



Design of the Wearable Gadget for Motion Controlling of Electrical Standing Wheelchair for Disable People

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Khorsandi K¹,
Cheraghpour Samavati F^{1*}

How to cite this article

Khorsandi K, Cheraghpour Samavati F. Design of the Wearable Gadget for Motion Controlling of Electrical Standing Wheelchair for Disable People. Modares Mechanical Engineering, 2022;22(04):281-290.

¹ Department of Mechanical Engineering, Pardis Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran,

*Correspondence

Address: Department of Mechanical Engineering, Pardis Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
samavati@pardisiau.ac.ir

Article History

Received: August 03, 2021
Accepted: December 05, 2021
ePublished: March 20, 2022

ABSTRACT

In this paper, a simple and low-weight gadget, without the need for a nurse, is designed at a low cost, taking into safety, flexibility, and mobility for the user. This paper presents a new system that the controller system is designed and implemented based on the combination of acceleration sensor data and image processing system with the aim of controlling the movement of the smart wheelchair. In this design, the user can take control of the smart wheelchair without using hands. This gadget can be a good solution for disabled people to make their life easy.

The results of the smart wheelchair control testing with a hybrid controller indicate that the accuracy and speed of the wheelchair response are high. The experimental tests suggest that the proposed design of the controller gadget is efficient and low cost as well as allowing disabled people to more easily control their wheelchairs and to lead independent lives.

Keywords Control Gadget, Smart Wheelchair, Image Processing, Acceleration Sensor, Human-Machine Interaction

CITATION LINKS

[1] Eye tracking algorithms, techniques, tools, and applications with an emphasis on machine learning and Internet of Things technologies. [2] An intelligent and low-cost eye-tracking system for motorized wheelchair control. [3] EEG-Based Eye Movement Recognition Using the Brain-Computer Interface and Random Forests. [4] Raspberry Pi based Multi-optional Wireless Wheelchair Control and Gesture Recognized Home Assist System. [5] Information Fusion Based Wheelchair Control for Paralyzed Patient. [6] Brain-Controlled Wheelchair Review: From Wet Electrode to Dry Electrode, From Single Modal to Hybrid Modal, From Synchronous to Asynchronous. [7] An Introductory Tutorial on Brain-Computer Interfaces and Their Applications. [8] Speed control of a wheelchair prototype driven by a DC Motor through real EEG brain signals. [9] Wheelchair Free Hands Navigation Using Robust DWT_AR Features Extraction Method With Muscle Brain Signals. [10] Wheelchair control through eye blinking and IoT platform. [11] Electric wheelchair with forward-reverse control using electromyography (EMG) control of arm muscle. [12] FARAT1: an Upper Body Exoskeleton Robot. [13] Design of Wheelchair based on Electrooculography. [14] A Real-Time EMG Pattern Recognition Control Method for Activation ... [15] Signal identification system for developing rehabilitative device using deep learning algorithms. [16] A survey on different human-machine interactions used for controlling an electric wheelchair. [17] The Design Of Wheelchair Systems With Raspberry Pi 3-Based Joystick Analog And Voice Control. [18] Comparison of CNNs and SVM for voice control wheelchair. IAES International Journal of Artificial Intelligence. [19] A facial expression controlled wheelchair for people with disabilities. Computer methods and programs in biomedicine. [20] Control of Wheelchair by Eye Movement Using Image Processing. [21] Eye Gaze Controlled Wheelchair. [22] Eyeball Controlled Wheelchair. Science and Technology. [23] Bansode RS. SMART WHEELCHAIR FOR PHYSICALLY IMPAIRED. [24] Smart wheelchair integrating head gesture navigation. [25] A Simplified Approach to Develop Low Cost Semi-Automated Prototype of a Wheelchair. [26] Robust real-time object detection.

طراحی و ساخت رابط پوشیدنی کنترل‌کننده حرکت ویلچر برقی ایستا برای افراد دارای معلولیت حرکتی بوسیله سنسور شتاب و پردازش تصویر چهره کاربر

کسری خورسندی

گروه مهندسی مکانیک، واحد پردیس، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

فرزاد چراغ‌پور سموتی*

گروه مهندسی مکانیک، واحد پردیس، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

چکیده

ویلچرهای برقی هوشمند درحال تبدیل شدن به یک جایگزین طبیعی ویلچرهای معمولی هستند و به عنوان یک وسیله کاربردی برای جمعیت سالمندان و بیماران مبتلا به اختلالات حرکتی و معلولان قطع نخاعی بشمار می‌روند. کنترل ویلچر برقی توسط خود بیمار، وقتی امکان حرکت دست وی فراهم نیست، یکی از مهم‌ترین چالش‌هایی است که برای استفاده مستقل بیمار از این وسیله باید بدان توجه شود. این مقاله به ارائه یک سیستم کنترل حرکتی ساده، کم‌حجم، بدون نیاز به پرستار و مقرون‌به‌صرفه اقتصادی می‌پردازد. به‌گونه‌ای که فاکتورهای ایمنی، انعطاف‌پذیری و تحرک را برای کاربر در نظر گرفته است. در این طرح، کاربر قادر خواهد بود بدون نیاز به استفاده از دست خود، فرمان‌های کنترل حرکت روبه جلو و همچنین چپ و راست را برای ویلچر صادر کند و بدین‌ترتیب مستقلاً کنترل دستگاه را برعهده بگیرد. سیستم کنترلر بر مبنای تلفیق داده‌های سنسورهای شتاب و سیستم پردازش تصویر طراحی و پیاده‌سازی شده است. برای این منظور و با هدف تعامل ساده‌تر انسان و ماشین، یک گجت پوشیدنی، به صورت یک کلاه، برای سهولت استفاده کاربر دارای معلولیت حرکتی طراحی شده است که امکان هدایت ویلچر را با توجه به فرمان‌های حرکتی صادرشده توسط سر کاربر و همچنین پردازش تصویر چهره کاربر را داراست. نتایج آزمایش تجربی عملکرد این پوشیدنی کنترل را برای کم کردن سرعت با خطای ۱٪، برای افزایش سرعت با خطای ۲٪، و برای حرکت به چپ و راست با خطای ۵٪ نشان می‌دهند.

کلیدواژه‌ها: رابط پوشیدنی کنترل، ویلچر برقی هوشمند، پردازش تصویر چهره، سنسور شتاب، معلول حرکتی، تعامل انسان-ماشین.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۵/۱۲

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۹/۱۴

*نویسنده مسئول: samavati@pardisiu.ac.ir

۱- مقدمه

در هر جامعه، بخش قابل توجهی با مشکلات حرکتی مواجه هستند؛ این طیف از جمعیت شامل سالمندان، افراد دارای معلولیت حرکتی مادرزادی، و افراد سانحه دیده است؛ طراحی مناسب تجهیزات کمک حرکتی برای هریک از این گروه‌ها، همواره یکی از مهمترین رسالت‌های مهندسان و جامعه دانشگاهی است. با توسعه هرچه بیشتر دانش مکاترونیک، رهیافت طراحی تجهیزات، به ویژه وسائلی که انسان تعامل بیشتری با آنها دارد، دگرگون شده است. این تغییر شامل به خدمت گرفتن هرچه بیشتری فناوری، در حوزه‌های مکانیک و الکترونیک و کامپیوتر

بصورتی ترکیبی است، که نیاز کاربر را به بهترین شکل و ساده‌ترین روش ممکن پاسخگو باشد. همچنین این تلاش توسط مهندسان، در جهت ارتقای عملکرد سیستم‌ها و وسایل کمک حرکتی و درمانی موجود نیز بیشتر مورد توجه قرار گرفته است [1]. هدف از طراحی این سیستم‌های هوشمند آن است که به کاربر اجازه دهد بدون نیاز به کمک دیگران، حرکت و فعالیت‌های روزمره خود را انجام دهد. شخصی که قادر به راه رفتن نیست، معمولاً از ویلچر، و در ویلچرهای برقی به طور پیش‌فرض از جوی‌استیک برای هدایت ویلچر استفاده می‌کند [2]. هنگام استفاده از جوی‌استیک، همیشه یکی از دستان کاربر درگیر کنترل کردن ویلچر است؛ اگر یک فرد مبتلا به یک بیماری مانند اسکروز جانبی آمیوتروفیک و پارکینسون باشد، قادر به استفاده از جوی‌استیک نیست [3].

در این مقاله یک رابط پوشیدنی (گجت) کنترل با سیستم چند ورودی معرفی می‌شود. این رابط کنترلی با ترکیب داده‌های چرخش جهت سر و همچنین پردازش تصویر چهره کاربر، امکان کنترل حرکتی یک ویلچر برقی را فراهم می‌کند. این طرح برای برطرف کردن نیاز بیماران صدمه دیده از نخاع و همچنین سالمندانی با محدودیت کاربری دست ارائه شده است. توسط این رابط تعاملی کاربر قادر خواهد بود یک ویلچر برقی را در جهت مورد نظر و با سرعت مناسب تنظیم کند؛ نتیجه این امر بازگرداندن استقلال در حرکت، به زندگی این افراد است. در طراحی این رابط پوشیدنی از چند ورودی برای تنظیم الگوریتم کنترلی بهره‌گیری شده است. این امر امکانات بیشتری در هنگام استفاده در اختیار کاربر قرار می‌دهد و همچنین می‌توان گجت را در اختیار طیف وسیع‌تری از کاربران قرار داد [4].

موارد زیر بعنوان اهداف طراحی این سیستم درنظر بوده است: هدف اصلی ساخت وسیله‌ای برای ارسال فرمان کنترلی حرکت به ویلچر برقی، بدون استفاده از دست است؛ همچنین باتوجه به بهره‌گیری از ویلچر در محیط شلوغ، فرمان حرکتی از طریق چهره کاربر درنظر گرفته شده است. قید طراحی اصلی، سادگی فنی در طراحی و تولید و هزینه پایین رابط کنترلی است. سادگی فنی از این جهت مدنظر بوده که نیاز به بهره‌گیری از کامپیوتر یا لپ‌تاپ بعنوان پردازنده وجود نداشته باشد و انتخاب برد رزبری پای بعنوان پردازنده اصلی با این هدف بوده است؛ توجه به این مهم از جهت بکاربری وسیله طراحی شده خارج از محیط آزمایشگاهی می‌باشد. امکان چاپ گجت و نصب آن بر روی یک کلاه ایمنی استاندارد با این هدف بوده است. قید طراحی دوم، تنظیم روش و مراحل طراحی بر مبنای امکانات واحد پردازشی رزبری پای بوده است؛ توجه اینکه بنابر قید قیمت، از میان انواع بوردهای تجاری در دسترس (مانند BeagleBone و Nano Pi و Orange Pi که نسبت به رزبری پای قیمت بالاتری دارند) برد رزبری پای انتخاب

سیگنال ثبت شوند^[12]. این نوع کنترلر بیشتر بر روی عضله گونه معلولان قطع نخاعی قرار می گیرد و تجهیزاتی همچون ویلچر را کنترل می کند^[13]. از جمله معایب این سیستم، فعالیت های عضلانی بین ۰/۰۵ تا ۳/۵ میلی ولت قدرت دارند که این مقدار بسیار کم هست و از طرفی امکان دارد سیگنال ها عضلانی با اختلالات عصبی ناخودآگاه بدن مثل اسپاسم عضلانی همراه شوند و به ویلچر سیگنال های اشتباهی ارسال کند. که باید این نویزهای فیلتر شوند. تصمیمات بد ممکن است منجر به حرکت کاربر به یک جهت اشتباه شود، که به جای راه حل، مشکلات بیشتری را به همراه خواهد داشت^[14,15].

کنترلر مبتنی بر سایپ و پف روشی است که برای ارسال سیگنال به ویلچر با استفاده از فشار هوا با استنشاق و بازدم به نی نصب شده بر روی ویلچر برای اجرای چهار فرمان اصلی استفاده می شود. این روش برای افرادی که مشکل تنفس ضعیف دارند مناسب نیست و همچنین ممکن است برای برخی از کاربران حالت مزاجی دل به هم خوردگی به همراه داشته باشد^[16].

رابط مبتنی بر صدا و تشخیص گفتار برای افرادی که معلولیت بالای بدنی دارند، استفاده می شود. با گفتار عادی نسبت به حرکت ویلچر اقدام می کنند. روش کار این گجت این است که میکروفون سیگنال صوتی را به سیگنال الکتریکی تبدیل می کند و روی این سیگنال ها پردازش صوتی انجام می شود و دستورات مورد نظر کاربر استخراج می شود. سپس به موتورهای ویلچر ارسال می شود^[17]. احتمال خطا در این کنترلر در مکان های شلوغ مثل مترو و پارک ها و غیره به دلیل پر سر و صدا بودن، زیاد می باشد^[18].

کنترلر مبتنی بر حرکات چهره در این کنترلر برای پیاده سازی یک رابط هوشمند از چشم یا چهره کاربر استفاده می شود، حرکات مورد نظر از چهره توسط یک وبکم ضبط شده، سپس توسط الگوریتم های پردازش تصویر، جهت مورد نظر کاربر استخراج می شود. سپس سیگنال به دست آمده به موتورهای ویلچر ارسال می شود^[19].

کنترلر مبتنی بر تشخیص جایگاه مردمک چشم این الگوریتم نسبت به مکان چشم و چهره یک تغییر ولتاژ شناسایی می کند، که با استفاده از این تغییر ولتاژ می شود ویلچر را کنترل کرد ولی ولتاژ خروجی برای هر کاربر، مختلف و متفاوت است که امکان دارد موقعیت اشتباه مردمک و چشم و غیره را تشخیص دهد^[20,21]. یکی از معایب این سیستم این است که انسان به طور ناخودآگاه هر پنج ثانیه یک بار پلک میزند که باید این سیگنال های شناسایی و به عنوان نویز در نظر گرفته شوند. سیستم تشخیص مردمک چشم مبتنی بر انعکاس مادون قرمز، تشخیص دقیق مکان مرکز مردمک چشم را فراهم می کند. این کنترلر در شب کاربرد دارد. اما اشعه مادون قرمز بر روی چشم تأثیر می گذارد و ممکن است دید افراد از بین برود^[22,23].

شده و از این رو با توجه به سازگاری بالای این مورد با زبان برنامه نویسی پایتون، در ساختار نرم افزار رابط کنترلی از کتابخانه اپن سی وی پایتون استفاده می شود. همچنین تعداد فریم های تصاویر و تعداد خوانش های سنسورها همگی متناسب با قدرت پردازشی و حافظه رم مورد رزبری پای طراحی گردیده است.

۲- انواع رابط های تعاملی کاربر-ماشین

در استفاده از داده های متعدد برای الگوریتم کنترل حرکت، می توان از روش های مختلفی ورودی های الگوریتم را تامین کرد. این ورودی با ترکیب داده های سنسورهای مختلف قابل اجراست، از آن جمله: کنترل بر اساس الکتروآنسفالوگرام (Electroencephalogram)، کنترل بر اساس الکترومیوگرام (Electromyogram)، کنترل بر اساس الکترواکولوگرافی (Electrooculography)، کنترل تشخیص صدا، کنترل بر اساس پردازش تصویر، کنترل بر اساس سایپ و پف (Sap and Puff)، کنترل بر اساس سنسور شتاب^[5].

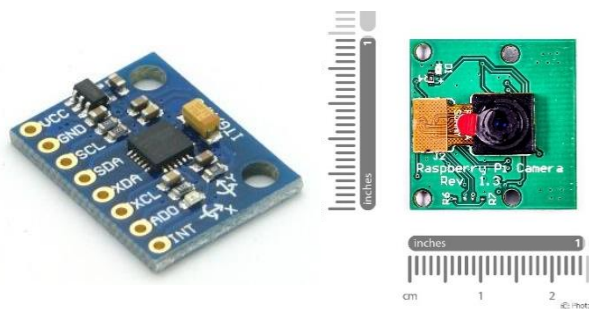
پیشرفت های اخیر در مهندسی پزشکی، علوم رایانه و علوم اعصاب، رابط های بین مغز و رایانه را به صورت چشم گیری توسعه داده و سنسورهای با قابلیت های بیشتری در اختیار پژوهشگران گذاشته است^[6]. مغز انسان با بیش از ۱۰۰ میلیارد نورون ساختاری بسیار پیچیده است و هر نورون به طور مداوم از طریق یک شبکه پیچیده ارتباطات سیگنال ها را ارسال و دریافت می کند^[7]. رابط رایانه ای مغز با شناسایی سیگنال های مغز و تبدیل آنها به سیگنال های مناسب برای ارتباط مستقیم بین کامپیوتر و مغز انسان را فراهم می کند.

کنترلر مبتنی بر الکتروآنسفالوگرام فعالیت الکتریکی سلول های مغز را نشان می دهد^[8]. در این روش سنسور سیگنال های الکتریکی متعددی را با فرکانس های مختلفی از مغز دریافت می کند. فرکانس این سیگنال های الکتریکی نوع خاصی از فعالیت و احساسات مغزی را نشان می دهد مانند فکر کردن، خوابیدن، گرسنگی یا عصبانیت که با استفاده از این داده ها می توان تجهیزاتی مانند سیستم حرکتی یک ویلچر را کنترل کرد^[9]. همچنین برای ارسال دستورات می توان، از سیگنال های منبع غیر مغز مانند چشمک زدن، فشار دندان، فشار فک و سایر حرکات استفاده می شود. از معایب این سیستم کنترلی می توان به این مورد اشاره کرد که همه سیگنال های افکار یا اعمال در مغز رمزگذاری شده اند، و نمی توان سیگنال ها را پیش بینی کرد زیرا فرایندهای شیمیایی هستند^[10,11].

در کنترلر مبتنی بر الکترومیوگرام از سنسور الکترومیوگرام برای ارزیابی و اندازه گیری فعالیت الکتریکی تولید شده توسط سلول های عضلانی استفاده شده است. در بدن انسان هر گونه فعالیت که انجام می شود توسط فعالیت الکتریکی در عضله شکل می گیرد که می توان این اختلاف پتانسیل ها را به عنوان

رایانه‌ای با اندازه کارت اعتباری که عملکرد خوبی مثل رایانه شخصی را دارد می‌تواند پردازش‌های بر روی داده‌ها را انجام دهد. در این مقاله از برد رزبری پای مدل سه‌بی‌پلاس استفاده می‌شود. سیگنال‌های جهت‌گیری سر توسط ماژول MPU6050 اندازه‌گیری می‌شود. درون آن یک ژيروسکوپ سه‌محوره و یک حسگر شتاب‌سنج سه‌محوره تعبیه شده است. این ماژول با توجه به قیمت پایین و همچنین مصرف پایین انرژی و عملکرد خوب آن در مقایسه با ماژول‌های مشابه، انتخاب شده است. در شکل ۳-الف نمایشی از این ماژول نشان داده شده است. یکی دیگر از مزیت‌های این ماژول این است که می‌تواند با هر میکروکنترلری که با پروتکل I²C کار می‌کند ارتباط برقرار کند. همین‌طور دوربین تصاویر را به صورت زنده دریافت می‌کند. دوربین توانایی تصویربرداری با وضوح ۵ مگاپیکسل و ضبط ویدیو با کیفیت فول اچ‌دی را دارد. در شکل ۳-ب نمایشی از این ماژول با اندازه ۲۵×۲۵ میلی‌متر نشان داده شده است. اندازه کوچک این ماژول امکان استفاده از آن روی رابط پوشیدنی را فراهم می‌سازد. ارتباط بین دوربین و برد رزبری پای با استفاده از کانکتور انجام می‌شود. از این ماژول به دلیل وزن کم و کیفیت تصویربرداری بالا استفاده شده است.

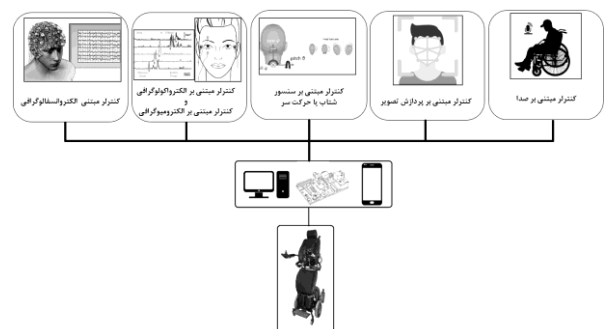
برد رزبری پای داده‌های به‌دست‌آمده را با استفاده از کتابخانه اوپن‌سی‌وی و با زبان پایتون پردازش می‌کند. زبان پایتون می‌تواند به عنوان ابزاری برای انجام عملیات پردازشی روی تصاویر دیجیتالی مورد استفاده قرار بگیرد و همچنین کتابخانه اوپن‌سی‌وی تحت لیسانس پروانه بی‌اس‌دی و به صورت رایگان برای استفاده علمی و تجاری منتشر می‌شود. اوپن‌سی‌وی برای بهره‌وری محاسباتی و با تمرکز زیاد بر کاربردهای زمان واقعی طراحی شده است. رزبری پای دستورات به‌دست‌آمده را به ویلچر هوشمند ارسال می‌کند. ویلچر هوشمند استفاده شده در این تحقیق در شکل ۴ نشان داده شده است. ویلچر دارای دو موتور DC است که ولتاژ آنها ۲۴ ولت و جریان ۸ آمپر است و از یک منبع تغذیه ۲۴ ولت برای ویلچر استفاده شده است. سرعت آن حداکثر به ۶۰ کیلومتر بر ساعت می‌رسد.



شکل ۳ (الف) ماژول MPU6050؛ (ب) ماژول دوربین

کنترل مبتنی بر اساس سنسور شتاب یا زاویه به این صورت کار می‌کند که سنسور بر روی سر کاربر قرار می‌گیرد و سیگنال‌های متناسب با زاویه‌ای که سنسور شناسایی می‌کند ویلچر در جهت مناسب قرار می‌دهد. سنسور شتاب دارای مزیت‌های هست مثل ارزان بودن و در دسترس بودن و غیره که باعث محبوبیت این سیستم در بین مهندسان شده است. این سیستم همانند دسته کنسول‌های بازی کار می‌کند [24,25].

در شکل ۱ انواع رابط‌های تعاملی کاربر-ماشین معرفی شده برای کنترل حرکتی ویلچر برقی نشان داده شده است.

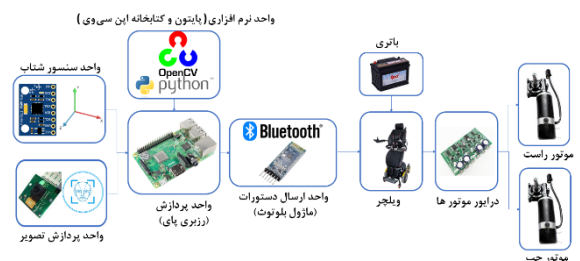


شکل ۱) انواع رابط‌های تعاملی کاربر-ماشین برای کنترل حرکتی ویلچر

۳-روش کار و ساختار رابط پوشیدنی کنترل

ماژول سنسور شتاب و دوربین و برد رزبری پای (Raspberry Pi) هسته‌های اصلی گجت هستند. دوربین با استفاده از کابل به برد رزبری پای وصل شده و همچنین سنسور شتاب به پایه‌های برد رزبری پای رابط می‌شود. برد رزبری ابتدا مدیریت داده‌های خام به‌دست‌آمده از سنسور و دوربین را انجام می‌دهد و سپس آنها را با استفاده از الگوریتم پایتون، پردازش می‌کند. همان‌طور که در شکل ۲ می‌بینید اطلاعات تأییدشده را از طریق ارتباط بلوتوث برای موتورهای ارسال می‌کند و در نهایت رابط پوشیدنی کنترلی، ویلچر را در جهتی و با سرعت موردنظر کاربر قرار می‌دهد.

در این رابط پوشیدنی کنترلی با روش ترکیبی کنترلر پردازش تصویر و کنترلر سنسور شتاب، داده‌های از حالت چهره و جهت‌گیری سر برای کنترل ویلچر استفاده می‌شود. برد رزبری پای وظیفه مدیریت و کنترل سیستم را بر عهده دارد. این برد



شکل ۲) ساختار گجت

۵- مراحل کار الگوریتم

پس از روشن شدن دستگاه، ابتدا سیستم، مقدار اولیه‌ای را به صورت پیش فرض برای توقف به موتورها ارسال می‌کند. این کار برای ایمنی کاربر ویلچر در نظر گرفته شده است. به دلیل این که شاید هنگام روشن شدن دستگاه نویزی در سیستم وجود داشته باشد و ممکن است که این دستور اشتباه باعث تصادف شود. در گام بعد، مطابق روندنمای شکل ۶، الگوریتم به طور همزمان، شروع به دریافت اطلاعات چهره و همچنین زاویه سر کاربر می‌کند. در این گام الگوریتم با استفاده از آنالیز چهره، ابتدا چهره را تشخیص داده، سپس در درون چهره، لبخند را شناسایی می‌کند؛ در این مرحله و برای کاهش خطا، یک دستور شرطی اجرا می‌شود: اگر لبخند شناسایی نشد یا بیشتر یا کمتر از یک مقدار آستانه بود، حرکت تایید نشود بنابراین به دلایل ایمنی دستور ایست برای ویلچر داده شود؛ اگر لبخند شناسایی شد، ویلچر شروع به حرکت در مسیر مستقیم می‌کند. سرعت ویلچر برای ایمنی بیشتر و کاهش استرس کاربر در پایین ترین مقدار نگه داشته می‌شود. در بخش آنالیز زاویه سر، زاویه سر به وسیله سنسور شتاب تشخیص داده می‌شود سپس ویلچر به دور خود می‌چرخد. اگر الگوریتم زاویه سر، سر را در جهت مناسب تشخیص دهد ویلچر در جهت مناسب قرار می‌گیرد ولی اگر جهت گیری سر در محدوده غیرقابل قبول به مدت پنج ثانیه قرار گرفته باشد، برای ایمنی کاربر دستور ایست به ویلچر داده می‌شود.

۵-۱- واحد پردازش تصویر

برای تصویربرداری از چهره، دوربین به طور مستقیم به پورت اسلات CSI برد رزبری پای وصل شده است؛ دوربین با اتصال



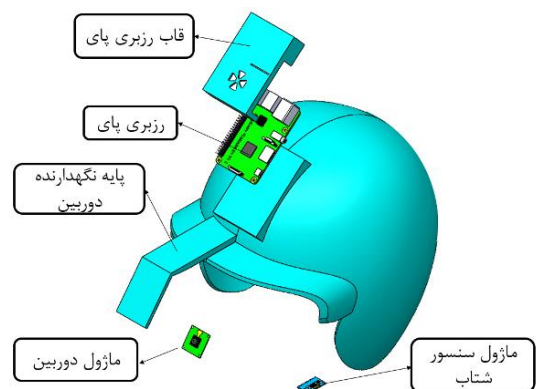
شکل ۴) ویلچر برقی ایستا مورد استفاده در این تحقیق

۴- مزایا و طراحی گجت ترکیبی

کاربرانی که توانایی استفاده از کنترل های مرسوم ویلچر را ندارند به چندین گروه تقسیم می‌شوند. مثل سالمندان و یا بیمارانی که دارای اختلال حرکتی اند و یا افرادی که ارتباط مغز با اندام های آنها در اثر تصادف مختل شده است و در هر حال قادر به انجام فعالیت های روزمره خود مانند استفاده از ویلچر خود نیستند معلولین معمولا باید برای انجام کارهای روزمره خود یک پرستار استخدام کنند. که این امر باعث پرداخت هزینه های سنگین پرستاری می‌شود و استقلال فردی را از معلولین می‌گیرد. ولی این رابط پوشیدنی را می‌توان با هزینه بسیار کمتری برای کاربران معلول ویلچر فراهم کرده و به صورت شخصی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

حداقل تحرک مورد نیاز برای استفاده از این رابط کنترلی، چرخش سر و نشان دادن احساس خوشحالی با یک لبخند است. مزیت این سیستم کنترلی شامل شدن طیف وسیع تری از کاربران است. در شکل ۵ قسمت های مختلف این رابط پوشیدنی کنترل، شامل برد رزبری پای و دوربین و پایه دوربین و سنسور شتاب نشان داده شده است.

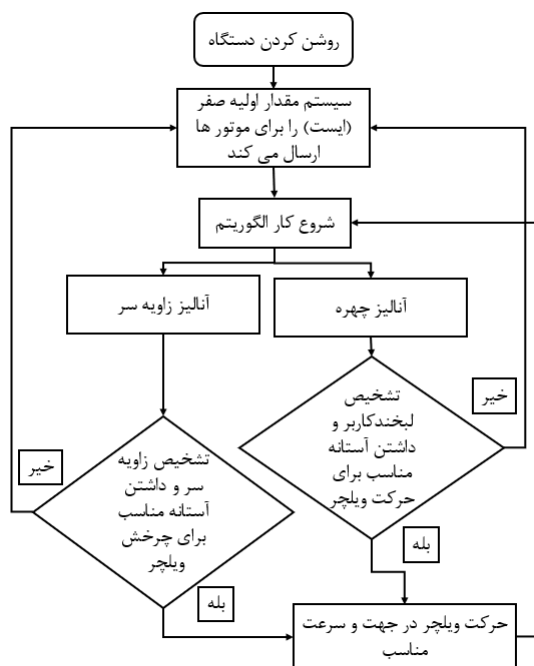
همچنین وزن تجهیزات مربوط به رابط پوشیدنی به تفکیک در جدول ۱ آورده شده است.



شکل ۵) نمای انفجاری اجزای رابط پوشیدنی کنترلی حرکت

جدول ۱) وزن هر یک از تجهیزات رابط پوشیدنی

تجهیز	وزن (گرم)
رزبری پای	۴۲
ماژول دوربین	۳
ماژول ام پی یو ۶۰۵۰	۶
کلاه کاسکت	۵۰۰
مجموع	۵۵۱ گرم



شکل ۶) بلوک دیاگرام

در الگوریتم ارائه شده، به این دلیل از حالت لبخند زدن استفاده شده است که مغز انسان تفاوت بین لبخند مصنوعی و لبخند واقعی را درک نمی‌کند و از طرفی لبخند زدن خود به بهبود حالت درونی افراد کمک خواهد کرد. الگوریتم تصاویر را به صورت یک سری سیگنال در نظر می‌گیرد. برای استخراج سیگنال‌ها از تصویر استفاده می‌شود و شناسایی چهره با الگوریتم ویولا-جونز برای تشخیص ویژگی‌های چهره اجرا می‌شود. این ویژگی‌ها با مجموعه‌ای از فیلترها، که یکی پس از دیگری برای تشخیص چهره از طریق ویژگی‌های آن، بر تصویر اعمال می‌شوند، استخراج می‌گردند. تابع مستطیل برای کشیدن جعبه‌های محدودکننده اطراف صورت استفاده می‌شود. همانطور که در شکل (۹) نشان داده شده، فایل‌های موردنظر با پسوند xml اضافه شده‌اند.

```
24 facePath = "face.xml"
25 smilePath = "smile.xml"
26 eyePath = "eye.xml"
27 faceCascade = cv2.CascadeClassifier(facePath)
28 smileCascade = cv2.CascadeClassifier(smilePath)
29 eyeCascade = cv2.CascadeClassifier(eyePath)
```

شکل ۹ دستورات استخراج ویژگی‌های چهره در الگوریتم شناسایی لبخند در اپن‌سی‌وی

برای راه اندازی الگوریتم، مطابق شکل ۱۰، کار با ساخت یک شی به VideoCapture و اضافه کردن کتابخانه اپن‌سی‌وی، آغاز می‌شود. شی vc تنها آرگومان‌های صفر یا یک را می‌پذیرد. صفر در صورتی که از وب‌کم داخلی و یک برای حالتی که از وب‌کم خارجی استفاده شود است. از آنجا که تابع تشخیص برای یک تصویر تنها کار می‌کند، اکنون باید حلقه‌ای ساخته شود که این کار را در مجموعه‌ای از تصاویر انجام دهد. بنابراین، از یک حلقه While نامتناهی استفاده می‌شود که با استفاده از تابع Break شکسته می‌شود.

۵-۲- واحد سنسور شتاب

به موازات تصویربرداری از چهره، واحد سنسور شتاب شروع به تشخیص زاویه سر می‌کند. سنسور به صورت مخفی در زیر رابط

```
4 import cv2
...
33 cap = cv2.VideoCapture(0)
...
90 while True:
...
119 ret, frame = cap.read() # Capture frame-by-frame
120 img = frame
121 gray = cv2.cvtColor(frame, cv2.COLOR_BGR2GRAY)
...
123 eyes = eyeCascade.detectMultiScale
...
131 faces = faceCascade.detectMultiScale
...
170 cv2.imshow('smile Detector', frame)
171 c = cv2.waitKey(7) & 0xff == ord("s"):
172
173 break
```

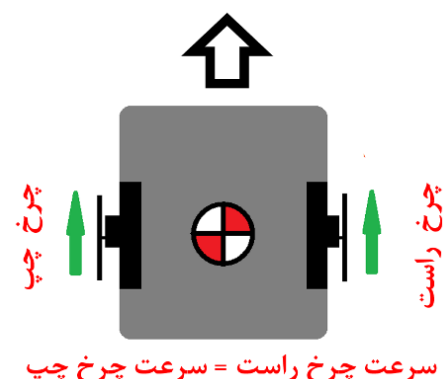
شکل ۱۰ قسمت‌های از کد برای آنالیز چهره

کابلی بلند به جلوی رابط کنترلی منتقل شده تا بتوان با زاویه‌ای مناسب از چهره تصویربرداری کرد. تصاویر با فریم‌های بالا تصویربرداری می‌شود و حالت لبخند را در چهره کاربر تشخیص می‌دهد. گفتنی است که به‌طور پیوسته حالت‌های چهره در حال تغییر است به همین دلیل اسکریپت پایتون به صورت زنده بر روی تصاویر پردازش انجام می‌دهد. برای تشخیص چهره و لبخند از کتابخانه اپن‌سی‌وی استفاده شده است [26].

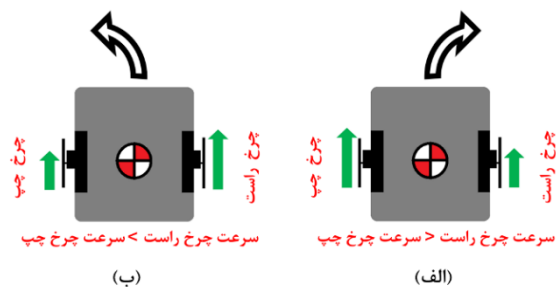
پس از تشخیص چهره، لبخند شناسایی می‌شود، بنابراین الگوریتم در چهره کاربر به دنبال لبخند کاربر است. لبخند رفتاری خاص از عضلات چهره است و نشانه احساس رضایت و خوشحالی است و این رفتار در چهره انسان در قسمت لب نمایان می‌شود. در هنگام لبخند زدن گوشه‌های لب بالاتر و کشیده‌تر نسبت به حالت عادی هستند. الگوریتم تفاوت بین لبخند و حالت عادی لب را تشخیص می‌دهد. الگوریتم به محض اینکه لبخند را تشخیص دهد، مقدار آستانه گوشه‌های لب را تخمین می‌زند. اگر الگوریتم مقدار آستانه لب را بیشتر یا کمتر تشخیص دهد، مطابق نمونه‌های نشان داده شده در شکل ۷-الف، به ویلچر دستوری برای شروع به حرکت ارسال نمی‌شود. اگر الگوریتم لبخند را تأیید کند، ویلچر شروع به فعالیت می‌کند و همچون نمونه‌های نشان داده شده در شکل ۷-ب، به دور لبخند شناسایی شده یک مستطیل آبی رنگ کشیده می‌شود. بنابراین هنگامی که دستور حرکت به جلو از رابط پوشیدنی به ویلچر ارسال شود، مطابق شکل ۸، کنترلر ویلچر ولتاژ یکسانی به هر دو موتور اعمال خواهد کرد و ویلچر در مسیر مستقیم حرکت می‌کند.



شکل ۷ (الف) مقدار لبخند کمتر یا بیشتر از آستانه : (ب) مقدار مناسب آستانه لبخند



شکل ۸ حرکت ویلچر به جلو تحت تأثیر لبخند



شکل ۱۳ (الف) حرکت ویلچر به سمت راست تحت تأثیر سنسور شتاب، (ب) حرکت ویلچر به سمت راست تحت تأثیر سنسور شتاب

برای راه اندازی MPU6050 نکته‌ای که در مورد داده‌ها سنسور وجود دارد آن است که این داده‌ها صرفاً یک سری اعداد دیجیتال هستند و سرعت زاویه‌ای و شتاب مورد انتظار کاربر، نیستند. به همین علت باید یک سری محاسبات ریاضی بر روی آنها انجام شود تا داده‌های نهایی بدست آید.

برای اجرای این بخش از الگوریتم، ابتدا مازول‌های مورد نظر به برنامه اضافه می‌شوند. نخست مازول smbuse که import می‌شود. از این مازول برای ارتباط با پروتکل I²C استفاده می‌شود. سپس مازول time وارد برنامه می‌شود. این مازول موجب تأخیر زمانی کوچکی میان خوانش‌های متوالی داده‌ها می‌شود که عامل مهمی در بالابردن ایمنی حرکتی ویلچر خواهد بود. مطابق شکل ۱۴، متغیرهایی با اسامی مختلف تعریف شده‌اند که هرکدام یک مقدار هگزادسیمال به خود گرفته‌اند. این مقادیر هگزادسیمال در واقع آدرس‌های رجیسترهای مربوط به سنسور می‌باشد. پس از تعاریف اولیه یک تابع تعریف شده است که تنظیمات اولیه مربوط به مازول MPU را انجام می‌دهد.

```

6 import smbus                #import SMBus module of I2C
7 from time import sleep      #import sleep

36 #some MPU6050 Registers and their Address
37 PWR_MGMT_1 = 0x6B
38 SMPLRT_DIV = 0x19
39 CONFIG = 0x1A
40 GYRO_CONFIG = 0x1B
41 INT_ENABLE = 0x38
42 ACCEL_XOUT_H = 0x3B
43 ACCEL_YOUT_H = 0x3D
44 ACCEL_ZOUT_H = 0x3F
45 GYRO_XOUT_H = 0x43
46 GYRO_YOUT_H = 0x45
47 GYRO_ZOUT_H = 0x47

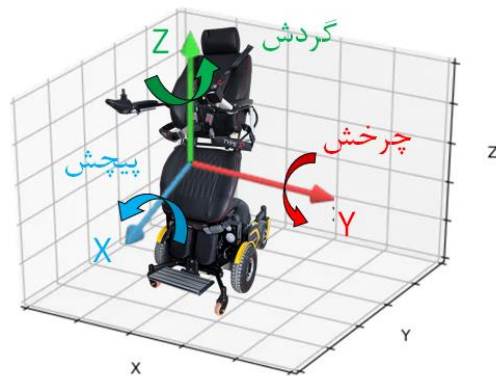
50 def MPU_Init():
66 def read_raw_data(addr):

90 while True:
91     #Read Gyroscope value
92     acc_x = read_raw_data(ACCEL_XOUT_H)
93     acc_y = read_raw_data(ACCEL_YOUT_H)
94     gyro_z = read_raw_data(GYRO_ZOUT_H)
95     if (acc_x > 6000) & (acc_y > 100): # // left
103
104     elif (acc_x < -6000) & (acc_y > 100): #// right
112 else:

```

شکل ۱۴ قسمت‌های از کد برای واحد سنسور شتاب

پوشیدنی متصل شده است. آن را به وسیله ارتباط I²C با آدرس مشخص به پایه‌های GPIO برد رزبری پای متصل می‌کنیم. سنسور جهت‌گیری سر را تشخیص می‌دهد. در شکل ۱۱ زوایای اویلر ویلچر قرار گرفته است تا متناسب با جهت‌گیری سر ویلچر حرکت کند. زوایا را می‌توان در سه عنوان زاویه حول محور X، و زاویه حول محور Y، و زاویه حول محور Z، دسته‌بندی کرد.



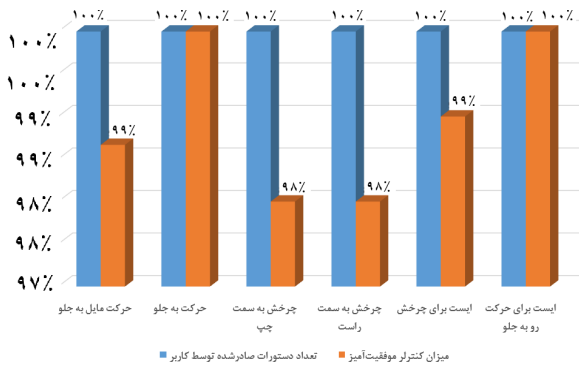
شکل ۱۱ محورهای زاویه‌های اویلر

الگوریتم با جمع‌آوری داده‌های خام از سنسور شروع می‌شود و جهت‌گیری سر کاربر را فقط در محور X اندازه‌گیری می‌کند، یعنی از زاویه (چرخش و گردش) استفاده نمی‌شود تا کاربران بتوانند آزادانه سر خود را برگردانند. الگوریتم داده‌های زاویه سر کاربر حول محور پیش‌پیش یا X را از نظر مقدار ارزش آستانه مورد بررسی قرار می‌دهد (مطابق شکل ۱۲). بسته به مقدار آستانه زاویه سر در حالت‌های (راست، توقف، چپ) برای کنترل جهت ویلچر استفاده می‌کند. برای تغییر جهت به سمت راست، باید سرعت چرخش موتور سمت راست کمتر از مقدار موتور سمت چپ شود، مطابق شکل ۱۳-الف و برای تغییر جهت به سمت چپ، باید سرعت چرخش موتور سمت چپ کمتر از مقدار موتور سمت راست شود، مطابق شکل ۱۳-ب. بعد از تأیید داده‌ها، ویلچر در جهت مورد نظر قرار می‌گیرد. اگر الگوریتم داده مناسبی را برای حرکت تشخیص ندهد، در زمان اجرای فرمان تأخیر صادر می‌شود.



شکل ۱۲ مقادیر آستانه حرکت در قسمت سنسور شتاب حول محور پیش‌پیش

رابط کنترلی اصطلاحاً مانوس شود، درصد ارتباط موفق از گجت به ۱۰۰ درصد نیز رسیده است. حرکت کردن به جلو و ایستادن هنگام رفتن به جلو باید درصد ایمنی بالایی را کسب کند. مطابق شکل ۱۶، دستور حرکت کردن رو به جلو که با نشان دادن ابراز خوشحالی در چهره انجام می شود برای ایستادن و حرکت کردن ویلچر از امنیت ۱۰۰٪ برخوردار است.



شکل ۱۶) نتایج درصد خطا دستورات اجرا شده به تفکیک جهت

این نکته در تدوین الگوریتم بسیار حائز اهمیت بود که در حین رانندگی هیچ دستوری برای حرکت به جلو به صورت ناخواسته برای ویلچر ارسال نشود. این عملکرد موفق بعلا در نظر گرفتن تاخیر زمانی است که در بخش توضیح کد پردازش تصویر اشاره شد. از طرفی از آنجا که شروع حرکت با سرعت بالا، کنترل مؤثر ویلچر را برای کاربر دشوار می کند و همچنین برای کاربر استرس آور است، از این رو در آغاز حرکت سرعت ویلچر پایین نگه داشته شده است.

ایستادن هنگام دوران ویلچر به دور خود، از عملکرد ۹۹٪ برخوردار است؛ برای کنترل چرخیدن ویلچر، از داده های واحد سنسور شتاب، که زوایای سر در محور X یا پیچش را اندازه گیری می کند، استفاده شده است. از آنجا که ویلچر هنگام دوران به دور خود (دور درجا) با سرعت پایین، امکان آسیب جدی کمتری نسبت به حرکت به جلو دارد، حساسیت و اولویت ایمنی کمتری نسبت به حرکت روبه جلو برای آن در نظر گرفته شده است؛ البته می توان با استفاده از تاخیر زمانی بیشتر این عملکرد را نیز به ۱۰۰٪ نزدیک کرد. برای حرکت ویلچر به دور خود که به دو سمت راست و چپ می باشد از عملکرد ۹۸٪ را دارد. برای حرکت در مسیر دایره وار یا مایل، هم به سرعت و هم به جهت نیاز است که در تست های انجام شده در این قسمت رابط عملکرد خوب ۹۹ درصدی را کسب کرد. در این رابط پوشیدنی ترکیبی، هنگامی که سر به جلو یا عقب خم می شود، این رابط به ویلچر پاسخ نمی دهد. اگر بیمار دچار سکتة مغزی شود، ممکن است سر به جلو خم شود که باعث می شود ویلچر به جلو حرکت کند و امکان تصادف را به وجود می آورد و به همین دلیل از پردازش تصویر برای حرکت به

سپس با کمک تابع read_raw_Data، داده های خام از رجیسترها فراخوانی می شوند. و بعد از آن خروجی آن در متغیرها ذخیره می شوند. در نهایت نیز داده ها در خروجی نمایش داده شده اند و با دستور sleep بین هر دو خواندن متوالی ۱ ثانیه توقف به صورت عمدی ایجاد می شود. این مقدار تاخیر زمانی با توجه به شرایط و نیاز هر کاربر قابل تنظیم و اصطلاحاً شخصی سازی خواهد بود. خروجی به دست آمده کنترلر از این قسمت در شکل ۱۵ نمایش داده شده است.

Python - gadget.py:10

X=	0.22319578024667075	y=	0.6485064180992564	z=	0.3948980098582996
X=	0.5758459627880567	y=	0.32124580934512525	z=	0.6309478612713469
X=	0.058785116206491295	y=	0.29860594962301334	z=	0.9679033101508892
X=	0.8755342442351592	y=	0.3063866203324593	z=	0.8585144063565593
X=	0.31036362735313405	y=	0.9392884321352825	z=	0.7438421186671211
X=	0.4161722627650255	y=	0.25235810227983535	z=	0.008480262463668842
X=	0.8787178982088466	y=	0.03791653059858058	z=	0.8194141106127972
X=	0.962201125180818	y=	0.5702805702451802	z=	0.17151709517771863
X=	0.8677810644349934	y=	0.9737752361596916	z=	0.7040231423300713
X=	0.5088737460778905	y=	0.37796883434360806	z=	0.34693088456262167
X=	0.2057617572947047	y=	0.6741530142468641	z=	0.4329501211003163
X=	0.1941186449851896	y=	0.10442422284151531	z=	0.6659575282786826
X=	0.29607267308315155	y=	0.4997999222368016	z=	0.3253456548759963
X=	0.8716215074235552	y=	0.8996782696347811	z=	0.018092983640471738
X=	0.2008530114407594	y=	0.3277407050962675	z=	0.9870497179280261
X=	0.7827003757293756	y=	0.3390956478509337	z=	0.21302979638081376
X=	0.6744550697237632	y=	0.8377010701539643	z=	0.9321874718936273
X=	0.3438498147908198	y=	0.8823932824664636	z=	0.6871101821536574
X=	0.48449872261249405	y=	0.9855082298257978	z=	0.23464043487103847
X=	0.7254651862412724	y=	0.0846802304164842	z=	0.1696944179438758
X=	0.9109877835080679	y=	0.21296819499142416	z=	0.7591161827164402
X=	0.6002088301322496	y=	0.8411321957058551	z=	0.3681079994056491
X=	0.34028523500198804	y=	0.29121528741113467	z=	0.8674198235869027
X=	0.6039825288917112	y=	0.9543074571721899	z=	0.8872651047169627
X=	0.13534597739545295	y=	0.5511704740692165	z=	0.1042749980146136
X=	0.03913779859691058	y=	0.07319341883234853	z=	0.866168357366572
X=	0.7881164487252263	y=	0.8285059714691135	z=	0.3408974641165834
X=	0.6151860325590366	y=	0.7819036016327547	z=	0.3780396288383874

شکل ۱۵) بخشی از خروجی سنسور شتاب

۶- نتایج آزمایش

نتایج نشان می دهد که کاربران ویلچر حتی در سخت ترین شرایط، با استفاده از کنترل ترکیبی داده ها، با موفقیت رانندگی می کنند. به منظور اثربخشی ابزار ساخته شده، چندین آزمایش انجام شده است که در هر آزمایش با استفاده از آن، کاربران ویلچر را هدایت می کردند. میزان کنترل کاربر بر روی ویلچر و دستورات انجام شده توسط هر کاربر در پایان هر آزمایش مورد مطالعه قرار می گیرد. در تمام آزمایش های انجام شده، رابط پوشیدنی روی سر کاربر بوده و دوربین از جلوی چهره فرد تصویربرداری کرده است. همچنین از سنسور نصب شده زیر آن برای جمع آوری زاویه سر استفاده شده است. مینی رایانه ای که روی رابط پوشیدنی نصب شده است همه سیگنال های جمع آوری شده را آنالیز می کند، سپس داده های حرکتی را به شکل بی سیم از طریق مژول بلوتوث به کنترلر ویلچر ارسال می کند.

دستورات ارسال شده توسط کاربر در قالب چهار فرمان کنترلی (راست، توقف، حرکت، چپ) تفکیک شده است. در همه آزمایش های انجام شده تعداد کمی از دستورات خطا شناسایی شده است. در صورتیکه کاربر پس از استفاده به دفعات زیاد، با



شکل ۱۸) نمایی از گجت ساخته شده

نشان می‌دهند، کنترل‌کننده زاویه سر و پردازش تصویر دارای کمترین زمان واکنش به توقف را دارد که این امر نشان می‌دهد از ایمنی بالایی برخوردار است. مطابق نتایج آزمایش‌ها، عملکرد سیستم فرمان‌دهی حرکت ۹۹ درصد گزارش شده و این می‌تواند با بکاربردن تجهیزات با قابلیت و کیفیت بالاتر (از جمله مقاومت بالاتر نسبت به نویز و نور و دمای محیط) ارتقا یابد؛ با این وجود از آنجا که این خطا در ارسال فرمان حرکت (و نه ایست) وجود دارد، و سیستم بدون فرمان حرکت مداوم از حرکت بازخواهد ایستاد، ایمنی کاربر بصورت ۱۰۰ درصدی تضمین می‌شود.

تشکر و قدردانی: نویسندگان مراتب تشکر و قدردانی خود را از آزمایشگاه رباتیک و مکترونیک دانشگاه آزاد اسلامی پردیس، به جهت استفاده از ویلچر ایستا برای آزمایش‌ها اعلام می‌دارند.

تأییدیه اخلاقی: این مقاله تاکنون در نشریه دیگری به چاپ نرسیده است. محتوای ادبی مقاله منتج از فعالیت علمی خود نویسندگان بوده و صحت و اعتبار نتایج و متن مقاله برعهده نویسندگان مقاله است.

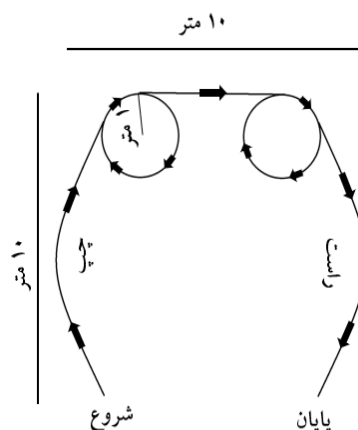
تعارض منافع: مقاله حاضر هیچ گونه تعارض منافعی با پایان نامه/رساله و طرح پژوهشی ندارد.

سهم نویسندگان: کسری خورسندی (پژوهشگر اصلی ۵۰٪)؛ فرزاد چراغ‌پور سموتی (استاد راهنما و پژوهشگر اصلی ۵۰٪)

منابع مالی: این پژوهش با منابع مالی شخصی پژوهشگران انجام گرفته است.

جلو استفاده شده است. برای انجام آزمایش یک مسیر مشخص مانع‌گذاری گردید تا از عملکرد گجت یک نتیجه آزمایشی ارائه شود. در شکل ۱۷ مسیر حرکت نشان داده شده است. هدف ما از طی کردن این مسیر توسط کاربر معلول بر روی ویلچر با این رابط این است که کاربر بتواند انواع حرکت با رابط را تجربه کند و گردش به راست و چپ و حرکت به جلو یا حرکت مایل به راست و چپ داشته باشد.

از چهار کاربر برای به دست آوردن این خروجی‌ها استفاده شد که ترکیب سن این کاربران بین ۲۵ تا ۷۰ سال بوده است. همچنین این کاربران ۴ بار این مسیر را طی کردند که نتایج تعقیب مسیر در شکل ۱۷ نشان داده شده است. هر کاربر ابتدا در یک محوطه نسبتاً وسیع کار با ویلچر را یاد می‌گیرد و سپس در مسیر شروع قرار می‌گیرد تا آزمایش تعریف‌شده را انجام دهد. همچنین در شکل ۱۸ گجت ساخته شده نشان داده شده است.



شکل ۱۷) مسیر حرکت برای تست

۷- نتیجه‌گیری

در این مقاله، یک رابط پوشیدنی کنترل‌کننده حرکت ویلچر برقی، با بهره‌گیری ترکیبی از داده‌های کاربر بعنوان ورودی، برای کاربران دارای معلولیت حرکتی ارائه شده است. در این سیستم از دو دسته داده پردازش تصویر و سنسور شتاب برای تولید و تنظیم فرامین کنترلی استفاده شده است. سیستم ارائه شده با موفقیت آزمایش شده است و بر اساس میزان موفقیت تست‌های انجام شده، این سیستم می‌تواند جایگزین مناسبی برای کنترل‌هایی همچون جوی‌استیک در نظر گرفته شود. وزن این گجت با مجموعه قطعاتی که روی آن قرار گرفته است ۵۵۱ گرم است بدنه گجت طراحی شده قابلیت ساخت با چاپگر سه‌بعدی را داراست و از این رو می‌توان آن را برای هر کاربر شخصی‌سازی و متناسب با ابعاد و اندازه‌های سر کاربر ساخت. در نهایت هدف اصلی این رابط امکان کنترل حرکتی مستقل و سائلی همچون ویلچر برقی، برای افراد دارای معلولیت حرکتی، سالمندان و افراد سانحه دیده در انجام کارهای روزمره است. از نقطه نظر عملکردی، آزمایش‌ها

منابع

- on Robotics and Mechatronics (ICRoM) 2017 (pp. 463-468). IEEE.
- 13- Kuntal K, Banerjee I, Lakshmi PP. Design of Wheelchair based on Electrooculography. In 2020 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP) 2020 (pp. 0632-0636). IEEE.
- 14- Sidik MM, Ghani SC, Saniman MN. A Real-Time EMG Pattern Recognition Control Method for Activation of Instrumented Wheelchair Power Assist System. *PalArch's Journal of Archaeology of Egypt/Egyptology*. 2020; 17(9):3430-41.
- 15- Tang W, Wang A, Ramkumar S, Nair RK. Signal identification system for developing rehabilitative device using deep learning algorithms. *Artificial intelligence in medicine*. 2020; 102:101755.
- 16- Ghorbel A, Amor NB, Jallouli M. A survey on different human-machine interactions used for controlling an electric wheelchair. *Procedia Computer Science*. 2019; 159:398-407.
- 17- Madona P, Nisa HK, Wijaya YP, Akhyan A. The Design Of Wheelchair Systems With Raspberry Pi 3-Based Joystick Analog And Voice Control. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2020 (Vol. 846, No. 1, p. 012032). IOP Publishing.
- 18- Sharifuddin MS, Nordin S, Ali AM. Comparison of CNNs and SVM for voice control wheelchair. *IAES International Journal of Artificial Intelligence*. 2020; 9(3):387.
- 19- Rabhi Y, Mrabet M, Fnaiech F. A facial expression controlled wheelchair for people with disabilities. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2018; 165:89-105.
- 20- Gajwani PS, Chhabria SA. Eye motion tracking for wheelchair control. *International Journal of Information Technology*. 2010; 2(2):185-7.
- 21- Sowmya M, MR MU. Eye Gaze Controlled Wheelchair.
- 22- Singh R, Rani H, Khan JH, Komal K. Eyeball Controlled Wheelchair. *Science and Technology*. 2020; 5(04).
- 23- Dhyavanpalli RS, Chinchole MG, Bansode RS. SMART WHEELCHAIR FOR PHYSICALLY IMPAIRED.
- 24- Dey P, Hasan MM, Mostofa S, Rana AI. Smart wheelchair integrating head gesture navigation. In 2019 International Conference on Robotics, Electrical and Signal Processing Techniques (ICREST) 2019 (pp. 329-334). IEEE.
- 25- Hasan S, Faisal F, Sabrin S, Tong Z, Hasan M, Debnath D, Hossain MS, Siddique AH, Alam J. A Simplified Approach to Develop Low Cost Semi-Automated Prototype of a Wheelchair. In University of Science and Technology Annual (USTA) 2020.
- 26- Viola P, Jones M. Robust real-time object detection. *International journal of computer vision*. 2001; 4(34-47):4.
- 1- Klaib AF, Alsrehin NO, Melhem WY, Bashtawi HO, Magableh AA. Eye tracking algorithms, techniques, tools, and applications with an emphasis on machine learning and Internet of Things technologies. *Expert Systems with Applications*. 2020; 114037.
- 2- Dahmani M, Chowdhury ME, Khandakar A, Rahman T, Al-Jayyousi K, Hefny A, Kiranyaz S. An intelligent and low-cost eye-tracking system for motorized wheelchair control. *Sensors*. 2020; 20(14):3936.
- 3- Antoniou E, Bozios P, Christou V, Tzamourta KD, Kalafatakis K, G Tsipouras M, Giannakeas N, Tzallas AT. EEG-Based Eye Movement Recognition Using the Brain-Computer Interface and Random Forests. *Sensors*. 2021; 21(7):2339.
- 4- Renuka K, Harini R, Balaji V, Ashok N. Raspberry Pi based Multi-optional Wireless Wheelchair Control and Gesture Recognized Home Assist System. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2021; (Vol. 1084, No. 1, p. 012071). IOP Publishing.
- 5- Poornima G. Information Fusion Based Wheelchair Control for Paralyzed Patient. In 2020 Fourth International Conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud)(I-SMAC) 2020; (pp. 921-927). IEEE.
- 6- Wang H, Yan F, Xu T, Yin H, Chen P, Yue H, Chen C, Zhang H, Xu L, He Y, Bezerianos A. Brain-Controlled Wheelchair Review: From Wet Electrode to Dry Electrode, From Single Modal to Hybrid Modal, From Synchronous to Asynchronous. *IEEE Access*. 2021; 9:55920-38.
- 7- Bonci A, Fiori S, Higashi H, Tanaka T, Verdini F. An Introductory Tutorial on Brain-Computer Interfaces and Their Applications. *Electronics*. 2021; 10(5):560.
- 8- Fadheel BA, Mahdi AJ, Jaafar HF, Nazir MS, Obaid MS, Musa SH. Speed control of a wheelchair prototype driven by a DC Motor through real EEG brain signals. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2020 (Vol. 671, No. 1, p. 012036). IOP Publishing.
- 9- Alhakeem ZM, Ali RS, Abd-Alhameed RA. Wheelchair Free Hands Navigation Using Robust DWT_AR Features Extraction Method With Muscle Brain Signals. *IEEE Access*. 2020; 8:64266-77.
- 10- Gómez-Carrasquilla C, Quirós-Espinoza K, Carrasquilla-Batista A. Wheelchair control through eye blinking and IoT platform. In 2020 IEEE 11th Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS) 2020; (pp. 1-4). IEEE.
- 11- Rakasena EP, Herdman L. Electric wheelchair with forward-reverse control using electromyography (EMG) control of arm muscle. In *Journal of Physics: Conference Series* 2020 (Vol. 1450, No. 1, p. 012118). IOP Publishing.
- 12- Cheraghpour F, Farzad F, Shahbabai M, Alashti MR. FARAT1: an Upper Body Exoskeleton Robot. In 2017 5th RSI International Conference