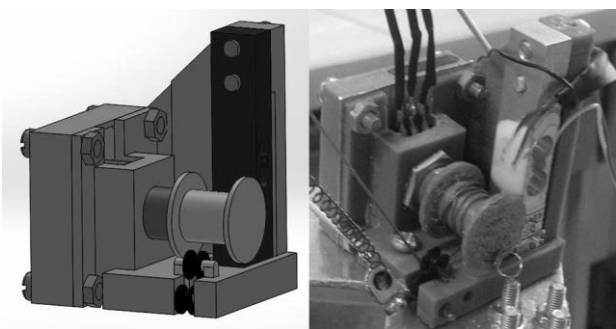


Fig. 8 Right: photo of module. Left: 3D model of the module

شکل 8 تصویر (سمت راست) و مدل سه‌بعدی (سمت چپ) مازول

¹ Shape memory alloy

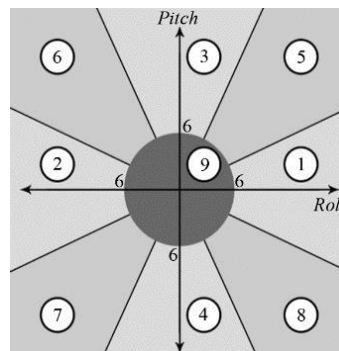


Fig. 5 Different zones of control pattern in roll-pitch activation mode

شکل 5 نواحی مختلف الگوی کنترلی در فعال‌سازی رول-پیچ

طبق این الگو پس از فعال‌سازی رابط کاربری، اگر موقعیت رول-پیچ سر کاربر درون دایره‌ای به شعاع 6 درجه واقع شود، رابط کاربری کاری انجام نمی‌دهد و این ناحیه به نوعی ناحیه مرده محسوب می‌شود. در صورتی که کاربر بخواهد فقط مفصل آرنج را باز کند باید سر خود را به سمت راست مایل کند (با این کار موقعیت رول-پیچ وارد ناحیه 1 می‌شود) و اگر کاربر بخواهد مفصل مچ بازو را به صورت ساعت‌گرد به دوران بیندازد باید سر خود را به جلو خم کند.

(ناحیه 3). اگر کاربر بخواهد به‌صورت هم‌زمان آرنج را باز کرده و مچ را به‌صورت ساعت‌گرد بچرخاند، باید سر خود را هم‌زمان رو به جلو و سمت راست خم کند تا موقعیت رول-پیچ وارد ناحیه 5 شود. در تقسیم‌بندی نواحی، زاویه مرز هر یک از نواحی 1 تا 4 با محور اصلی 25 درجه در نظر گرفته شده است. رابط کاربری طبق الگوی کنترلی شرح داده شده به‌صورت زمان واقع اطلاعات حسگر ژيروسکوپ را دریافت کرده و بازوی رباتیک شبیه‌سازی شده را مطابق میل کاربر کنترل می‌کند.

به‌عنوان وظیفه دوم واحد پردازنده و نرم‌افزار، این واحد باید براساس گشتاور هپتیک مطلوب، زوایای سر کاربر و سیگنال ارسال شده از انکودرهای افزایشی تعبیه شده در واحد اعمال نیرو، مقدار نیروهای مورد نیاز برای ایجاد این گشتاورهای هپتیک را به دست آورده و برای تولید این نیروها سیگنال مناسب را به واحد اعمال نیرو ارسال کند. نحوه محاسبه نیروهای هپتیک در بخش 3 شرح داده شده است. این واحد پس از محاسبه این نیروها سیگنال کنترل را به بورد آردوینو ارسال کرده و این بورد این سیگنال را به محرک‌ها اعمال می‌کند، همچنین کنترل دقیق مقدار نیروی هپتیک به کمک سیگنال بازخورد ارسال شده توسط حسگرهای نیروسنج تعبیه‌شده روی گردنبند هپتیک به بورد آردوینو میسر می‌شود.

در مجموع بخش‌های نرم‌افزاری این واحد را می‌توان شامل سه بخش الگوی کنترلی (برای محاسبه زاویه مفاصل بازوی رباتیک)، رابط گرافیکی (برای شبیه‌سازی سه‌بعدی بازوی رباتیک) و هپتیک (برای محاسبه نیروهای هپتیک و تولید و ارسال سیگنال کنترل) دانست که در شکل 6 نشان داده شده‌اند.

2-3- واحد اعمال نیرو

این واحد از یک طرف اطلاعات لازم برای محاسبه و کنترل دقیق نیروهای هپتیک را در اختیار واحد نرم‌افزار و پردازنده قرار می‌دهد و از طرف دیگر نیروی محاسبه شده برای تولید گشتاور هپتیک مقاوم در برابر حرکت سر را به کاربر اعمال می‌کند. در شکل 7 واحد اعمال نیرو که به یک کاربر متصل شده است، مشاهده می‌گردد.

قطر قرقره قابل محاسبه است. یک حلقه کوچک به سر این سیم نازک متصل شده که به قلاب متصل به گردنبند وصل می‌شود. سیم نازک از طریق قرقره‌ای کوچک (قطعه 16) به سمت قلاب مورد نظر هدایت می‌شود. انکودر افزایشی از سمت دیگر خود از طریق یک شفت به فنر پیچشی (قطعه 5) متصل شده است که در صورت باز شدن سیم نازک از دور قرقره، آن را به حالت اولیه برمی‌گرداند و همیشه سیم نازک را در حالت کشیده شده نگه می‌دارد. به این ترتیب با اتصال سر سیم به همان قلابی که انتهای فنر آلیاژ حافظه‌دار به آن متصل شده است، فاصله مورد نظر محاسبه شده و برای واحد پردازنده ارسال می‌شود.

جهت کنترل دقیق نیروی اعمال شده به گردن کاربر، وجود بازخورد از نیروی اعمال شده ضروری است. این بازخورد به کمک حسگر نیروسنج (قطعه 8) تعبیه شده بر مائول حاصل می‌شود. انتهای هر یک از فنرهای آلیاژ حافظه‌دار از طریق نخ به انتهای حسگر نیروسنج متصل شده و از آنجایی که از اصطکاک صرف نظر شده است، مقدار نیروی فنر را می‌توان با مقدار نیروی کشش نخ برابر دانست که در نهایت از طریق حسگر نیروسنج اندازه‌گیری می‌شود. سیگنال تولید شده توسط نیروسنج پس از تقویت شدن توسط یک تقویت‌کننده عملیاتی از طریق مبدل آنالوگ به دیجیتال مورد آردوینو به پردازنده اصلی (رایانه) منتقل می‌گردد.

این واحد همچنین شامل یک گردنبند نیز می‌شود که به وسیله چسب‌های پزشکی به دور گردن کاربر متصل می‌شود و روی آن چهار قلاب تعبیه شده است. هر یک از این قلاب‌ها برای اتصال انتهای فنر آلیاژ حافظه‌دار بکار گرفته می‌شوند. همچنین همان‌طور که در شکل 7 مشاهده می‌شود، از این گردنبند برای اتصال حسگر ژيروسکوپ به سر نیز استفاده می‌گردد.

3- مدل سازی

رابط کاربری مورد نظر، پس از دریافت اطلاعات از حسگر ژيروسکوپ، با دریافت داده‌های مربوط به حسگرهای نیروسنج و انکودرهای تعبیه شده روی مائول‌ها، مقدار نیروهای هپتیکی مورد نیاز برای ایجاد گشتاور هپتیکی مطلوب را محاسبه کرده و آن را با کمک فنرهای آلیاژ حافظه‌دار اعمال و کنترل می‌کند. در این بخش روش به کار گرفته شده برای محاسبه نیروهای هپتیکی شرح داده می‌شود.

در مقاله حاضر تنها به ایجاد گشتاور هپتیکی مقاوم در برابر دوران‌های رول و پیچ سر پرداخته شده و ایجاد گشتاور مقاوم در برابر حرکت یابو به دلیل کاربرد کمتر در رابط کاربری طراحی شده و بیشتر بودن ملزومات سخت‌افزاری مورد نیاز برای این منظور مورد توجه قرار نگرفته است.

برای محاسبه نیروهای هپتیکی فرض می‌شود که گشتاورهای هپتیکی مورد نیاز معلوم هستند. این گشتاورها در محیط واقعی از طریق حسگر و در محیط شبیه‌سازی شده با استفاده از روابط مربوطه حاصل شده و پس از تعدیل به فرد اعمال می‌شوند. برای نمونه برای بازوی نشان داده شده در شکل 10، گشتاور وارده به مفصل آرنج در اثر بلند کردن جسمی به جرم m با صرف نظر کردن از وزن بازو، به صورت رابطه (3) محاسبه می‌شود.

$$\tau = mgl \sin\theta \quad (3)$$

در آن m جرم جسم، l فاصله محور مفصل آرنج تا مرکز جرم m و θ زاویه خط عمود با راستای l است. این گشتاور به دلیل بزرگی در صورت اعمال به سر فرد امکان کنترل راحت بازو را از فرد سلب می‌کند و به همین دلیل باید در ضریب تعدیل‌کننده‌ای ضرب شود (رابطه 4) تا مقدار مناسب گشتاور اعمالی حاصل شود.

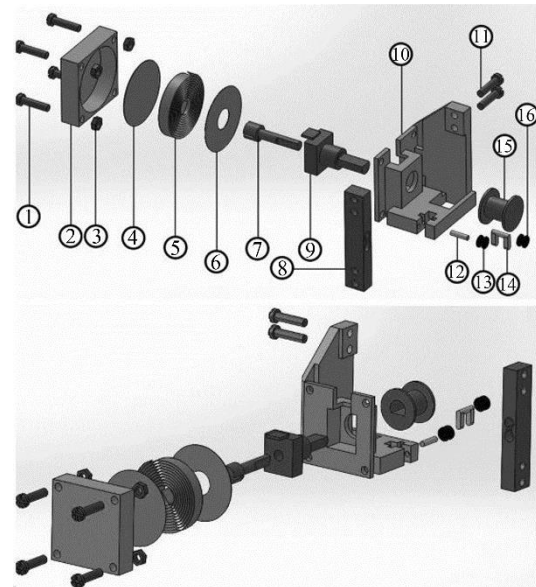


Fig. 9 Exploded-view drawing of a module.

شکل 9 نقشه انفجاری یک مائول

اعمال نیروی هپتیکی به وسیله فنرهایی از جنس آلیاژ حافظه‌دار محقق می‌شود. آلیاژهای حافظه‌دار به دلیل ساختار اتمی خاصی که دارند پس از تغییر شکل و خارج شدن از حالت اولیه‌ای که آن را به خاطر سپرده‌اند، در اثر بالا رفتن دمایشان از مقدار معینی به حالت اولیه خود تغییر شکل می‌دهند. این خاصیت آلیاژهای حافظه‌دار سبب شده است که از آن‌ها به عنوان محرک در سامانه‌های مکاترونیکی استفاده شود. گرم کردن این آلیاژها با توجه به مقاومت الکتریکی آن‌ها می‌تواند به سادگی و از طریق عبور دادن جریان الکتریکی از آن‌ها صورت گیرد.

نحوه استفاده از این فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به این صورت است که یک سر این فنرها به قلاب متصل به گردنبند و سر دیگر آن‌ها به نخ‌ای که از طریق یک قرقره (قطعه 13 در شکل 8) به نیروسنج متصل شده، وصل گردیده است.

طول جمع شده این فنرها حدود 2.5 سانتی‌متر است، برای وصل کردن دو سر فنر به مکان‌های مورد نظر باید فنر از حالت اولیه خود خارج و کشیده شود. فنرها حالت اولیه خود (در حالت جمع شده) را به خاطر سپرده‌اند و به همین دلیل با عبور جریان الکتریکی و گرم شدن، جمع می‌شوند تا به حالت اولیه خود برگردند و به این ترتیب نیرو وارد می‌کنند. به دو سر فنرهای آلیاژ حافظه‌دار سیم‌هایی برای عبور دادن جریان الکتریکی متصل شده است و از طریق مورد آردوینو مربوطه می‌توان نحوه اعمال ولتاژ الکتریکی به فنرها و در نتیجه میزان نیروی وارد شده به کاربر را کنترل کرد.

همان‌طور که در بخش 3 شرح داده خواهد شد، واحد نرم‌افزار برای محاسبه جهت نیروهای هپتیکی باید فاصله مائول تا محل اتصال قلاب به گردن را در اختیار داشته باشد. به این منظور از انکودر افزایشی (قطعه 9) استفاده شده است که در هر دور 24 پالس تولید می‌کند و قابلیت تشخیص جهت دوران نیز به کمک آن وجود دارد. روی دسته این انکودر، قرقره‌ای (قطعه 15) تعبیه شده است که سیم نازکی به دور آن پیچیده می‌شود. با کشیده شدن این سیم و باز شدن آن از دور قرقره، قرقره شروع به دوران کرده و انکودر را نیز می‌چرخاند. با چرخیدن انکودر این قطعه شروع به تولید پالس کرده و طول سیم باز شده با در دست داشتن تعداد پالس‌های انکودر و

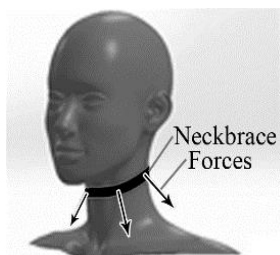


Fig. 11 Direction of SMA springs forces applying to the user's neck
 شکل 11 جهت نیروهای وارده به گردن کاربر به وسیله فنرهای آلیاژ حافظه‌دار

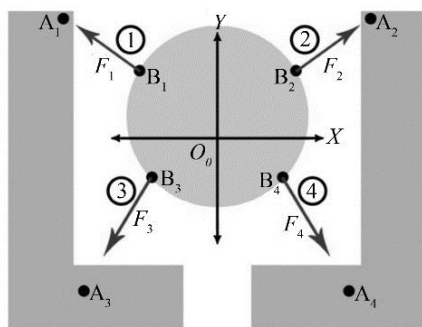


Fig. 12 The base and associated coordinate system (zero coordinate system), neckbrace (big circle) and forces from top view
 شکل 12 پایه و دستگاه مختصات متصل به آن (دستگاه صفر)، گردن‌بند (دایره بزرگ) و نیروها از نمای بالا

نظر نیاز است. با توجه به شکل 12، راستای نیروی i -ام در جهت $B_i A_i$ است. با در

اختیار داشتن مختصات نقاط A_i و B_i درون مختصات صفر می‌توان راستای نیروی F_i را محاسبه کرد. نقاط A_i درون دستگاه صفر ثابت و مختصات آن‌ها قابل اندازه‌گیری است، اما مختصات نقاط B_i به دلیل متصل بودن به گردن کاربر و جابه‌جایی و دوران سر وی به‌سادگی قابل اندازه‌گیری نیستند. برای محاسبه مختصات این نقاط، دستگاه‌های مختصات 1-0 و 1-1 به نحوی تعریف شده که مرکز آن‌ها منطبق بر مرکز گردن‌بند باشد. تفاوت این دو دستگاه در این است که محورهای دستگاه مختصات 1-0 همواره موازی محورهای دستگاه مختصات صفر است و این دستگاه همراه با سر کاربر دوران نمی‌کند و فقط جابه‌جایی دارد، اما دستگاه 1-1 هم جابه‌جایی دارد و هم همراه با سر کاربر دوران می‌کند. این دو دستگاه به همراه بردارهای موقعیت در شکل 13 نشان داده شده‌اند.

برای محاسبه مختصات نقاط B_i درون دستگاه صفر لازم است تا هم بردار موقعیت دستگاه 1-1 نسبت به دستگاه صفر (بردار $\vec{O_0 O_1}$) معلوم باشد و هم زوایای دوران دستگاه 1-1 نسبت به دستگاه صفر. از میان این شش مجهول (مختصات دستگاه 1-1 و زوایای دوران آن)، زوایای رول و پیچ دستگاه یک نسبت به دستگاه صفر را می‌توان با استفاده از حسگر ژيروسکوپ اندازه‌گیری کرد و در اختیار داشت. برای به‌دست‌آوردن چهار مجهول باقی‌مانده از معادلات برداری که یکی از آن‌ها برای نمونه در شکل 13 نشان داده شده است استفاده می‌شود. برای هر یک از چهار نقطه B_i می‌توان معادلاتی به این صورت نوشت که در رابطه (6)، فرم کلی این معادله برای i -امین حالت نوشته شده است.

$$\vec{O_0 A_i} + \vec{A_i B_i} = \vec{O_0 O_1} + (\vec{O_1 B_i})_{1-1} \quad (6)$$

بردار $\vec{O_0 O_1}$ در رابطه (6) طبق رابطه (7) تعریف می‌شود.

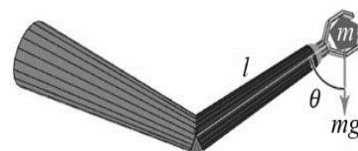


Fig. 10 Configuration of the robotic arm in gripping an object

شکل 10 پیکربندی بازوی رباتیک هنگام گرفتن یک جسم

$$\tau_R = K_1 mgl \sin \theta \quad (4)$$

که در آن K_1 ضریبی بین صفر و یک و τ_R گشتاور هپتیک مطلوب برای اعمال به حرکت رول سر کاربر است.

در مورد مفصل مچ نیز می‌توان همان‌طور که در رابطه (5) نشان داده شده است، ضریبی از ممان اینرسی جسم مورد نظر در جهت محور مفصل مچ را ملاک ایجاد گشتاور هپتیک قرار داد. به این ترتیب که هر چه ممان اینرسی بیشتر باشد چرخاندن جسم توسط مفصل مچ نیز سخت‌تر بوده و در نتیجه گشتاور هپتیک مقاوم در برابر حرکت پیچ سر نیز باید بیشتر باشد.

$$\tau_P = K_2 I \quad (5)$$

در رابطه (5)، K_2 ضریب تعدیل‌کننده، τ_P گشتاور هپتیک مطلوب برای اعمال به حرکت پیچ سر کاربر و I ممان اینرسی جسم مورد نظر در جهت محور مفصل مچ است. ضرایب K باید به نحوی تعیین شوند که گشتاورهای به‌دست‌آمده در محدوده قابل درک توسط کاربر بوده و همچنین از نظر سخت‌افزاری نیز قابلیت پیاده‌سازی داشته باشند.

پس از تعیین مقادیر گشتاور هپتیک مطلوب در برابر حرکات سر حول محورهای رول و پیچ، باید نیروهای چهارگانه مورد نیاز برای ایجاد این گشتاورها محاسبه شده و توسط فنرهای آلیاژ حافظه‌دار تولید گردند. نیروهای هپتیک، در جهت قرارگیری فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به گردن وارد می‌شوند. جهت این نیروها به همراه گردن‌بند به‌صورت دقیق‌تر در شکل 11 به‌وسیله پیکان‌ها و یک نوار که دور گردن قرار گرفته است، نشان داده شده‌اند.

به‌منظور ایجاد گشتاور هپتیک حول محورهای رول و پیچ، محورهای تقارن پایه به‌عنوان مرجع در نظر گرفته شده‌اند. به این ترتیب که محور دوران حرکت پیچ به‌عنوان محور X و محور دوران حرکت رول به‌عنوان محور Y در نظر گرفته شده است. محورهای X و Y محورهای تقارن پایه نیز هستند. دستگاه مختصات متناظر با این محورها که درون صفحه پایه آلومینیومی واقع شده است، به‌عنوان دستگاه صفر در نظر گرفته می‌شود. در شکل 12 دستگاه صفر به همراه پایه، سطح مقطع گردن‌بند و نیروهای چهارگانه از نمای بالا نشان داده شده‌اند. توجه شود که نیروها درون صفحه پایه قرار ندارد، اما چون از نمای بالا نشان داده شده‌اند به‌صورت هم صفحه با پایه به نظر می‌آیند. در این شکل نیروهای چهارگانه شماره‌گذاری نیز شده‌اند. همچنین نقاط ابتدایی و انتهایی محل‌های اتصال فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به گردن و پایه که تعیین‌کننده راستای نیروهاست، با دایره‌های مشکی رنگ کوچکی به نمایش درآمده‌اند. نقاط اتصال فنرها با گردن با B_i (که i می‌تواند عددی بین 1 تا 4 باشد) و نقاط اتصال فنرها به پایه با A_i نشان داده شده‌اند. با حرکت سر، دایره‌ای که نقاط B_i روی آن قرار گرفته‌اند تغییر مکان می‌دهد، اما دستگاه مختصات صفر بدون حرکت باقی می‌ماند.

همچنین با حرکت سر نیروها در راستای $B_i A_i$ ، تغییر جهت می‌دهند. جهت تعیین گشتاور یک نیرو حول هر محور، به اندازه و راستای نیروی مورد

پس از این مرحله مقادیر α , γ و z به دست می آیند و با جای گذاری آن‌ها در رابطه (10) می توان بردارهای $\overrightarrow{A_i B_i}$ را به دست آورد. در نهایت بردار یکه نشان دهنده راستای نیروی F_i از رابطه (12) محاسبه می شود.

$$\vec{n}_{F_i} = -\frac{\overrightarrow{A_i B_i}}{|\overrightarrow{A_i B_i}|} \quad (12)$$

اگر اندازه نیرو با F_i نشان داده شود، این نیرو را می توان به صورت رابطه (13) نمایش داد.

$$\vec{F}_i = F_i \vec{n}_{F_i} = F_i \left(-\frac{\overrightarrow{A_i B_i}}{|\overrightarrow{A_i B_i}|} \right) \quad (13)$$

گشتاور این نیرو حول محورهای دستگاه صفر طبق رابطه (14) و از ضرب خارجی بردار مکان نیرو در بردار نیرو حاصل می شود.

$$\vec{\tau}_i = \overrightarrow{O_0 A_i} \times \vec{F}_i = F_i (\overrightarrow{O_0 A_i} \times \vec{n}_{F_i}) \quad (14)$$

در رابطه (14) بردار حاصل از ضرب عبارات داخل پرانتز قابل محاسبه است. اگر این بردار $\vec{h}_i$ نامیده شود گشتاور نیرو از رابطه (15) استخراج می شود.

$$\vec{\tau}_i = F_i \vec{h}_i = F_i \begin{bmatrix} h_{ix} \\ h_{iy} \\ h_{iz} \end{bmatrix} \quad (15)$$

واضح است که مؤلفه اول بردار گشتاور برابر با مقدار گشتاور حول محور x و مؤلفه دوم آن برابر با مقدار گشتاور حول محور y است. برای به دست آوردن مؤلفه های بردار گشتاور می توان رابطه (16) را نوشت.

$$\begin{cases} \tau_{ix} = F_i h_{ix} \\ \tau_{iy} = F_i h_{iy} \\ \tau_{iz} = F_i h_{iz} \end{cases} \quad (16)$$

با استفاده از دو معادله اول از دسته روابط (16) می توان رابطه بین نیروی F_i و گشتاور حاصل از آن را حول محورهای دوران رول و پیچ به دست آورد. در ادامه مقدار نیروهای هپتیکی چهارگانه در حالات مختلف با استفاده از این روابط محاسبه می شوند.

3-1- اعمال گشتاور روی یک محور

در این بخش حالتی بررسی می شود که در آن گشتاور هپتیکی مقاوم باید فقط روی یکی از محورهای x یا y اعمال شود. شکل 12 نحوه قرارگیری بردارهای نیروی حاصل از فنرهای آلیاژ حافظه دار و شماره گذاری آن‌ها را نشان می دهد. البته باید توجه شود این شکل از نمای بالا کشیده شده است و بردارهای نیرو مؤلفه ای در جهت بالا به پایین را نیز شامل می شوند. با توجه به این نحوه قرارگیری و این نکته که از این فنرها تنها برای تولید نیروی کششی می توان استفاده کرد، می توان نتیجه گرفت که گشتاور تولید شده توسط هر یک از این فنرها حول هر یک از محورهای x و y دارای علامت ثابتی است که با تغییر موقعیت و جهت سرکاربر تغییر نمی کند. این علامتها در جدول 2 نشان داده شده اند. این جدول نشان می دهد که به طور مثال نیروی F_2 همواره حول محور x گشتاور منفی و حول محور y گشتاور مثبت ایجاد می کند.

جدول 2 علامت گشتاور ایجاد شده توسط نیروها حول محورهای x و y

Table 2 The sign of torques produced by each force about x and y axes		
نیرو	گشتاور حول محور x	گشتاور حول محور y
F_1	منفی	منفی
F_2	منفی	مثبت
F_3	مثبت	منفی
F_4	مثبت	مثبت

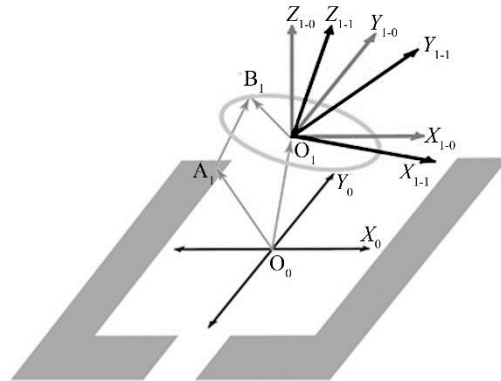


Fig. 13 The base, neckbrace, coordinate systems and position vectors

شکل 13 پایه، گردنبند، دستگاه های مختصات و بردارهای موقعیت

$$\overrightarrow{O_0 O_1} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (7)$$

و مقادیر x و y و z سه مجهول از چهار مجهول مسئله است. همچنین در رابطه (6) اندازه بردارهای $\overrightarrow{O_0 A_i}$ قابل اندازه گیری و معلوم است. اندازه بردار $\overrightarrow{A_i B_i}$ نیز به کمک انکودر افزایشی و سیم نازک متصل به آن که در کنار فنر آلیاژ حافظه دار قرار می گیرد به صورت زمان واقع اندازه گیری می شود.

در رابطه (6) بردار $(\overrightarrow{O_1 B_i})_{1-1}$ دوران یافته بردار $(\overrightarrow{O_1 B_i})_{1-0}$ حول سه زاویه رول، پیچ و یاو است. از آنجایی که $(\overrightarrow{O_1 B_i})_{1-0}$ بردارهای چهارگانه درون صفحه xy از دستگاه مختصات 1-0 است، با توجه به ابعاد گردن کاربر و محل قرارگیری قلاب های فنرهای آلیاژ حافظه دار قابل اندازه گیری بوده و کافی است مختصات x و y آن‌ها نسبت به مرکز گردن بند اندازه گیری شود.

$$\text{رابطه (8) برای محاسبه } (\overrightarrow{O_1 B_i})_{1-1} \text{ به کار گرفته می شود.} \quad (8)$$

در رابطه (8) نماد R نشان دهنده ماتریس دوران دستگاه 1-1 نسبت به دستگاه 1-0 است که به صورت رابطه (9) محاسبه می شود [22].

$$R = R_z R_y R_x = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos \alpha & 0 & \sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (9)$$

در رابطه (9) مقدار زاویه γ مجهول است و دو زاویه دیگر (α و β) از ژيروسکوپ به دست می آیند. رابطه (6) را می توان به صورت رابطه (10) بازنویسی کرد.

$$\overrightarrow{A_i B_i} = \overrightarrow{O_0 O_1} + (\overrightarrow{O_1 B_i})_{1-1} - \overrightarrow{O_0 A_i} \quad (10)$$

با استخراج اندازه رابطه برداری (10)، معادله برداری (10) به یک معادله اسکالر تبدیل خواهد شد. از طرفی اندازه بردارهای $\overrightarrow{A_i B_i}$ به کمک انکودرهای افزایشی اندازه گیری شده و در دسترس است. اگر این اندازه ها L_i نامیده شوند، معادله حاصل به صورت رابطه (11) خواهد بود.

$$L_i^2 = f(x, y, z, \gamma) \quad (11)$$

در رابطه (11) مقدار i می تواند بین 1-4 باشد؛ بنابراین از این رابطه، چهار معادله غیرخطی حاصل می شود. معادلات (11) دارای چهار مجهول است. این مسئله به یک دستگاه چهار معادله و چهار مجهول غیرخطی تبدیل می شود که در نهایت در رایانه و به کمک روش های حل عددی به صورت زمان واقع حل شده است.

$$\begin{cases} F_i \geq 0 \\ F_j \geq 0 \\ F_k \geq 0 \end{cases} \quad (20)$$

از دیدگاه هندسی آن بخش از خط حاصل از تقاطع دو صفحه که در ناحیه‌ای از فضا واقع می‌شود که در آن هر سه نیرو بزرگ‌تر یا مساوی صفر، پاسخ‌های قابل قبول مسئله است. با حل دستگاه معادلات (19) برحسب یکی از متغیرها (مثلاً F_i) می‌توان پاسخ مسئله را به‌صورت پارامتری به شکل رابطه (21) به‌دست آورد [23].

$$\begin{bmatrix} F_i \\ F_j \\ F_k \end{bmatrix} = P_0 + P_1 t \quad (21)$$

در آن t پارامتر مسئله و ماتریس‌های P_0 و P_1 ضرایب است. جهت انتخاب بهترین پاسخ از مجموعه پاسخ‌های به‌دست‌آمده برای این مسئله مقید، انتخاب یک تابع هزینه و بهینه‌سازی برحسب آن ضروری است. مجموع مربعات نیروها برای کمینه کردن نیروهای وارده و توان مصرفی توسط فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به‌صورت رابطه (22) به‌عنوان تابع هزینه در نظر گرفته شده است.

$$U = F_i^2 + F_j^2 + F_k^2 \quad (22)$$

از دیدگاه هندسی این تابع هزینه نشان‌دهنده فاصله نقاط روی خط پاسخ از مبدأ مختصات است و لزوماً دارای مقدار کمینه خواهد بود. با جای‌گذاری مقادیر نیروها از رابطه (21) می‌توان یک چندجمله‌ای مرتبه دوم برحسب t به صورت رابطه (23) برای تابع هزینه به‌دست آورد.

$$U = at^2 + bt + c \quad (23)$$

برای رابطه (23) حالت کمینه با استفاده از رابطه (24) برای پارامتر مسئله حاصل خواهد شد [23].

$$t_{\min} = -\frac{b}{2a} \quad (24)$$

با جای‌گذاری مقدار به‌دست‌آمده از رابطه (24) در رابطه (21) می‌توان مقدار مطلوب هر یک از نیروها را در نقطه بهینه به‌دست آورد. در صورتی که پاسخ به‌دست آمده قیود مسئله (روابط 20) را ارضا نکند، با توجه به ماهیت خطی مسئله، پاسخ روی یکی از مرزها رخ خواهد داد. به این منظور با مساوی صفر قرار دادن رابطه (21)، سه مقدار برای پارامتر t به‌دست می‌آید که با بررسی مقدار تابع هزینه برای مجموعه نیروها در هر یک از این سه مقدار و همچنین بررسی برآورده شدن قیود مسئله در این نقاط می‌توان پاسخ بهینه مسئله را استخراج کرد.

4- نتایج

درمجموع سه نوع آزمون برای ارزیابی عملکرد رابط کاربری هپتیکی طراحی و بر دو کاربر اجرا شد. در ادامه این بخش هر یک از این آزمون‌ها به همراه نتایج به‌دست‌آمده شرح داده شده‌اند.

4-1- آزمون تشخیص برخورد با مانع

این آزمون برای بررسی نحوه عملکرد گردن‌بند هپتیکی برای شبیه‌سازی حالتی که در آن بازو با مانع برخورد می‌کند طراحی شده است. در این آزمون از محیطی گرافیکی شامل جسمی متصل به یک بازوی یک درجه آزادی استفاده شده، توسط کاربر کنترل می‌شود. بازو با فرمان کاربر توسط حرکت سر او آغاز به دوران کرده و از ناحیه سفید وارد ناحیه خاکستری رنگ

طبق جدول 2 جهت اعمال گشتاوری معین روی یکی از محورهای دوگانه x و y تنها به فعال‌سازی دو عدد از نیروهای چهارگانه نیاز است چرا که عملاً تنها دو نیرو از چهار نیرو توانایی تولید گشتاور مطلوب را دارند. برای نمونه جهت ایجاد گشتاوری مثبت حول محور x نیروهای F_3 و F_4 برای ایجاد گشتاوری منفی حول محور y نیروهای F_1 و F_3 توانایی تولید گشتاور مطلوب را دارند. هر یک از این جفت نیروها روی محور دیگر گشتاور عکس یکدیگر تولید می‌کنند؛ بنابراین می‌توان این دو نیرو را به نحوی تعیین کرد که علاوه بر ایجاد شدن گشتاور مطلوب روی محور مورد نظر، گشتاور روی محور دیگر صفر باقی بماند. برای به‌دست آوردن گشتاور مطلوب با استفاده از یک جفت نیرو (i و j) طبق الگوی شرح داده شده، می‌توان روابط (17) را با استفاده از روابط (16) به‌دست آورد.

$$\begin{cases} \tau_x = \tau_{ix} + \tau_{jx} = F_i h_{ix} + F_j h_{jx} \\ \tau_y = \tau_{iy} + \tau_{jy} = F_i h_{iy} + F_j h_{jy} \end{cases} \quad (17)$$

اگر برای نمونه گشتاور مطلوب بخواهد روی محور x اعمال شود و مقداری برابر M_x داشته باشد، آن‌گاه روابط (17) به‌صورت روابط (18) بازنویسی می‌شوند.

$$\begin{cases} F_i h_{ix} + F_j h_{jx} = M_x \\ F_i h_{iy} + F_j h_{jy} = 0 \end{cases} \quad (18)$$

با حل دستگاه دو معادله و دو مجهول (18) می‌توان نیروهای F_i و F_j مطلوب را به‌دست آورد به طوری که گشتاور هپتیکی مورد نظر روی محور اصلی ایجاد شود و در عین حال گشتاور روی محور دیگر نیز صفر نگه داشته شود. معادلات (18) برای ایجاد گشتاور مطلوب روی محور y به نحو مشابهی به‌دست می‌آیند. با توجه به استدلال صورت گرفته، پاسخ‌هایی که برای نیروها از حل این دستگاه حاصل می‌شود همواره مثبت خواهد بود و با فعال کردن فنرهای آلیاژ حافظه‌دار قابل تولید است.

3-2- اعمال گشتاور روی دو محور

در این حالت ایجاد گشتاور هپتیکی مقاوم حول هر دو محور x و y مورد نظر است. به این منظور مشابه روند بخش پیشین و با استفاده از جدول 2 می‌توان نتیجه گرفت که با توجه به علامت‌های گشتاورهای مطلوب، تنها سه نیرو از چهار نیروی در دسترس کافی است. برای نمونه اگر گشتاورهای مطلوب هر دو منفی باشد، نیروی F_4 که حول هر دو محور گشتاور مثبت ایجاد می‌کند، مورد نیاز نیست و نباید فعال شود. اگر این گشتاورهای مطلوب را به ترتیب M_x و M_y نامید، در این حالت نیز با استفاده از روابط (16) می‌توان دسته روابط (19) را به‌دست آورد.

$$\begin{cases} \tau_x = \tau_{ix} + \tau_{jx} = F_i h_{ix} + F_j h_{jx} + F_k h_{kx} = M_x \\ \tau_y = \tau_{iy} + \tau_{jy} = F_i h_{iy} + F_j h_{jy} + F_k h_{ky} = M_y \end{cases} \quad (19)$$

در این حالت مقدار سه نیروی F_i و F_j و F_k برای حصول گشتاورهای مطلوب M_x و M_y باید محاسبه شود. در این رابطه یک دستگاه دو معادله و سه مجهول ایجاد می‌شود که بی‌شمار پاسخ دارد. از دیدگاه هندسی اگر فضایی سه‌بعدی که متغیرهای F_i و F_j و F_k می‌سازند، در نظر گرفته شود، هر یک از معادلات دستگاه (19) بیانگر یک صفحه در این فضا است و پاسخ این دستگاه محل تقاطع این دو صفحه در فضا بوده که به‌صورت یک خط ظاهر می‌شود. البته باید این قید را نیز در نظر گرفت که نیروهای سه‌گانه به‌دست‌آمده باید مثبت باشند (فنر آلیاژ حافظه‌دار تنها قادر به کشیدن است و نمی‌تواند هل دهد)؛ بنابراین آن دسته از پاسخ‌ها که قیود رابطه (20) را برآورند پاسخ‌های واقعی هستند.

جدول 3 نتایج آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین

Table 3 Results of test for recognition of heavy and light objects

محور گشتاور مقاوم	کاربر 1			کاربر 2		
	+X	-X	-Y	+X	-X	-Y
آزمون 1	✓	✓	✓	✓	×	✓
آزمون 2	✓	✓	✓	✓	×	✓
آزمون 3	✓	✓	✓	✓	×	✓
آزمون 4	✓	✓	✓	✓	×	✓

براساس نتایج به دست آمده کاربرها 83% آزمون‌ها را با موفقیت پشت سر گذاشته و توانستند جسم سبک را از جسم سنگین تشخیص دهند.

4-3- آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین

در آزمون آخر برای اندازه‌گیری میزان دقت گردن‌بند هپتیکی در ایجاد درک از میزان سنگینی اجسام، این بار روی هر یک از محورها سه گشتاور هپتیکی مقاوم با مقادیر 0.1 و 0.25 و 0.4 نیوتن متر که به ترتیب نماینده اجسام سبک، متوسط و سنگین ایجاد شد.

در این آزمون سه جسم متصل به بازویی مشابه شکل 14 که از نظر گرافیکی کاملاً مشابه یکدیگر شبیه‌سازی شده‌اند توسط کاربر به میزان 180 درجه دوران داده می‌شدند. هر یک از این اجسام به صورت تصادفی گشتاور مقاوم 0.1 یا 0.25 یا 0.4 در برابر حرکت سر کاربر ایجاد می‌کردند. پس از اتمام آزمایش‌ها از کاربر خواسته می‌شد تا جسم سبک، سنگین و متوسط را تشخیص دهد. در صورت تشخیص نادرست و یا عدم درک تفاوت میان وزن اجسام آزمون ناموفق و در غیر این صورت آزمون موفق تلقی می‌شد. این آزمون برای هر یک از محورها، چهار مرتبه برای هر کاربر تکرار شد. کاربر 1 مشابه حالت پیشین، همه آزمون‌ها را با موفقیت پشت سر گذاشت اما کاربر 2 در تعدادی از آزمون‌ها ناموفق بود که در جدول 4 نتایج آن را مشاهده می‌کنید.

برای این آزمون، 72% نتایج با موفقیت همراه بودند و همان‌طور که از جدول پیداست، مشابه آزمون پیشین بیشترین آزمون‌های ناموفق مربوط به کاربر 2 و محور -X است.

5- نتیجه‌گیری

در مقاله حاضر طرح جدیدی از رابط‌های کاربری برای کمک به بیماران قطع نخاع گردنی ارائه شد. این رابط کاربری قادر است با اندازه‌گیری حرکات سر کاربر خواست حرکتی وی را تشخیص داده و به کنترل ابزار کمکی مربوطه

جدول 4 نتایج آزمون تشخیص وزن اجسام سبک، متوسط و سنگین برای کاربر 2

Table 4 Results of test for recognition of heavy, medium and light objects for user 2

محور گشتاور مقاوم	کاربر 1			کاربر 2		
	+X	-X	-Y	+X	-X	-Y
اندازه گشتاور مقاوم (Ncm)	10	25	40	10	25	40
آزمون 1	✓	✓	✓	✓	×	×
آزمون 2	✓	✓	✓	✓	×	×
آزمون 3	✓	✓	✓	✓	×	×
آزمون 4	✓	✓	✓	✓	×	×

بپردازد. در این مقاله از یک بازوی ربانیک سه درجه آزادی شبیه‌سازی شده

می‌شود. ناحیه خاکستری رنگ به عنوان ناحیه‌ای در نظر گرفته شده است که احتمال وجود مانع در آن وجود دارد و کاربر باید تشخیص دهد که در این ناحیه مانع وجود دارد یا خیر. از نظر گرافیکی تفاوتی بین سرعت دوران بازو در دو ناحیه وجود ندارد تا کاربر صرفاً از طریق تشخیص گشتاور مقاوم بتواند تشخیص دهد که بازو با مانع برخورد کرده است یا خیر. در شکل 14 بازو و نواحی دوگانه را مشاهده می‌کنید.

در این آزمون از کاربر خواسته می‌شد تا به کمک حرکت سر خود حول محور مورد نظر جسم را از ناحیه سفید وارد ناحیه خاکستری رنگ کند و اگر گشتاور مقاوم در برابر حرکت گردن خود احساس کرد اعلام کند. برای تشخیص صحت گزارش کاربر در تشخیص مانع، گاهی اوقات ناحیه خاکستری رنگ همراه با وارد شدن گشتاور مقاوم به گردن کاربر و گاهی اوقات بدون این گشتاور و دقیقاً مشابه ناحیه سفید رنگ قرار داده می‌شد. در مجموع برای هر یک از محورهای +X، -X و -Y آزمون‌ها با گشتاور هپتیکی مقاوم 0.5 نیوتن متر از کاربرها انجام شد که تعدادی از آن‌ها بدون وجود گشتاور هپتیکی مقاوم و تعدادی دیگر همراه با گشتاور هپتیکی مقاوم بوده‌اند.

به دلیل وجود تقارن با محور -Y، آزمونی برای محور +Y گرفته نشد. هر آزمون روی هر محور برای هر کاربر 4 بار تکرار شد و در مجموع هر دو کاربر در تشخیص حالات وجود مانع از حالات عدم وجود مانع 100% موفق بودند و تشخیص وجود یا عدم وجود گشتاور مقاوم برای کاربرها روی هر سه محور به راحتی انجام می‌شد.

4-2- آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین

هدف این آزمون و آزمون بعد، ارزیابی میزان کارایی گردن‌بند هپتیکی در ایجاد قابلیت تشخیص وزن اجسام برای کاربر است. محیط گرافیکی در این آزمون نیز مشابه شکل 14 اما بدون ناحیه خاکستری رنگ طراحی شده و گشتاور هپتیکی با توجه به شکل 10 و طبق رابطه (25) به کاربر وارد شده است.

$$\tau = \tau_{\max} \sin \theta \quad (25)$$

در این آزمایش از کاربر خواسته می‌شود دو جسم مختلف را در دو آزمایش متوالی به میزان 180 درجه دوران دهد و براساس گشتاور مقاوم وارد شده به وی توسط گردن‌بند هپتیکی تشخیص دهد که کدام یک از این دو جسم سبک‌تر و کدام یک سنگین‌تر است. برای جسم سنگین‌تر این پارامتر برابر 0.3 نیوتن متر و برای جسم سبک‌تر برابر 0.1 نیوتن متر قرار داده شده که به صورت تصادفی برای کاربر شبیه‌سازی می‌شد. هر یک از آزمایش‌ها چهار بار بر هر یک از کاربرها روی هر یک از محورها انجام شد که نتایج به دست آمده در جدول 3 آورده شده‌اند.

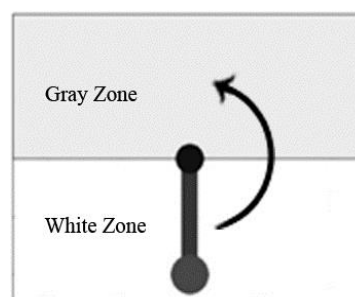


Fig. 14 Graphical environment for collision detection test

شکل 14 محیط گرافیکی آزمون تشخیص مانع

- M. Vaughan, Brain-computer interfaces for communication and control, *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, No. 6, pp. 767-791, 2002.
- [6] D. Farina, J. Winnie, A. Metin, eds. *Introduction to neural engineering for motor rehabilitation*, pp. 237-252, New York: John Wiley & Sons, 2013.
- [7] M. Betke, J. Gips, P. Fleming, The camera mouse: Visual tracking of body features to provide computer access for people with severe disabilities, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 10, No. 1, pp. 1-10, 2002.
- [8] X. Huo, J. Wang, M. Ghovanloo, A Magneto-Inductive sensor based wireless tongue-computer interface, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 16, No. 5, pp. 497-504, 2008.
- [9] B. H. Fan, K. Y. Li, The speech control system of intelligent robot prosthesis, *WRI Global Congress on Intelligent Systems*, Vol. 2, pp. 407-409, IEEE, 2010.
- [10] D. A. Craig, H. T. Nguyen. Wireless real-time head movement system using a personal digital assistant (PDA) for control of a power wheelchair, *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 772-775, IEEE, 2006.
- [11] E. Perez, N. López, E. Orosco, C. Soria, V. Mut, T. Freire-Bastos, Robust human machine interface based on head movements applied to Assistive robotics, *The Scientific World Journal*, Vol. 2013, pp. 1-11, 2013.
- [12] M. R. Williams, R. F. Kirsch, Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as command inputs to a human-computer interface for individuals with high tetraplegia, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 16, No. 5, pp. 485-496, 2008.
- [13] M. Baklouti, E. Monacelli, V. Guitteny, S. Couvet, et al., Intelligent assistive exoskeleton with vision based interface, *International conference on smart homes and health telematics*, Vol. 5120, pp. 123-135, 2008.
- [14] M. Bureau, J. M. Azkoitia, G. Ezmendi, I. Manterola, H. Zabaleta, M. Perez, Non-invasive, wireless and universal interface for the control of peripheral devices by means of head movements, *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 124-131, 2007.
- [15] L. Kosikowski, P. Dalka, P. Ody, A. Czyżewski, *Man-Machine Interactions 2*, pp. 41-47, Berlin Heidelberg: Springer, 2011.
- [16] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, S. Leonhardt, A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation, *NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, pp. 3, 2014.
- [17] Coles, R. Timothy, D. Meglan, N. W. John, The role of haptics in medical training simulators: a survey of the state of the art, *IEEE Transactions on Haptics*, Vol. 4, No. 1, pp. 51-66, 2011.
- [18] M. Blouin, M. Lalumiere, D. H. Gagnon, F. Chenier, R. Aissaoui, Characterization of the immediate effect of a training session on a manual wheelchair simulator with Haptic biofeedback: Towards more effective propulsion, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 23, No. 1, pp. 104-115, 2015.
- [19] M. Mahvash, J. Gwilliam, R. Agarwal, B. Vagvolgyi, L. M. Su, D. D. Yuh, A. M. Okamura, Force-feedback surgical teleoperator: Controller design and palpation experiments, *Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp. 465-471, IEEE, 2008.
- [20] A. R. Esmaili, M. Keshavarz, A. Mojra, Optimization of hyperelastic model parameters of soft tissue based on genetic algorithm utilizing experimental mechanical dataset, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 9, pp. 134-140, 2015. (in Persian)
- [21] M. Keshavarz, M. R. Farahnak, A. Mojra, Artificial tactile sensing capability in tumor detection of the liver tissue utilizing in vitro experimental data and hyperelastic finite element modeling, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 15, pp. 388-394, 2014. (in Persian)
- [22] B. Siciliano, O. Khatib, *Springer handbook of robotics*, pp. 11-12, Berlin: Springer, 2008.
- [23] H. W. Brinkmann, E. A. Klotz, *Linear algebra and analytic geometry*, pp. 157-182, Massachusetts: Addison-Wesley, 1971.

به عنوان ابزار کمکی استفاده شد. هر یک از دوران های رول، پیچ و یاو سر کاربر توسط حسگر ژيروسکوپ دریافت شده و رابط کاربری با به کارگیری الگوی طراحی شده حرکات سر را به حرکات مفاصل بازوی رباتیکی نگاشت می کند و کاربر به وسیله حرکات سر خود می تواند به آسانی ابزار کمکی را کنترل کند.

همچنین برای ایجاد حس بازخورد فیزیکی برای کاربر در تعامل با رابط کاربری، یک گردن بند هپتیک به رابط کاربری افزوده شد. این بخش به کاربر کمک می کند تا هنگام استفاده از رابط کاربری برای کنترل ابزار کمکی تا حدودی درک بهتری از تعاملات نیرویی ابزار کمکی با محیط پیرامون داشته باشد.

با به کارگیری داده های حسگر ژيروسکوپ و انکودرهای افزایشی و به کمک حل عددی معادلات سینماتیکی مربوط به گردن بند، موقعیت دقیق گردن بند محاسبه و مقدار نیروهای لازم در استراتژی های مختلف اعمال گشتاور هپتیک تعیین می شود، همچنین امکان کنترل دقیق این نیروها به کمک حسگرهای نیروسنج تعبیه شده درون ماژول ها فراهم شده است. بستر سخت افزاری توسعه یافته در این تحقیق به خوبی امکان انتقال فرمان از طریق حرکت سر برای کنترل سامانه های پیچیده ای نظیر بازوهای رباتیک را فراهم می کند.

آزمون ها نشان دادند که رابط کاربری طراحی شده به خوبی می تواند برای ایجاد درک حالت برخورد بازوی رباتیک با موانع به کار گرفته شود. در این بخش تمامی آزمون های گرفته شده با موفقیت همراه بودند. برای شبیه سازی وزن اجسام گرفته شده توسط بازوی رباتیک دو نوع آزمون طراحی و اجرا شد. در آزمون اول که برای تشخیص وزن دو جسم سبک و سنگین طراحی شده بود، 83% و در آزمون دوم که برای تشخیص وزن سه جسم سبک، متوسط و سنگین طراحی شده بود، 72% آزمون ها با موفقیت همراه بودند. وجود این خطاها را می توان با نصب المان های متحرک روی بدن انسان و انعطاف پذیری نسبی اتصالات مرتبط دانست. همان طور که از جدول 4 مشخص است، بیشترین میزان خطا برای محور X- به وجود آمده اند. برای وارد شدن گشتاور حول این محور نیروهای 1 و 2 (شکل 12) باید فعال شوند که در انتهای شاخه های آلومینیومی واقع شده اند و با توجه به انعطاف پذیری این شاخه ها نیروهای مورد نظر به درستی اعمال نمی شوند. با ایجاد تغییراتی بر دقت ساخت و نصب اجزاء، می توان رابط کاربری هپتیک ارائه شده را بهبود داده و درصد موفقیت آزمون ها را بالا برد.

6- مراجع

- [1] R. G. E. Clement, K. E. Bugler, C. W. Oliver, Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations, *The Surgeon*, Vol. 9, No. 6, pp. 336-340, 2011.
- [2] J. Lobo-Prat, P. N. Kooren, A. H. Stienen, J. L. Herder, B. F. Koopman, P. H. Veltink, Non-invasive control interfaces for intention detection in active movement-assistive devices, *Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, p. 168, 2014.
- [3] A. E. Schultz, T. A. Kuiken, Neural interfaces for control of upper limb Prostheses: The state of the art and future possibilities, *Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 3, No. 1, pp. 55-67, 2011.
- [4] A. D. Roche, H. Rehbaum, D. Farina, O. C. Aszmann, Prosthetic Myoelectric control strategies: A clinical perspective, *Current Surgery Reports*, Vol. 2, No. 3, pp. 1-11, 2014.
- [5] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T.