



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

علیرضا هادی^{۱*}، محمدعلی باقریان جعفرآبادی^۲

۱- استادیار، مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تهران، تهران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تهران، تهران

* تهران، صندوق پستی ۱۴۳۹۵۱۵۶۱

چکیده

افرادی با درجه معلولیت بالا نظری بیماران قطع نخاع گردنی برای انجام کارهای روزمره و رفع نیازهای خود تا حد زیادی به اطرافیانشان وابسته هستند و این موضوع کیفیت زندگی این افراد و اطرافیان آنها را کاهش می‌دهد. فناوری‌هایی نظری رباتیک می‌تواند با کمک به این افراد آنها را تا حدودی در رفع نیازهای روزمره بیاری 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 ژیروسکوپ اندازه‌گیری شده و به محیط رایانه‌ایی که بازوی رباتیک در آن شبیه‌سازی شده است، فرستاده می‌شود. در ادامه بازو با استفاده از این زوایا و طبق الگوی نوبنی 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 به صورت فیزیکی از طریق ایجاد گشتاور مقاوم در برابر حرکت سر قابل درک باشد. سه نوع آزمون طراحی برای ارزیابی عملکرد رابط کاربری هپتیکی و بردو کاربر اجرا شده است. در آزمون تشخیص برخورد بازو با مانع ۱۰۰٪ آزمون‌ها در آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین ۸۳٪ و در آزمون تشخیص وزن اجسام سبک، متوسط و سنگین ۷۲٪ آزمون‌ها با موفقیت همراه بوده‌اند.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: ۲۳ بهمن ۱۳۹۵

پذیرش: ۰۳ فوریه ۱۳۹۵

ارائه در سایت: ۰۹ اردیبهشت ۱۳۹۶

کلید واژگان:

رابط کاربری

هپتیک

قطع نخاع گردنی

حرکات سر

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.

۱- مقدمه

وسیعی 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

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:

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

نوع دیگری از رابطه‌ای کاربری نیز وجود دارد که به رابطه‌ای کاربری موازی مشهور است و در آن‌ها از فعالیت بخش کاملاً متفاوتی از بدن برای کنترل عضو مصنوعی و به طور کلی ماشین استفاده می‌شود. از جمله این رابطه‌ها می‌توان به رابطه‌ای کاربری مبتنی بر حرکت چشم [7]، حرکت زبان [8] و تکلم [9] اشاره کرد. از حرکت سر نیز به عنوان یک رابط کاربری موازی پاد می‌شود که تاکنون از آن برای کنترل ویچر [11,10]، بازوی رباتیک [12]، اسکلت خارجی کمکی [13] و کار با ابزارهای رایانه [15,14] و عموماً برای استفاده معلولانی با درجه بالای معلولیت مانند قطع نخاع استفاده شده است. در پروژه حاضر از حرکت سر به عنوان 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 به راحتی و با هزینه اندک امکان‌پذیر است. علاوه‌بر 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 هیچ وجه به پردازش سیگنال گسترش ندارند و این مسئله موجب ساده‌تر شدن رویه طراحی و ساخت این رابطه 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 گردند علاوه‌بر 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، باز هم 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 پژوهش ابزارهای هپتیکی مختلفی جهت توانبخشی افراد آسیب‌دیده [16]، آموزش جراحی‌های پیچیده [17]، کمک به بیماران قطع نخاعی برای استفاده بهینه از ویچر [18]، ربات‌های جراحی از راه دور [19] و تشخیص سرطان بافت نرم [21,20] استفاده شده است. بنا بر تعریف صورت گرفته برای ابزارهای هپتیکی می‌توان به سامانه مورد نظر صفت هپتیکی داد و از آن جایی که این سامانه متشکل از یک گردن‌بند و یک کتف‌بند می‌شود، آن را به طور 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 تعییه‌شده 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.

به طور 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 الکترومایوگرافی^۱ (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 حسگرهای با این‌که کنترلی طبیعی (ذاتی) را برای فرد فراهم می‌کنند، اما مواردی مانند نیاز گسترش 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 الکترودهای مربوطه از مشکلات مربوط به این نوع حسگرهاست [2]. در این نوع رابطه‌ها عمولاً 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 چندین درجه 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]. مواعن اصلی در مسیر رابطه‌ای کاربری که از فناوری EEG استفاده می‌کنند عبارت‌اند از: مدت زمان طولانی برای دوره‌های بادگیری نحوه به کارگیری پتانسیل‌های خاص مغز، نیاز به اتصال تعداد زیادی الکترود به سر، نرخ پایین انتقال داده‌ها به دلیل خاصیت فیلترینگ جمجمه، 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

اصلی‌ترین بخش این واحد یک حسگر ژیروسکوپ ساخت شرکت اینومنسنس^۱ به نام ام-پی-یو 6050^۲ است که می‌تواند دوران‌های سه‌گانه سر را با سرعت و دقیقیت بالا اندازه‌گیری کند. جهت اتصال راحت‌تر حسگر معرفی شده به کاربر و همچنین جلوگیری از قطع اتصالات یک قاب پلاستیکی برای حسگر طراحی شده و توسط فناوری پرینتر سه‌بعدی 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 سه‌گانه سر که عبارتند از رول، پیچ و یاو را اندازه‌گیری کرده و آن‌ها را به پردازنده ارسال می‌کند. در شکل 3 زوایای سه‌گانه سر نشان داده شده‌اند.

2- واحد پردازنده و نرم‌افزار

این واحد از رابط کاربری، وظیفه دریافت کلیه اطلاعات حسگرها، پردازش آن‌ها، کنترل بازوی رباتیک، نمایش سه‌بعدی آن و تولید سیگنال کنترل برای واحد اعمال نیرو را دارد. در ابتدا این واحد به کمک یک برد آردوینو مگا 2560^۳، اطلاعات ارسالی از حسگر ژیروسکوپ را دریافت کرده و زوایای سه‌گانه رول و پیچ و یاو را استخراج می‌کند و این زوایا را به رایانه ارسال می‌کند. در رایانه این حرکات طبق یک الگوی کنترلی که در ادامه معرفی خواهد شد، به حرکات بازوی رباتیکی شبیه‌سازی شده نگاشت می‌شوند و این بازو به صورت سه‌بعدی برای کاربر نمایش داده می‌شود تا بتواند با آن تعامل داشته باشد. بازوی رباتیکی شبیه‌سازی شده که در شکل 4 مشاهده می‌شود، یک بازوی سه درجه آزادی مشابه دست انسان است که در اینجا یک درجه آزادی در آرنج، یک درجه آزادی در مچ و یک درجه آزادی در گیرنده^۴ است.

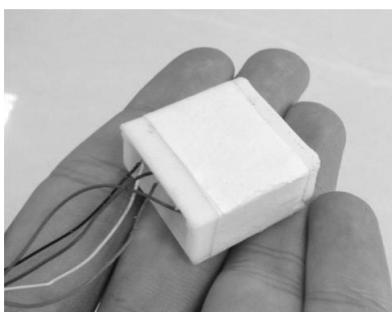


Fig. 2 Gyroscope sensor in a plastic frame

شکل 2 حسگر ژیروسکوپ قرار داده شده درون قاب پلاستیکی

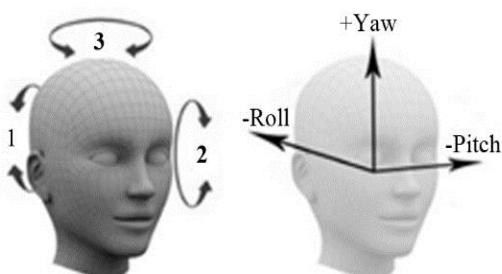


Fig. 3 Right: roll, pitch and yaw axes, Left: roll (1), pitch (2) and yaw (3) rotations

شکل 3 سمت راست: محورهای زوایای رول، پیچ و یاو، سمت چپ: جهت‌های دوران زوایای ۱- رول، ۲- پیچ، ۳- یاو

وارد کند و در برای حرکات سر گشتاور مقاوم تولید کند. از آن جایی که کاربر به کمک حرکات سر خود به بازوی رباتیک شبیه‌سازی شده فرمان می‌دهد، از این گشتاور مقاوم برای شبیه‌سازی میزان سنتگینی اجسام بلند شده توسط بازوی رباتیکی استفاده می‌شود. 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 می‌کند، همچنین می‌توان از این گردن‌بند برای ایجاد بازخورد نیرویی برای کاربر در موقعی که بازو با مانع برخورد کرده است استفاده کرد. در بخش‌های بعدی روند طراحی، مدل‌سازی و ساخت رابط کاربری و همچنین آزمون‌هایی اجرا شده برای ارزیابی عملکرد رابط کاربری هپتیکی ارائه خواهد شد.

2- طراحی و ساخت

در طراحی رابط کاربری مورد نظر سعی شده است تا رابطی طراحی شود که علاوه‌بر کارایی بالا دارای وزن و ابعاد کم باشد و براحتی بتوان آن را به فرد معلول متصل و یا جدا کرد. در مجموع رابط کاربری مورد نظر را می‌توان شامل سه واحد دانست. واحد اول وظیفه دریافت حرکات سر، محاسبه زوایای سر کاربر و انتقال آن‌ها به پردازنده مرکزی را دارد. واحد دوم که واحد پردازنده و نرم‌افزار نام دارد با دریافت زوایای سر کاربر و طبق الگوی کنترلی مشخصی اقدام به شبیه‌سازی بازوی رباتیکی و کنترل آن می‌کند. این واحد همچنین وظیفه محاسبه نیروهای لازم برای ایجاد گشتاور هپتیکی مطلوب در برای حرکت سر کاربر و ارسال سیگنال کنترل مربوطه به واحد اعمال نیرو را دارد. واحد سوم نیز شامل یک گردن‌بند می‌شود و حسگرها و محرك‌های مورد نیاز برای اعمال گشتاور هپتیکی به آن متصل شده‌اند و نیروهای هپتیکی را به گردن کاربر اعمال می‌کند. این واحد سیگنال‌های بازخورد مورد نیاز برای کنترل دقیق نیروها را به واحد پردازنده ارسال می‌کند. در ادامه هر یک از این واحدها شرح داده شده‌اند. در شکل 1 این واحدها و ارتباطات بین آن‌ها مشاهده می‌شود.

2-1- واحد دریافت حرکات سر

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

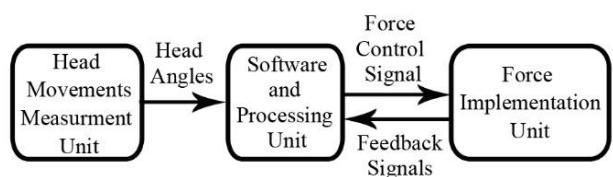


Fig. 1 Units of user interface and the connections between them

شکل 1 واحدهای مختلف رابط کاربری و ارتباطات بین آن‌ها

¹ InvenSense

² MPU-6050

³ Arduino Mega-2560

⁴ Gripper

درجه در نظر گرفته شده است.

شرط دوم فعال‌سازی زاویه یا و بیان می‌کند که تغییرات زاویه یا و باید از دو برابر جذر مجموع مربعات تغییر زوایای رول و پیچ بیشتر باشد. این شرط به دلیل حصول اطمینان از تمایل کاربر برای فعال‌سازی زاویه یا و 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 یا و سر وی نیز تغییر می‌کند و چون ناحیه مرده دارای دامنه کمی است (8 درجه برای یا و)، مقدار ناخواسته زاویه یا و، ممکن است از مرز ناحیه مرده عبور کند و به طور ناخواسته زاویه یا و فعال شود. برای اجتناب از این خطای شرط دوم قرار داده شده است تا در صورتی که زوایای رول و پیچ بزرگ بودن، تغییر زوایه یا و باید برای فعال‌سازی مقداری بیش از 8 (یا 8-2) 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 بهصورت تجربی حاصل شده است.

ج) فعال‌سازی رول-پیچ: در صورتی که رابط کاربری فعال باشد و شروط 1 و 2 نیز برقرار نباشند، رابط کاربری به حالت فعال‌سازی رول-پیچ می‌رود. در این حالت کاربر می‌تواند زوایای مفاصل مج و آرنج را بهصورت 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 می‌شود.

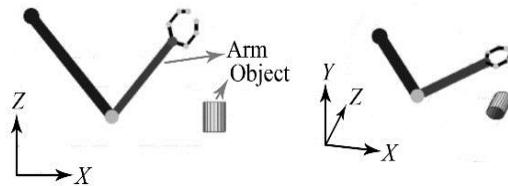
نحوه عملکرد رابط کاربری برای کنترل این دو زاویه به این صورت است که پس از فعال‌سازی، رابط کاربری، میزان تغییر زوایای رول و پیچ از مقدار اولیه در زمان فعال‌سازی را اندازه‌گیری می‌کند و با توجه به مقدار تغییر این زوایا، موقعیت رول-پیچ سر را در صفحه‌ای مشابه آن‌چه در شکل 5 نشان داده شده، محاسبه می‌کند. بسته به این که موقعیت رول-پیچ در کدام ناحیه از نواحی نه‌گانه این صفحه قرار گیرد، عملکرد رابط کاربری در رابطه با مفاصل آرنج و مج تعیین می‌گردد. در جدول 1 عملکرد متناظر با هر یک از نواحی نه‌گانه شکل 5 بیان شده است.

جدول 1 شرح عملکرد رابط کاربری برای هر یک از نواحی نه‌گانه در فعال‌سازی رول-

پیچ

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

نامه ناحیه	عملکرد مربوطه
1	مفصل آرنج باز می‌شود، مفصل مج بدون تغییر باقی می‌ماند.
2	مفصل آرنج بسته می‌شود، مفصل مج بدون تغییر باقی می‌ماند.
3	مفصل مج بهصورت ساعت‌گرد می‌چرخد، مفصل آرنج بدون تغییر باقی می‌ماند.
4	مفصل مج بهصورت پادساعت‌گرد می‌چرخد، مفصل آرنج بدون تغییر باقی می‌ماند.
5	مفصل مج بهصورت ساعت‌گرد می‌چرخد و مفصل آرنج باز می‌شود.
6	مفصل مج بهصورت ساعت‌گرد می‌چرخد و مفصل آرنج بسته می‌شود.
7	مفصل مج بهصورت پادساعت‌گرد می‌چرخد و مفصل آرنج باز می‌شود.
8	مفصل مج بهصورت پادساعت‌گرد می‌چرخد و مفصل آرنج باز می‌شود.
9	ناحیه مرده (هر دو مفصل بدون تغییر باقی می‌مانند)



شکل 4 بازوی رباتیک سه درجه آزادی شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار متلب

این بازو بهصورت سه‌بعدی توسط نرم‌افزار متلب¹ طراحی شده و به صورت زمان واقع² برای کاربر نمایش داده می‌شود. 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 بهصورت مؤثری به حرکات بازو مرتبط سازد. در این نگاشت برای کنترل حرکت مفصل آرنج از زاویه رول برای کنترل حرکت مفصل مج از زاویه پیچ و برای کنترل باز و بسته کردن گیرنده از زاویه یا و استفاده شده است. در رابط کاربری امکان کنترل همزمان درجات آزادی رول و پیچ که متناظر با زوایای مج و آرنج بازو فراهم شده است. نحوه عملکرد به این صورت است که ابتدا با استفاده همزمان از زوایای رول و پیچ به ترتیب مفاصل آرنج و مج بازو حرکت داده شده و گیرنده به محل مورد نظر رسانده می‌شود. گیرنده پس از اتمام این مرحله توسط زاویه یا و فعال شده و باز یا بسته می‌شود 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 یا و فعال شد، مفاصل آرنج و مج از حرکت بازیستند تا کنترل دقیق‌تری 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 فعال‌سازی اقدام به فعال کردن رابط کاربری نکند، این رابط در حالت غیرفعال باقی مانده و در زوایای بازوی رباتیک تغییری به وجود نمی‌آید.

(ب) حالت فعال‌سازی یا و: در صورتی که رابط کاربری توسط کاربر فعال شود، این رابط یا در حالت فعال‌سازی زاویه یا و (برای کنترل گیرنده) قرار دارد و یا در حالت فعال‌سازی 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 فعال‌سازی ملاک قرار می‌گیرد و مقادیر مطلق در نظر گرفته نمی‌شوند. به این ترتیب سر کاربر در هر وضعیت اولیه‌ای که باشد، می‌تواند رابط کاربری را فعال کرده و از همان وضعیت اقدام به کنترل بازو کند. برای فعال‌سازی یا و دو شرط نشان داده شده در روابط (2,1) باید ارضاء شوند. در صورتی که این شرط برقرار باشند، رابط کاربری در حالت فعال‌سازی زاویه یا و قرار گرفته و اگر میزان تغییر زاویه یا و مثبت باشد، گیرنده با سرعت ثابتی باز شده و اگر منفی باشد، گیرنده با سرعت ثابتی بسته می‌شود.

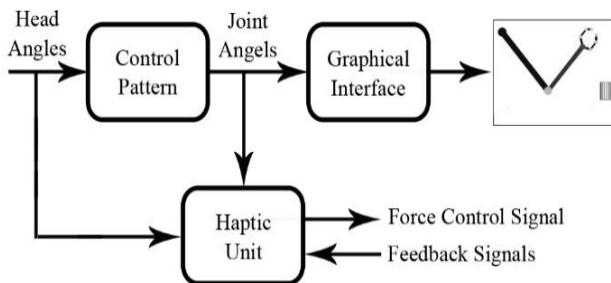
$$\Delta\gamma > +8^\circ \quad \text{OR} \quad \Delta\gamma < -8^\circ \quad (1)$$

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

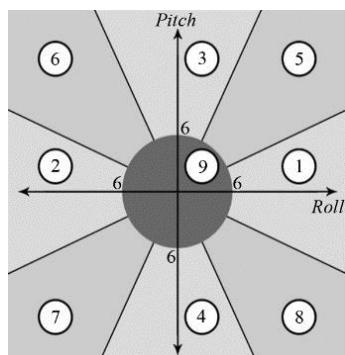
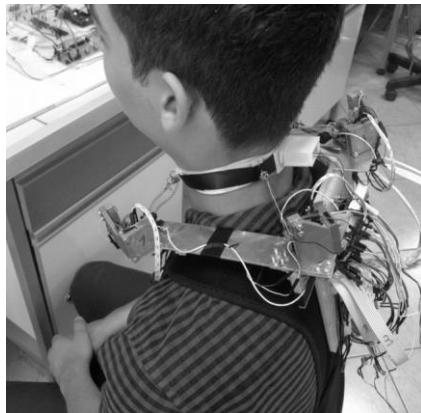
در این روابط زوایای رول، پیچ و یا و به ترتیب با نمادهای آلفا، بتا و گاما نشان داده شده‌اند. معمولاً جهت اجتناب از حرکات ناخواسته در ابتدای فعال‌سازی، یک ناحیه مرده در رابط کاربری در نظر گرفته می‌شود تا کنترل بازو با دقت بالاتری صورت گیرد. شرط اول نشان‌دهنده همین ناحیه مرده که برابر 8

¹Matlab

²Real-Time

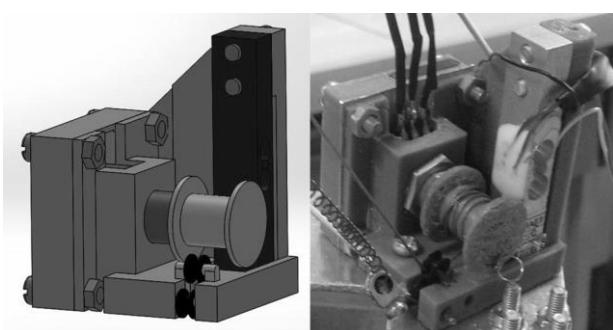
**Fig. 6** Different parts of software and processing unit

شکل 6 بخش‌های مختلف واحد پردازنده و نرم‌افزار

**Fig. 5** نواحی مختلف الگوی کنترلی در فعال‌سازی رول-پیچ**Fig. 7** A view of applying force unit (haptic neckbrace)

شکل 7 نمایی از واحد اعمال نیرو (گردن‌بند هپتیکی)

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 بستره ثابت را برای اعمال نیرو فراهم آورده است. هر مازول متشکل از بدنه، یک حسگر نیروسنجه، یک انکودر افزایشی، یک فنر پیچشی، چند قرقره و یک فنر کشیده شده از جنس آلیاژ حافظه‌دار¹ (SMA) که به عنوان 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 (به جز فنر آلیاژ حافظه‌دار) در نقشه‌انفجاری 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

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 محاسبه 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 ژیروسکوپ را دریافت کرده و بازوی رباتیک شبیه‌سازی شده را مطابق میل کاربر کنترل می‌کند.

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

در مجموع بخش‌های نرم‌افزاری این واحد را می‌توان شامل سه بخش الگوی کنترلی (برای محاسبه زاویه مفاصل بازوی رباتیکی)، رابط گرافیکی (برای شبیه‌سازی سه‌بعدی بازوی رباتیکی) و هپتیک (برای محاسبه نیروهای هپتیکی 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 هپتیکی را در اختیار واحد نرم‌افزار و پردازنده قرار می‌دهد و از طرف دیگر نیروی محاسبه شده برای تولید گشتاور هپتیکی 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 گردن بند وصل می‌شود. سیم نازک از طریق قرقرهای کوچک (قطعه 16) به سمت قلاب مورد نظر هدایت می‌شود. انکوادر افزایشی از سمت دیگر خود از طریق یک شفت به فر پیچشی (قطعه 5) متصل شده است که در صورت باز شدن سیم نازک از دور قرقره، آن را به حالت اولیه گرداند و همیشه سیم نازک را در حالت کشیده شده نگه می‌دارد. به این ترتیب با اتصال سر سیم به همان قلایی که انتهای فر 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 نیروسنجه (قطعه 8) تعییه شده بر مازول حاصل می‌شود. انتهای هر یک از فنرهای آلیاژ حافظه‌دار از طریق نخ به انتهای حسگر نیروسنجه متصل شده و از آن جایی که از اصطکاک صرف نظر شده است، مقدار نیروی فر را می‌توان با مقدار نیروی کشن نخ برابر دانست که درنهایت از طریق حسگر نیروسنجه اندازه‌گیری می‌شود. سیگنال تولید شده توسط نیروسنجه پس از تعویت شدن توسط یک تقویت‌کننده عملیاتی از طریق بدل آنالوگ به دیجیتال بورد آردوئینو به پردازنده اصلی (رایانه) منتقل می‌گردد.

این واحد همچنین شامل یک گردن بند نیز می‌شود که بهوسیله چسب‌های پزشکی به دور گردن کاربر متصل می‌شود و روی آن چهار قلاب تعییه شده است. هر یک از این قلاب‌ها برای اتصال انتهای فر آلیاژ حافظه‌دار به کار گرفته می‌شوند. همچنین همان‌طور که در شکل 7 مشاهده می‌شود، از این گردن بند برای اتصال حسگر ژیروسکوپ به سر نیز استفاده می‌گردد.

3- مدل‌سازی

رابط کاربری مورد نظر، پس از دریافت اطلاعات از حسگر ژیروسکوپ، با دریافت داده‌های مربوط به حسگرهای نیروسنجه و انکوادرهای تعییه شده روی مازول‌ها، 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 یاوه دلیل کاربرد کمتر در رابط کاربری طراحی شده و بیشتر بودن ملزمات 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 تعديل 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، بهصورت 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 ضربی تعديل کننده‌ای ضرب شود (رابطه 4) تا مقدار مناسب گشتاور اعمالی حاصل شود.

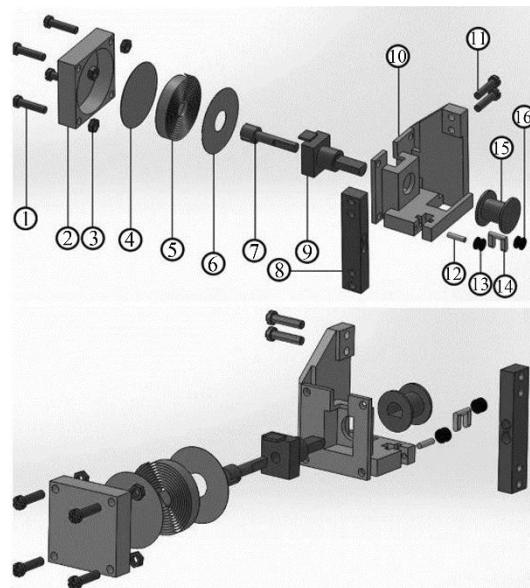


Fig. 9 Exploded-view drawing of a module.

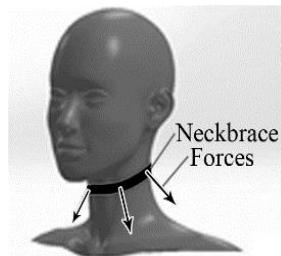
شکل 9 نقشه انفجاری یک مازول

اعمال نیروی هپتیکی بهوسیله 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 ممکنی به حالت اولیه خود تغییر شکل می‌دهند. این خاصیت آلیاژهای حافظه‌دار سبب شده است که از آن‌ها به عنوان محرك 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.

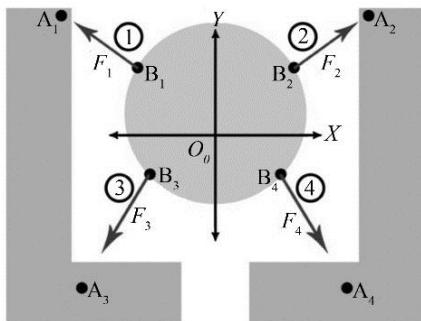
نحوه استفاده از این فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به این صورت است که یک سر این فنرها به قلاب متصل به گردن بند و سر دیگر آن‌ها به نخی که از طریق یک قرقره (قطعه 13 در شکل 8) به نیروسنجه متصل شده، وصل گردیده است.

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 بورد آردوئینو 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 مازول تا محل اتصال قلاب به گردن را در اختیار داشته باشد. به این منظور از انکوادر 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 انکوادر، قرقرهای (قطعه 15) تعییه 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 گردد و انکوادر را نیز می‌چرخاند. با چرخیدن انکوادر این قطعه شروع به تولید پالس کرده و طول سیم باز شده با در دست داشتن تعداد پالس‌های انکوادر و



شکل 11 جهت نیروهای واردہ به گردن کاربر به وسیله فنرهای آلیاژ حافظه‌دار



شکل 12 پایه و دستگاه مختصات متصل به آن (دستگاه صفر)، گردن‌بند (دایره بزرگ) و نیروها از نمای بالا

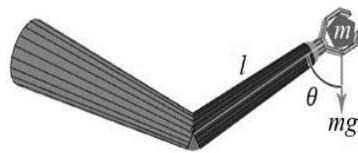
نظر نیاز است. با توجه به شکل 12، راستای نیروی i -ام در جهت $B_i A_i$ است. با در

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 به سادگی 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 $\overrightarrow{O_0 O_1}$ 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 ژیروسکوپ اندازه‌گیری کرد و در اختیار داشت. برای بدست آوردن 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.

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

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



شکل 10 Konfiguration of the robotic arm in gripping an object

پیکربندی بازوی رباتیک هنگام گرفتن یک جسم

$$\tau_R = K_1 m g l \sin\theta \quad (4)$$

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

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

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

پس از تعیین مقادیر گشتاور هپتیکی حول محورهای رول و پیچ، محورهای چهارگانه مورد نیاز برای ایجاد گشتاورهای شده و توسط فنرهای آلیاژ حافظه‌دار تولید گرددند. نیروهای هپتیکی، در جهت قرارگیری فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به گردن وارد می‌شوند. جهت این نیروها به همراه گردن‌بند به صورت دقیق‌تر در شکل 11 به وسیله پیکان‌ها و یک نوار که دور گردن قرار گرفته است، نشان داده شده‌اند.

به منظور ایجاد گشتاور هپتیکی حول محورهای رول و پیچ، محورهای تقارن پایه به عنوان مرجع در نظر گرفته شده‌اند. به این ترتیب که محور دوران حرکت پیچ به عنوان محور X و محور دوران حرکت رول به عنوان محور Y در نظر گرفته شده است. محورهای X و Y محورهایی هستند. دستگاه مختصات متناظر با این محورها که درون صفحه پایه آلومنیومی واقع شده است، به عنوان 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 به صورت هم صفحه با پایه به نظر می‌آیند. در این شکل نیروهای چهارگانه شماره‌گذاری نیز شده‌اند. همچنین نقاط ابتدایی و انتهایی محل های اتصال فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به گردن و پایه که تعیین‌کننده راستای نیروهای دارند، با دایره‌های مشکی رنگ کوچکی به نمایش درآمدند. نقاط اتصال فنرها با گردن با B_i می‌توانند عددی بین ۱ تا ۴ 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 می‌دهند، 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 x , y و z به دست می‌آیند و با جای گذاری آن‌ها در رابطه (10) می‌توان بردارهای $\overrightarrow{A_iB_i}$ را به دست آورد. درنهایت بردار یکه نشان‌دهنده راستای نیروی F_i از رابطه (12) محاسبه می‌شود.

$$\overrightarrow{n_{F_i}} = -\frac{\overrightarrow{A_iB_i}}{|\overrightarrow{A_iB_i}|} \quad (12)$$

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

$$\overrightarrow{F_i} = F_i \overrightarrow{n_{F_i}} = F_i \left(-\frac{\overrightarrow{A_iB_i}}{|\overrightarrow{A_iB_i}|} \right) \quad (13)$$

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

$$\overrightarrow{\tau_i} = \overrightarrow{O_0A_i} \times \overrightarrow{F_i} = F_i (\overrightarrow{O_0A_i} \times \overrightarrow{n_{F_i}}) \quad (14)$$

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

$$\overrightarrow{\tau_i} = F_i \overrightarrow{h_i} = F_i \begin{bmatrix} h_{ix} \\ h_{iy} \\ h_{iz} \end{bmatrix} \quad (15)$$

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 بدست آوردن مؤلفه‌های بردار گشتاور می‌توان رابطه (16) را نوشت.

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

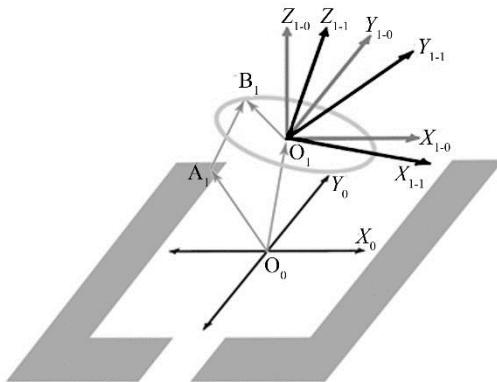
با استفاده از دو معادله اول از دسته روابط (16) می‌توان رابطه بین نیروی F_i و گشتاور حاصل از آن را حول محورهای دوران رول و پیچ به دست آورد. در ادامه مقدار نیروهای هپتیک چهارگانه در حالات مختلف با استفاده از این روابط محاسبه می‌شوند.

3-1- اعمال گشتاور روی یک محور

در این بخش حالتی بررسی می‌شود که در آن گشتاور هپتیک مقاوم باید فقط روی یکی از محورهای x یا y اعمال شود. شکل 12 نحوه قرارگیری بردارهای نیروی حاصل از فرتهای آلیاژ حافظه‌دار و شماره‌گذاری آن‌ها را نشان می‌دهد. البته باید توجه شود این شکل از نمای بالا کشیده شده است و بردارهای نیرو مؤلفه‌ای در جهت بالا به پایین را نیز شامل می‌شوند. با توجه به این نحوه قرارگیری و این نکته که از این فرتهای تولید شده کششی می‌توان استفاده کرد، می‌توان نتیجه گرفت که گشتاور تولید شده توسط هر یک از این فرتهای حول هر یک از محورهای x و y دارای علامت ثابتی است که با تغییر موقعیت و جهت سرکاربر تغییر نمی‌کند. این علامت‌ها در جدول 2 نشان داده شده‌اند. این جدول نشان می‌دهد که به طور مثال نیروی F_2 همواره حول محور x گشتاور منفی و حول محور y گشتاور مثبت ایجاد می‌کند.

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

گشتاور حول محور y	گشتاور حول محور x	نیرو
منفی	منفی	F_1
مثبت	منفی	F_2
منفی	مثبت	F_3
مثبت	مثبت	F_4



شکل 13 پایه، گردن‌بند، دستگاه‌های مختصات و بردارهای موقعیت

$$\overrightarrow{O_0O_1} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (7)$$

و مقادیر x و y و z سه مجھول از چهار مجھول مسئله است. همچنین در رابطه (6) اندازه بردارهای $\overrightarrow{O_0A_i}$ قابل اندازه‌گیری و معلوم است. اندازه بردار $\overrightarrow{A_iB_i}$ نیز به کمک انکوادر افزایشی و سیم نازک متصل به آن که در کار فنر آلیاژ حافظه‌دار قرار می‌گیرد به صورت زمان واقع اندازه‌گیری می‌شود.

در رابطه (6) بردار $\overrightarrow{O_0A_i}$ دوران یافته بردار $\overrightarrow{O_1B_i}$ حول سه زاویه رول، پیچ و یاو است. از آنجایی که $\overrightarrow{O_1B_i}$ بردارهای چهارگانه درون صفحه xy از دستگاه مختصات 1-0 است، با توجه به ابعاد گردن کاربر و محل قرارگیری قلاب‌های فرتهای آلیاژ حافظه‌دار قابل اندازه‌گیری بوده و کافی است مختصات x و y آن‌ها نسبت به مرکز گردن‌بند اندازه‌گیری شود. رابطه (8) برای محاسبه $\overrightarrow{O_1B_i}$ به کار گرفته می‌شود.

$$\overrightarrow{O_1B_i} = R(\overrightarrow{O_1B_i})_{1-0} \quad (8)$$

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

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

در رابطه (9) مقدار زاویه γ مجھول است و دو زاویه دیگر (α و β) از ژیروسکوپ به دست می‌آیند. رابطه (6) را می‌توان به صورت رابطه (10) بازنویسی کرد.

$$\overrightarrow{A_iB_i} = \overrightarrow{O_0O_1} + (\overrightarrow{O_1B_i})_{1-0} - \overrightarrow{O_0A_i} \quad (10)$$

با استخراج اندازه رابطه (10)، معادله برداری (10) به یک معادله اسکalar تبدیل خواهد شد. از طرفی اندازه بردارهای $\overrightarrow{A_iB_i}$ به کمک انکوادرهای افزایشی اندازه‌گیری شده و در دسترس است. اگر این اندازه‌ها 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 γ می‌تواند بین 1-4 باشد؛ بنابراین از این رابطه، چهار معادله غیرخطی حاصل می‌شود. معادلات (11) دارای چهار مجھول است. این مسئله به یک دستگاه چهار معادله و چهار مجھول غیرخطی تبدیل می‌شود که درنهایت در رایانه و به کمک روش‌های 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 فضای واقع می‌شود که در آن هر سه نیرو بزرگ‌تر یا مساوی صفر، پاسخ‌های قابل قبول مسئله است. با حل دستگاه معادلات (19) بر حسب یکی از متغیرها (F_i) می‌توان پاسخ مسئله را به صورت پارامتری به شکل رابطه (21) به دست 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 بدهست‌آمده برای این مسئله محدود است. انتخاب یک تابع هزینه و بهینه‌سازی بر حسب آن ضروری است. مجموع مربعات نیروها برای کمینه کردن نیروهای وارد و توان مصرفی توسط فنرهای آلیاژ حافظه‌دار به صورت رابطه (22) به عنوان 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 بر حسب t به صورت رابطه (23) برای تابع هزینه به دست 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 به دست‌آمده از رابطه (24) در رابطه (21) می‌توان مقدار مطلوب هر یک از نیروها را در نقطه بهینه به دست آورد. در صورتی که پاسخ به دست‌آمده قیود مسئله (وابط 20) را ارضان نکرد، با توجه به ماهیت خطی مسئله، پاسخ روی یکی از مزراها رخ خواهد داد. به این منظور با مساوی صفر قرار دادن رابطه (21)، سه مقدار برای پارامتر t به دست 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

در مجموع 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 به دست‌آمده شرح داده شده‌اند.

4- 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 مبنی روی یکی از محورهای دوگانه x و y تهیه به فعال‌سازی دو عدد از نیروهای چهارگانه نیاز است چرا که عملاً تنها دو نیرو از چهار نیرو توأمی تولید گشتاور مطلوب را دارند. برای نمونه جهت ایجاد گشتاوری مثبت حول محور x نیروهای F_3 و F_4 و برای ایجاد گشتاوری منفی حول محور y نیروهای F_1 و F_3 توأمی 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 به دست 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) به دست 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) به صورت 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 به دست 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 مشابه به دست می‌آیند. با توجه به استدلال صورت گرفته، پاسخ‌هایی که برای نیروها از حل این دستگاه حاصل می‌شود همواره مثبت خواهد بود و با فعل کردن فنرهای آلیاژ حافظه‌دار قابل تولید است.

3- 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 به دست 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 و 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 فضاست و پاسخ این دستگاه محل تقاطع این دو صفحه در فضای بوده که به صورت یک خط ظاهر می‌شود. البته باید این قید را نیز در نظر گرفت که نیروهای سه‌گانه به دست‌آمده باید مثبت باشند (فتر 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

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

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

4- آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین

در آزمون آخر برای اندازه‌گیری میزان دقت گردن بند 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 تمام 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 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 رابطه‌های 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 پردازد. در این مقاله از یک بازوی رباتیک سه درجه آزادی شبیه‌سازی شده

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

محور گشتاور مقاوم									
اندازه گشتاور					مقادیر				
مقادیر (Ncm)					اندازه گشتاور				
40	25	10	40	25	10	40	25	10	
✓	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	1
✓	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	2
✓	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	3
✓	✗	✗	✗	✗	✗	✓	✓	✓	4

پردازد. در این مقاله از یک بازوی رباتیک 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 موردنظر 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 صحبت 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 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- آزمون تشخیص وزن اجسام سبک و سنگین

هدف این آزمون و آزمون بعد، ارزیابی میزان کارایی گردن بند 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 گردن بند هپتیکی تشخیص دهد که کدامیک از این دو جسم سبک‌تر و کدامیک 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 بدست آمده در جدول 3 آورده شده‌اند.

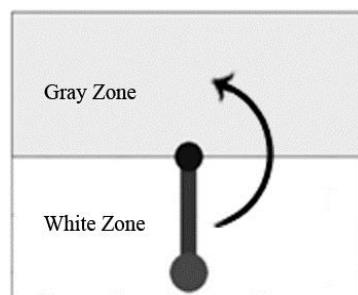


Fig. 14 Graphical environment for collision detection test

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. Lopez, 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. Azkotia, 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 دوران‌های رول، پیچ و یاو سر کاربر توسط حسگر ژیروسکوپ دریافت شده و رابط کاربری با به کارگیری الگوی طراحی شده حرکات سر را به حرکات مفاصل بازوی رباتیکی نگاشت می‌کند و کاربر به وسیله حرکات سر خود می‌تواند به آسانی ابزار کمکی را کنترل کند.

همچنین برای ایجاد حس بازخورد فیزیکی برای کاربر در تعامل با رابط کاربری، یک گردن‌بند هپتیکی به رابط کاربری افزوده شد. این بخش به کاربر کمک می‌کند 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 داده‌های حسگر ژیروسکوپ و انکودرهای افزایشی و به کمک حل عددی معادلات سینماتیکی مربوط به گردن‌بند، موقعیت دقیق گردن‌بند محاسبه و مقدار نیروهای لازم در استراتژی‌های مختلف اعمال گشتاور هپتیکی تعیین می‌شود، همچنین امکان کنترل دقیق این نیروها به کمک حسگرهای نیروسنج تعیین شده درون مازوی‌ها فراهم شده است. بستر سخت‌افزاری توسعه یافته در این تحقیق به خوبی امکان انتقال فرمان از طریق حرکت سر برای کنترل سامانه‌های پیچیده‌ای نظری بازوی رباتیک را فراهم می‌کند.

آزمون‌ها نشان دادند که رابط کاربری طراحی شده به خوبی می‌تواند برای ایجاد درک حالت برخورد بازوی رباتیک با موانع به کار گرفته شود. در این بخش تمامی آزمون‌های گرفته شده با موفقیت همراه بودند. برای شیوه‌سازی 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% آزمون‌ها با موفقیت همراه بودند. وجود این خطاهای را می‌توان با نصب المان‌های متحرک روی بدن انسان و انعطاف‌پذیری نسبی اتصالات مرتبط دانست. همان‌طور که از جدول 4 مشخص است، بیشترین میزان خطأ برای محور X- به وجود آمده‌اند. برای وارد شدن گشتاور حول این محور نیروهای 1 و 2 (شکل 12) باید فعل شوند که در انتهای شاخه‌های آلومینیومی واقع شده‌اند و با توجه به انعطاف‌پذیری این شاخه‌ها نیروهای مورد نظر به درستی اعمال نمی‌شوند. با ایجاد تغییراتی بر دقت ساخت و نصب اجزاء، می‌توان رابط کاربری هپتیکی ارائه شده را بهبود داده و درصد موفقیت آزمون‌ها را بالا برد.

6- مراجع

- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T.