Archive of SID

Designing and Manufacturing a Model of a Smart Wheelchair Controlled by Patients with Complete Cervical Spinal Cord Injury

Shirzadfar H[1], Sehhati M.R[2], Noursobhi M[3], Jannesari R[3], Bagheri Z[3]

Abstract

Purpose: The purpose of this study is to rehabilitate people with quadriplegia as a result of complete cervical spine injure (CCSI). Given the limitations of today's wheelchairs, a model for patients with CCSI who are unable to use joystick wheelchairs or move conventional wheelchairs manually is designed here to overcome these limitations. In this regard, a disabled person can move the wheelchair without the need for another person, just by moving his head.

Methods: In order to have an initial model similar to a wheelchair, we made a wooden back support and seat that has a length of 25, a width of 23 and a height of 26 cm. There are two 7 cm aluminum wheels on either side of the replica for movement and two idler ball wheels to maintain balance at the rear and front. The movement of the prototype backward and forward and its left and right rotation are controlled by four infrared transmitter sensors and four corresponding receivers installed in appropriate places around the prototype. Using the sensors installed on the replica, the movement of the disabled's head in any of the four directions causes one of the receiver sensors to react and the wheelchair to move in the expected direction.

Results: All electronic circuits and mechanical parts required for information processing and application of control commands to the wheelchair were designed and implemented by the parts available in the Iranian Market Achievement of the expected performance by the designed model based on practical tests is confirmed. Therefore, this design has the capability to become an industrial prototype.

Conclusion: The results of this project can be used to add intelligent movement control to conventional wheelchairs in an easy and economical manner.

Keywords: Smart wheelchairs, Quadriplegia, Infrared sensors, Head movements

Received: 2020.09.14 Accepted: 2021.06.04

طراحی و ساخت ماکت یک صندلی چرخدار هوشمند با قابلیت کنترل توسط معلولان قطع نخاعی در ناحیه ستون فقرات گردنی

حمیدرضا شیرزادفر[1*]، محمدرضا صحتی[2]، مائده نورصبحی[3]، ریحانه جان‌نثاری[3]، زهرا باقری[3]

هدف: هدف از انجام این پژوهش توانبخشی کمک رسانی به معلولانی است که از ناحیه ستون فقرات گردنی دچار عارضه و آسیب شده اند و به علت آسیب دیدن نخاع قادر به حرکت نمی باشند. با توجه به محدودیت هایی که صندلی چرخدارهای امروزی دارند، در این پژوهش مدلی برای افراد قطع نخاعی که قادر به استفاده از صندلی چرخدارهای جوی‌استیک دار یا حرکت دادن صندلی چرخدارهای معمولی با دست نیستند طراحی شده تا این محدودیت ها را برطرف کند و فرد معلول به لطف سیستم هوشمند و سنسورهای تعبیه شده بدون نیاز به شخص دیگری تنها با حرکت سر خود صندلی چرخدار را به حرکت در آورد.

روش بررسی: برای اینکه ماکتی شبیه یک صندلی چرخدار داشته باشیم، در این طرح یک تکیه‌گاه و نشیمنگاه از چوب ساخته شده که دارای طول ۲۵، عرض۲۳ و ارتفاع ۲۶ سانتی متر است. دو چرخ ۷ سانتی متری آلومنیومی در طرفین ماکت جهت حرکت و دو چرخ هرزگرد ساچمه ای جهت حفظ تعادل در عقب و جلو آن قرار گرفته است. حرکت رفت و برگشت ماکت به جلو و عقب و گردش به چپ و راست آن توسط چهار سنسور مادون قرمز فرستنده و چهار گیرنده متناظر که در محل های مناسب در اطراف ماکت نصب شده کنترل می شود. با استفاده از سنسورهای نصب شده روی ماکت حرکت سر فرد به هر یک از چهار جهت سبب عکس العمل یکی از سنسورهای گیرنده و حرکت صندلی چرخدار به سمت مورد انتظار می شود.

www.SID.ir

Archive of SID

یافته ها: تمامی مدارات الکترونیکی و قسمت های مکانیکی مورد نیاز جهت پردازش اطلاعات و اعمال فرمان های کنترلی به صندلی چرخدار توسط قطعات موجود در بازار ایران طراحی و پیاده سازی شده و با توجه به دستیابی به عملکرد مورد انتظار توسط نمونه طراحی شده بر اساس آزمایش های عملی انجام گرفته، این طرح قابلیت تبدیل به نمونه صنعتی را خواهد داشت.

نتیجه گیری: از نتایج این طرح می توان برای اضافه کردن قابلیت کنترل حرکت به صندلی های چرخدار معمولی و هوشمندسازی آن ها به روشی ساده و اقتصادی بهره برد.

کلمات کلیدی: صندلی چرخدار هوشمند، فلج چهاراندام، سنسورهای مادون قرمز، حرکات سر
نویسنده مسئول: حمیدرضا شیرزادفر، hsh@ahrafi.ac.ir، ORCID: 0000-0002-6678-4536
آدرس: اصفهان، دانشگاه شهید اشرفی اصفهانی، دانشکده فنی و مهندسی، گروه برق و مهندسی پزشکی
۱- استادیار گروه برق و مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهید اشرفی اصفهانی، اصفهان، ایران
۲- استادیار گروه مهندسی پزشکی و بیوالکتریک، دانشکده فناوری های نوین پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳- کارشناس ارشد گروه برق و مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شیخ بهایی، اصفهان، ایران

مقدمه

آسیب های نخاعی نتیجه ضربه های مخرب به استخوان ها، بافت های اطراف ستون فقرات و اعصاب است. این آسیب ها معمولا بیشتر ناشی از اتفاقاتی مانند سقوط یا حوادث رانندگی رخ می دهد و بیماری ها نقش کمتری در ایجاد این گونه آسیب ها دارند. از آنجایی که عوامل مختلفی در بروز آسیب های نخاعی تأثیرگذار هستند، با این حال، بیشتر آسیب های نخاعی منجر به از دست دادن عملکرد حرکتی افراد می شود. علائم خاص به محل آسیب دیدگی ستون فقرات بستگی دارد، گرچه شایع ترین آن ها درد یا بی حسی است. آسیب های نخاعی با توجه به ناحیه آسیب دیده می تواند منجر به مشکلات و محدودیت های متعددی در سایر قسمت های بدن شود. اگر ستون فقرات تا حدی آسیب دیده باشد یعنی برخی از مناطق آسیب دیده هنوز هم فعال هستند به عنوان آسیب ناقص شناخته می شود. یک آسیب کامل نخاعی منجر به از دست دادن عملکرد انقباض غیر قابل کنترل عضله یا آتروفی عضلات، بی-اختیاری، فلج، درد، مشکلات تنفس، بی حسی در اندام ها یا قسمت های مختلف بدن، عدم توانایی در تنظیم عملکردهای اساسی بدن شامل ضربان قلب، عرق کردن، فشار خون می شود. به طور کلی، محل صدمه در ناحیه ستون فقرات حاکی از شدت ضایعه خواهد بود. هر چه صدمه وارده به ستون فقرات به سمت گردن نزدیک تر باشد، شدت ضایعه بیشتر بوده و اندام های بیشتری دچار محدودیت، بی حسی و فلج می‌شوند. عمدتا، ضایعه نخاعی در ناحیه گردن (C1-C5) می‌تواند باعث فلج یا ضعف در هر دو دست و پاها شود که منجر به فلج چهار اندام می‌گردد. ناحیه نخاعی در گردن، سیگنال های مربوط به پشت سر، گردن، شانه ها و دست ها، بازوها و دیافراگم را کنترل می کند. در آسیب دیدگی نخاعی در ناحیه گردن، تمام نواحی بدن که زیر سطح آسیب قرار دارند تحت تأثیر قرار می گیرند که می تواند با از دست دادن احساس جسمانی، مشکلات تنفسی، ناتوانی در تنظیم دمای بدن، کنترل روده و مثانه و اختلال عملکرد جنسی همراه باشد (۲، ۱).

برای بسیاری از افرادی که مبتلا به ضایعات نخاعی و یا اختلالات حرکتی می باشند صندلی چرخدار به عنوان یک ابزار توانبخشی پرکاربرد جزء جدا نشدنی زندگی محسوب می شود. صندلی چرخدار در بالا بردن سطح تحرک مستقل فرد، کاهش آسیب به اندام ها، بهبود سطح زندگی و رضایت شخصی فرد بسیار مؤثر است (۳). صندلی چرخدار مناسب و زیبا یک همراه خوب و کارآمد در تمامی مراحل زندگی فرد می باشد زیرا این وسیله می تواند به شخص کمک کند تا بسیاری از فعالیت های مورد نظر خود را انجام دهد (۴). انتخاب یک صندلی چرخدار مناسب در فرآیند بهبود جسمی و روحی فرد در دوره درمانی تاثیر بسزایی دارد (۵). انواع بسیار زیادی از صندلی های چرخدار از نظر تکنولوژی مورد استفاده، نیروی محرکه پیشران و مکانیزم کنترل حرکت وجود دارد. برخی از آن ها برای کارهای روزمره عمومی طراحی شده و برخی دیگر کاربردهای اختصاصی ویژه دارند (۶). نوآوری در صنعت ساخت این ابزار توانبخشی بسیار متداول است اما بسیاری از ایده های

www.SID.ir

Archive of SID

نوآورانه در این حوزه به دلیل محدودیت بیش از حد کاربرد و عدم انطباق با نیازهای مختلف کاربران، یا هزینه بسیار بالای تولید عملا با شکست مواجه شده اند (۷).

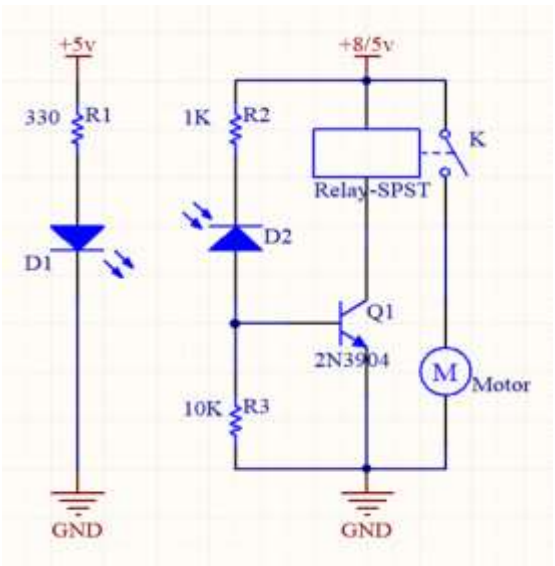
صندلی های چرخدار ساده عموما برای کاربردهای پزشکی با استانداردهای صنعتی و با وزن کمتر از ۱۵ کیلوگرم، و در فوق سبک با وزن کمتر از ۱۳/۵ کیلوگرم (بدون احتساب زیرپایی و زیردستی ها) طراحی می شوند. جهت مناسب سازی وزن صندلی چرخدار آزمایشگاهی با صندلی های چرخدار موجود انواع مختلف صندلی های چرخدار مجهز به جوی‌استیک بررسی شد (۸). میانگین وزن صندلی های چرخدار مجهز به جوی‌استیک حدود ۷۰ کیلوگرم و قدرت موتور آن ۶۰۰ وات با ولتاژ مستقیم (DC) ۲۴ ولت است. وزن مدل حاضر ۸۰۰ گرم و موتور آن ۱۲ ولت مستقیم با سرعت ۸۰ دور بر دقیقه است که به دلیل اینکه تعبیه کردن موتور DC و آماده سازی صندلی چرخدار در ابعاد واقعی سخت بود از این مدل آزمایشگاهی استفاده شد. با توجه به اینکه هدف اصلی این مطالعه شبیه سازی عملی بخش کنترل‌کننده حرکت است استفاده از ماکت ساده سازی شده از اهمیت نتایج به دست آمده نخواهد کاست و تعمیم آن به صندلی های چرخدار معمول امکانپذیر است.

هدف از انجام این پروژه، توانبخشی به افرادی است که از ناحیه گردن به پایین قادر به حرکت نمی باشند (۹). با توجه به محدودیت‌هایی که صندلی های چرخدار امروزی دارند، مدلی برای افراد قطع نخاعی که قادر به استفاده از صندلی چرخدارهای جوی‌استیک‌دار یا حرکت دادن صندلی چرخدارهای معمولی با دست نیستند طراحی شد تا این محدودیت ها را برطرف کند و فرد بدون نیاز به شخص دیگری تنها با حرکت سر خود صندلی چرخدار را به حرکت درآورد. استفاده از در دسترس‌ترین تکنولوژی، حداقل کردن هزینه‌ها و فرآهم کردن امکان توسعه و پیاده سازی طرح پیشنهادی بر صندلی های چرخدار موجود از اهداف اصلی در این طرح می‌باشند.

روش بررسی

به منظور فرآهم شدن امکان توسعه نتایج این تحقیق در جهت ارتقای صندلی های چرخدار موجود، تمام اجزای ماکت مورد نظر اعم از بخش های مکانیکی و الکترونیکی به طور مستقل بررسی و بهینه سازی شده است. به همین منظور در طراحی بخش مکانیکی شامل بدنه ماکت و چرخ ها از یک ساختار حداقلی مناسب جهت ارزیابی قسمت الکترونیکی استفاده شده است. اما در بخش الکترونیکی شامل سنسورها، منبع تغذیه، موتورها و راه انداز آنها و پردازنده اصلی سیستم از اجزای اصلی مورد نظر برای استفاده در نمونه صنعتی استفاده شده است. در ادامه معرفی مختصری از اجزای سیستم طراحی شده شرح داده شده است.

برای ساخت ماکت از میان وسایل گوناگونی نظیر مقوای ماکت، فایبرگلاس، چوب و سایر مواد در دسترس، چوب به دلیل استحکام بهتر، سبک-و کاربردی تر بودن برای این طرح استفاده شده است. برای ساخت ماکتی شبیه یک صندلی چرخدار، یک تکیه‌گاه و نشیمنگاه از چوب ساخته شد و برای نصب چهار سنسور فرستنده و چهار سنسور گیرنده مادون قرمز لبه هایی از چوب مطابق شکل ۱ در اطراف آن قرار گرفت.



شکل ۱: طرح مدار به حرکت درآوردن موتور ماکت صندلی چرخدار توسط یک فرستنده و گیرنده مادون قرمز

مدل آزمایشگاهی طراحی شده دارای طول ۲۵، عرض ۲۳ و ارتفاع ۲۶ سانتی متر با ضخامت چوب ۳ میلی متر می باشد. مدل آزمایشگاهی در دو پهلوی ماکت از چرخ های آلومینیومی با وزن ۴۷ گرم، قطر ۷۰ میلی متر و پهنای ۹ میلی متر استفاده شد. در جلو و عقب صندلی چرخدار نیز از چرخ هرزگرد ساچمه ای جهت حفظ تعادل صندلی چرخدار با ایجاد حداقل اصطکاک با زمین استفاده شده است.

www.SID.ir

Archive of SID

یکی از مهم ترین قسمت های صندلی چرخدار هوشمند، سنسور مناسب جهت دریافت اطلاعات از افراد هدف تحقیق است که باید متناسب با توانمندی های آن ها با هدف ایجاد یک سیستم کنترل پایدار و قابل اطمینان انتخاب شود. برای حرکت صندلی چرخدار به چهار جهت جلو، عقب، چپ و راست نیاز به چهار سنسور فرستنده و گیرنده مادون قرمز داریم (۱۰). ابتدا برای نصب سنسورها از یک فرستنده مادون قرمز روی سر معلول و چهار گیرنده بر روی یک پنل در جلوی صندلی چرخدار معلول استفاده شد تا هرگاه فرستنده ای که روی سر معلول نصب شده مقابل هر یک از گیرنده ها قرار گرفت صندلی چرخدار به همان سمت مورد نظر حرکت کند. اما این کار باعث ایجاد تاثیر نامطلوب سنسور فرستنده روی هر چهار سنسور گیرنده مادون قرمز شده و ایجاد خطا می‌کرد. بنابراین طرح دیگری در دست بررسی قرار گرفت که دارای چهار فرستنده و چهار گیرنده مادون قرمز بود که دو به دو در چهار جهت جلو، عقب، چپ و راست سر فرد نصب شد که حداقل تأثیر را بر روی یکدیگر داشته باشند. در این طرح فرد با حرکت دادن سر خود به سمت جلو مانعی بین فرستنده و گیرنده جلویی و باعث تغییر ولتاژ سنسور گیرنده می شود که از آن می‌توان برای حرکت صندلی چرخدار به سمت جلو استفاده کرد و برای بقیه جهت ها نیز به همین ترتیب با حرکت دادن سر معلول، صندلی چرخدار در جهت مورد نظر حرکت می کند. برای به حرکت درآوردن موتور صندلی چرخدار توسط یک فرستنده و گیرنده مادون قرمز مدار شکل ۱ طراحی شده و از یک رله جهت راه‌اندازی موتور استفاده شده است.

پردازنده اصلی سیستم و سایر اجزای واحد کنترل حرکت: با توجه به مدارهای الکترونیکی طراحی شده در این پروژه، همه پردازش های لازم توسط یک میکروکنترلر ATmega32 که از کارآمدترین و ارزان ترین پردازنده های موجود در بازار است انجام گرفت. با استفاده از برنامه ریزی انجام شده توسط نویسندگان بر روی این پردازنده تمام مراحل دریافت سیگنال حرکتی از سنسورها، حذف سیگنال های تداخلی و اعمال فرمان حرکت مناسب شامل انتخاب موتوری که باید فعال شود و تعیین جهت و سرعت چرخش آن انجام گرفته است (۱۱). لازم به ذکر است در سیستم طراحی شده به منظور رسیدن به هدف امکان-سنجی پایداری سیستم، در همه آزمایش ها سرعت حرکت مقدار ثابت ۵ سانتی متر بر ثانیه (cm/s) در نظر گرفته شده است تا بتوانیم ارزیابی درستی از عملکرد سیستم داشته باشیم. بر این اساس در ارزیابی تاخیر زمانی واکنش سیستم کنترلی زمانی کمتر از یک ثانیه تاخیر اندازه گیری شد که در آزمایش های مختلف بسته به شرایط نور محیطی تغییر داشت.

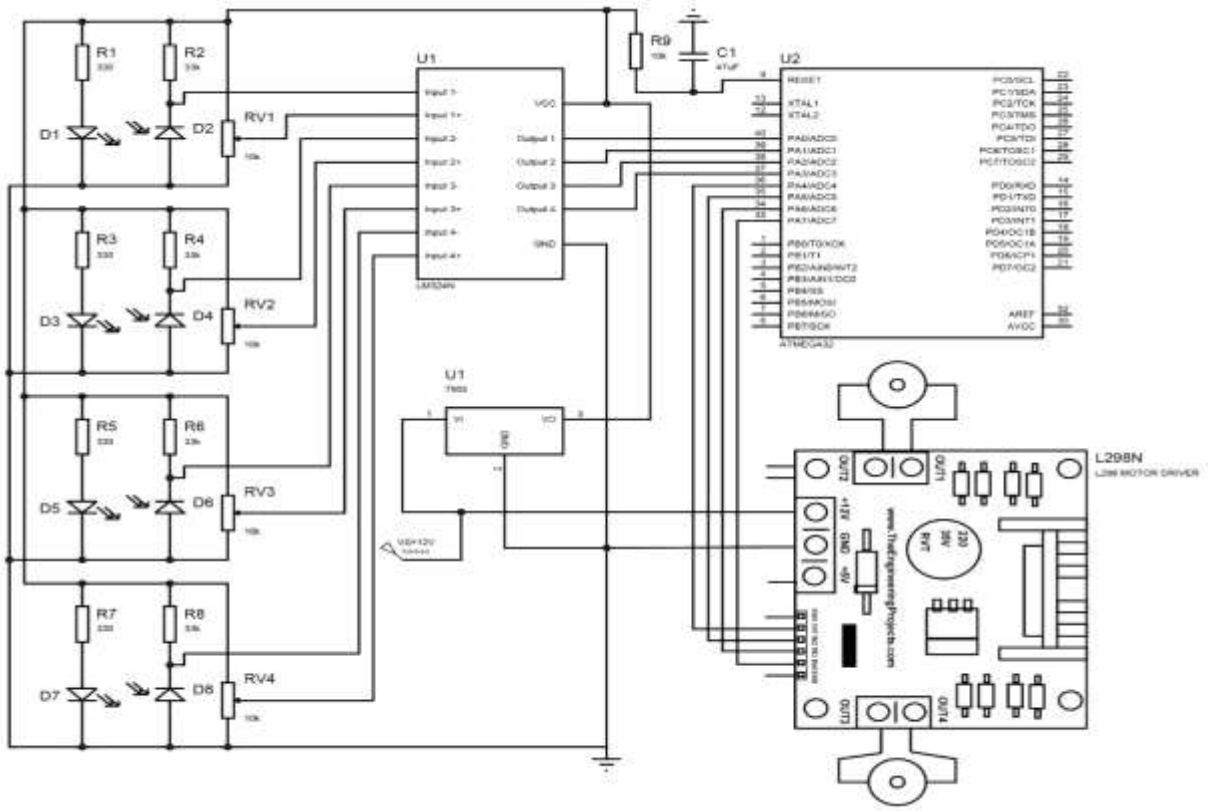
یافته‌ها

قسمت الکترونیکی و کنترلی طرح صندلی چرخدار هوشمند پیشنهاد شده در این مقاله ابتدا با استفاده از نرم-افزار پروتئوس (Proteus Professional v8.8 SP1 Build 27031) مطابق شماتیک شکل ۲ به طور کامل شبیه سازی شده و عملکرد آن مورد ارزیابی قرار گرفته است. در این ارزیابی کمیت و کیفیت فرمان حرکتی صادر شده برای موتورهای مولد نیروی محرکه توسط میکروکنترلر، متناسب با سیگنال دریافتی از سنسورهای مادون قرمز بررسی و انطباق جهت و سرعت چرخش موتورها با شدت این سیگنال ها در پورت ورودی تنظیم شده است. به همین منظور میکروکنترلر ATmega32 با توجه به عملکرد مذکور برنامه ریزی شد که با اجرای کد برنامه نویسی شده امکان حرکت در چهار جهت مطابق با شکل ۳ فراهم گردید به طوری که به طور همزمان مطابق فرمان صادر شده توسط میکروکنترلر جهت حرکت بر روی نمایشگر نشان داده می شود.

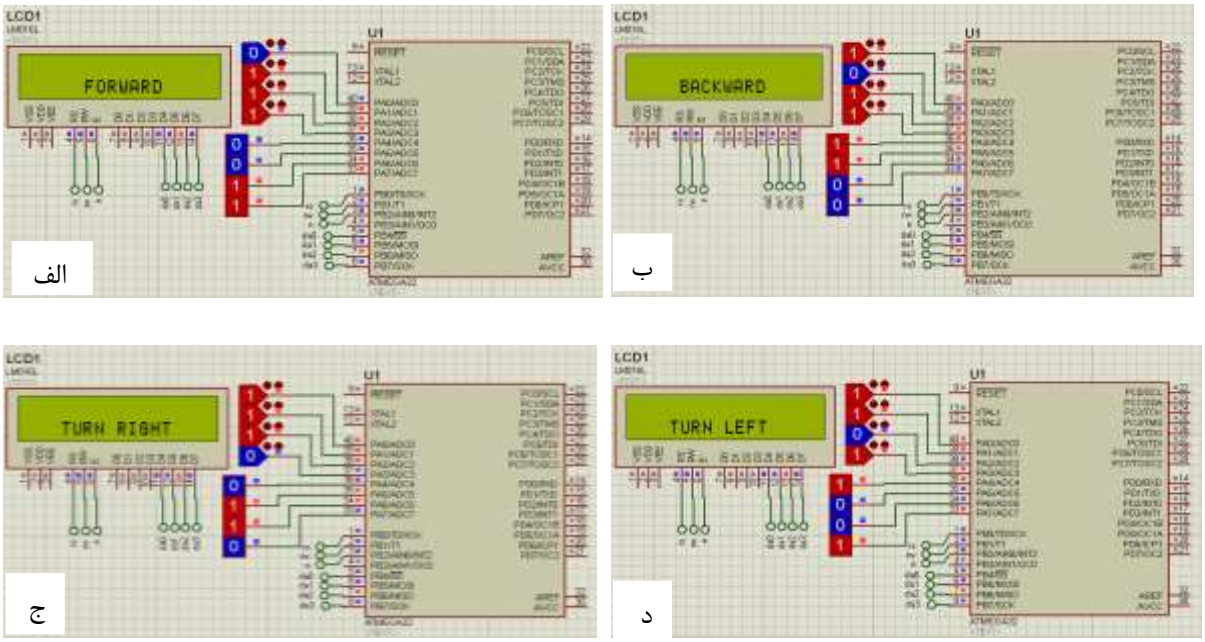
از دیگر کاربردهای مهم مدل پیشنهادی استفاده از سنسورهای هوشمند فرستنده و گیرنده مادون قرمز جهت حرکت صندلی چرخدار به چهار جهت اصلی است. در این روش سنسورهای مادون قرمز فرستنده روی سر معلول قرار گرفته و چهار سنسور مادن قرمز گیرنده در چهار جهت جلو، عقب، چپ و راست سر معلول قرار می‌گیرد. معلول با حرکت دادن سر خود در جهات مختلف موجب تغییر ولتاژ سنسور گیرنده می شود که موجب حرکت صندلی چرخدار به سمت مورد نظر می‌شود، در صورت عدم حرکت سر توسط معلول و استقرار آن در فضای مرکزی هیچ گونه فرمانی به سنسور گیرنده اعمال نخواهد شد و صندلی چرخدار در حالت سکون متوقف خواهد شد. بنابراین تا زمانی که سر معلول در فضای مربوط به جهت مورد نظر برای حرکت قرار داشته باشد حرکت ادامه می یابد و به محض خارج شدن سر از بازه مکانی مورد نظر (با تاخیر حداکثر یک ثانیه) جهت حرکت متناسب با مکان فضایی

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۲: تصویر شماتیک طراحی شده در نرم‌افزار پروتئوس جهت شبیه‌سازی و تنظیم عملکرد مدار کنترلی



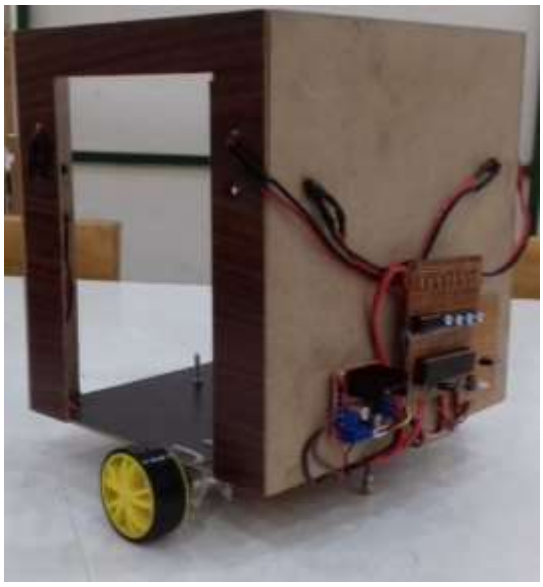
شکل ۳: نمایش وضعیت فرمان حرکتی صادر شده توسط میکروکنترلر بر روی نمایشگر برد کنترلی
الف) حرکت به سمت جلو، ب) حرکت به سمت عقب، ج) حرکت به سمت راست، د) حرکت به سمت چپ

www.SID.ir

Archive of SID

جدید سر فرد تغییر خواهد کرد. همچنین امکان کنترل سرعت حرکت و تغییر سریع جهت چرخش موتورهای الکتریکی مولد حرکت می باشد که با کمک ماژول درایور موتور L298 و طراحی برنامه مناسب در میکروکنترلر انجام گرفته است. این ماژول دارای دو ترمینال پیچ برای دو موتور مولد نیروی محرکه و ترمینال پیچ های دیگر زمین، ولتاژ تغذیه برای موتور و پین ۵ ولت است که می‌تواند ورودی یا خروجی باشد که بستگی به ولتاژ نامی موتور دارد. این ماژول دارای یک رله ۵ ولت است که با یک فرکانس فعال یا غیرفعال می شود. اگر ولتاژ منبع تغذیه موتور ۱۲ ولت باشد، می توانیم رله ۵ ولت را فعال کنیم و پین ۵ ولت می تواند به عنوان خروجی استفاده شود.

پس از اعمال تنظیمات اولیه در نرم افزار تهیه شده بر اساس نتایج مشاهده شده در نرم افزار شبیه ساز، سخت افزاری مطابق شکل ۴ پیاده سازی و عملکرد آن مورد ارزیابی اولیه و کالیبراسیون قرار گرفته است. در آزمایش انجام گرفته فرمان حرکتی در جهات مختلف توسط دست کاربر در فضای بالای ماکت ایجاد شد و مشاهده گردید که این فرمان ها به درستی توسط پردازنده دریافت شده و متناسب با آن ماکت در جهت مورد انتظار در حداقل زمان فرمان گرفته و حرکت کرد.



شکل ۴: تصویر ماکت صندلی چرخدار آزمایشگاهی ساخته شده جهت ارزیابی عملی امکان کنترل هوشمند

بحث و نتیجه‌گیری

نوآوری در طراحی و ساخت صندلی های چرخدار یک امر بسیار متداول است اما نکته مهم در عملی شدن انتظارات هر طرح حفظ کاربری عمومی صندلی و اضافه شدن قابلیت مورد نظر با صرف کمترین هزینه است (۱۲). بدین منظور مدلی پیشنهاد شد که امکان تبدیل یک صندلی چرخدار معمولی به یک صندلی هوشمند برای توانبخشی به معلولانی که با توجه به آسیب وارد شده به ستون فقرات دچار محدودیت حرکتی شدید از ناحیه گردن به پائین هستند را فراهم می کند. با توجه محدودیت تجهیزات و امکانات موجود در شرایط کنونی سعی شد در مدل اولیه و پیشنهادی از در دسترس ترین و ارزان ترین تکنولوژی جهت طراحی و تولید نمونه آزمایشگاهی صندلی چرخدار استفاده شود. البته ممکن است مدل های کنترل شونده توسط سنسورهای نوری محدودیت هایی را در شرایط محیطی خاص داشته باشند که این امر با جایگزین کردن سنسور های مقاوم به این شرایط قابل بهبود است و طبیعتا هزینه مدل نهایی را افزایش خواهد داد. یک محدودیت مهم سیستم طراحی شده اضافه شدن تاخیر حرکت فرد معلول است که با تاخیر واکنش سنسورها جمع خواهد شد و با توجه به سرعت حرکت ممکن است از نظر ایمنی ایجاد مشکل کند و باید مورد بررسی دقیق‌تر قرار گیرد. به منظور اظهار نظر نهایی و تایید عملکرد درست مدل پیشنهادی لازم است در مرحله بعد به جای استفاده از ماکت، مدار کنترلی ساخته شده را بر روی یک صندلی چرخدار معمولی نصب و ضمن ارتقای قسمت مکانیکی مدل پیشنهادی ارزیابی بالینی آن را با فراهم کردن زمینه‌های لازم اجرا کنیم.

منابع

1. Baldwin KM, Haddad F, Pandorf CE, Roy RR, et al. Alterations in muscle mass and contractile phenotype in response to unloading models: role of transcriptional/pretranslational mechanisms. Front Physiol 2013; 4: 284.

2. Shirzadfar H. The Structure and Function of Nervous System and Skeletal Muscle: A Review. Current Neuropsychiatry and Clinical Neuroscience Reports 2021; 3(1): 1-25.

www.SID.ir

Archive of SID

3. Sundaram SA, Wang H, Ding D, Cooper RA. Step-Climbing Power Wheelchairs: A Literature Review. Top Spinal Cord Inj Rehabil 2017; 23(2): 98-109.

4. Visagie S, Scheffler E, Mlambo T, Nhunzvi C, et al. Impact of structured wheelchair services on satisfaction and function of wheelchair users in Zimbabwe. African Journal of Disability 2016; 5(1): 222.

5. Damiano DL. Activity, activity, activity: rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. Phys Ther. 2006; 86(11): 1534-1540.

6. Barriuso AL, Pérez-Marcos J, Jiménez-Bravo DM, Gonzalez GV, et al. Agent-based intelligent interface for wheelchair movement control. Sensors 2018; 18(5): 1511.

7. Cooper RA, Cooper R, Boninger ML. Trends and issues in wheelchair technologies. J Assist Technol 2008; 20(2): 61-72.

8. Bigras C, Owonuwa DD, Miller WC, Archambault PS. A scoping review of powered wheelchair driving tasks and performance-based outcomes. Disabil Rehabil Assist Technol 2020; 15(1): 76-91.

9. Orejuela-Zapata JF, Rodriguez S, Ramirez GL. Self-Help Devices for Quadriplegic Population: A Systematic Literature Review. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2019; 27(4): 692-701.

10. Nowshin N, Rashid MM, Akhtar T, Akhtar N, et al. Infrared Sensor Controlled Wheelchair for Physically Disabled People. Proceedings of The Future Technologies Conference (FTC) 2018; 881(2): 847-855.

11. Shirani A, Sehhati M. Design and implementation of a customable automatic vehicle location system in ambulances and emergency vehicle systems. J Med Signals Sens 2019; 9(3): 165-173.

12. Rabhi Y, Mrabet M, Fnaiech F. A facial expression controlled wheelchair for people with disabilities. Comput Methods Programs Biomed. 2018; 165: 89-105.

www.SID.ir