توسعه و تست یک عینک واسط انسان با کامپیوتر مبتنی‌بر سیگنال الکتریکی چشم برای ناتوانان جسمی‌حرکتی

سیما سلطانی[۱]، *امین مهنام[۲]

چکیده

هدف: هدف این تحقیق طراحی و ساخت و ارزیابی عملکرد یک واسط انسان با کامپیوتر پوشیدنی بوده است که امکان تایپ حروف با حرکات چشم را برای بیان منظور، در افراد ناتوان جسمی‌حرکتی و فاقد قدرت تکلم فراهم می‌آورد.

روش بررسی: در این مطالعهٔ کاربردی‌توسعه‌ای، عینک واسطی طراحی و ساخته شده است که سیگنال الکتریکی چشم را ثبت و به‌صورت بی‌سیم به کامپیوتر منتقل می‌کند. با پردازش زمان حقیقی اطلاعات، امکان ارتباط با صفحه‌کلید مجازی و نیز بازی کامپیوتری فراهم می‌شود. برای ارزیابی عملکرد دستگاه، شش فرد عادی ازلحاظ جسمی‌ذهنی و علاقه‌مند به شرکت در آزمایش، در محدودهٔ سنی ۱۶تا۵۰ با نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند و در مجموع ۱۰۷۱ کاراکتر را با این دستگاه تایپ کردند. براین‌اساس پارامترهایی نظیر صحت عملکرد سیستم و میزان تایپ محاسبه شد. همچنین امکان‌پذیری استفاده از دستگاه برای افراد ناتوان جسمی‌حرکتی با انجام بازی کامپیوتری روی چهار فرد فلج در چهار اندام بررسی شد.

یافته‌ها: طبق نتایج به‌دست‌آمده از آزمایش‌ها، صحت عملکرد سیستم در تشخیص حالت‌های حرکتی چشم، در گروه افراد عادی ۹۴/۱ درصد و میزان تایپ ۷/۲۲ کاراکتر در دقیقه محاسبه شد. در انجام حرکت‌های چشم برای ارتباط با سیستم، متوسط درصد موفقیت افراد ناتوان جسمی‌حرکتی شرکت‌کننده در آزمایش ۵۸/۷ درصد محاسبه گردید.

نتیجه‌گیری: این دستگاه ضمن حفظ کیفیت مطلوب در ثبت و پردازش سیگنال، کوچک (در اندازهٔ ۲/۶cm×۴/۵cm) و سبک (۱۵ گرم) و کم‌مصرف (توان مصرفی ۱۲۳ mW) بوده است، به‌صورت عینکی روی چشم گذاشته می‌شود و امکان کاربرد روزانه را برای کاربر خود فراهم می‌کند. محیط کاربری به‌گونه‌ای طراحی شده است که فرد می‌تواند کلمات را با کمترین تعداد حرکت چشم تایپ کند.

کلیدواژه‌ها: حرکت جهشی چشم ، سیستم‌های پوشیدنی ، سیگنال الکتریکی چشم ، ناتوان جسمی‌حرکتی، واسط انسان با کامپیوتر

۱- کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی- بیوالکتریک، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲- دکترای مهندسی پزشکی- بیوالکتریک، استادیار دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

دریافت مقاله: ۹۲/۰۳/۱۷
پذیرش مقاله: ۹۲/۰۷/۱۵

* **آدرس نویسنده مسئول:**
اصفهان، بلوار دانشگاه، دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی.
* **تلفن:** ۳۴۰۸۳ ۷۹ (۳۱۱) ۹۸+
* **رایانامه:** mahnam@eng.ui.ac.ir

مقدمه

در جامعهٔ بشری افراد زیادی از معلولیت‌های جسمی‌حرکتی رنج می‌برند. گسترهٔ محدودیت‌ها و ناتوانی‌ها در میان افراد معلول متفاوت است. در گروهی از بیماری‌ها، فرد، کنترل ارادی حرکت اندام و قدرت تکلم خود را از دست می‌دهد؛ درحالی‌که به‌لحاظ هوشی و ادراکی سالم است. از این میان می‌توان به نوعی فلج مغزی[1]، سندرم قفل‌شدگی[2]، اسکلروز جانبی آمیوتروفیک[3]، فلج چهار اندام[4] و دیستروفی ماهیچه‌ای[5] اشاره کرد. در نوع شدید این آسیب‌ها، فرد به‌سختی و به‌مقدار محدودی می‌تواند منظور خود را به اطرافیانش منتقل کند و درنتیجه امکان بیان بسیاری از خواسته‌ها و احساسات و بروز استعدادها و قابلیت‌ها وجود نخواهد داشت.

برای درک منظور افراد ناتوان جسمی‌حرکتی، تاکنون روش‌های مختلفی به‌کار گرفته شده است. ظهور واسط‌های انسان با کامپیوتر[6] و واسط‌های انسان با ماشین[7] نیز به‌منظور فراهم‌آوردن زمینه‌ای برای برقراری ارتباط با محیط اطراف ازطریق کامپیوتر و ماشین، دراین‌راستا صورت گرفته است. اصول کار این واسط‌ها برمبنای پردازش سیگنال‌های حیاتی نظیر سیگنال الکتریکی مغز[8] (EEG)، سیگنال الکتریکی ماهیچه[9] (EMG)، و یا دیگر روش‌هاست که برای ارتباط با کامپیوتر(۳-۱) و کنترل وسایلی نظیر ربات‌ها(۴) و ویلچر(۵) استفاده شده‌اند. باتوجه‌به اینکه افراد ناتوان جسمی‌حرکتی با محدودیت‌های شدید، هنوز کنترل حرکت چشم خود را در اختیار دارند، در این حوزه همچنان به روش‌های تشخیص حرکت چشم نظیر روش‌های لنز تماسی صلبیه[10] (۶)، تشخیص بازتاب فروسرخ از چشم[11] (۷)، روش‌های مبتنی‌بر تصویر(۸) و نیز ثبت سیگنال الکتریکی چشم[12] (EOG) توجه می‌شود.

سیگنال الکتریکی چشم درمقایسه‌با دیگر روش‌ها تاکنون کارایی بهتر و مطمئن‌تری درزمینهٔ واسط‌های انسان با کامپیوتر داشته است. این سیگنال درمقایسه‌با سیگنال الکتریکی مغز و ماهیچه، دامنهٔ بیشتری دارد و از روی آن به‌سادگی می‌توان حرکات چشم را تشخیص داد(۹). به‌علاوه، این سیگنال به‌علت تهاجمی‌نبودن، دقت بسیار، ارزان‌بودن و سرعت فراوان که کاربرد آن را مناسب می‌کند، درمقایسه‌با روش‌های دیگر تشخیص حرکت چشم، برتری درخور توجهی دارد(۱۰).

اصول ثبت سیگنال الکتریکی چشم مبتنی‌بر اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل اطراف چشم است که مقدار ولتاژ آن در اثر حرکت چشم تغییر می‌کند. منشأ این سیگنال اختلاف پتانسیلی است که شبکیه نسبت‌به قرنیه دارد و سبب می‌شود که چشم مثل یک دوقطبی الکتریکی باشد که قطب منفی آن در انتهای شبکیه و قطب مثبت آن در قرنیه است. با حرکت چشم، این دو قطبی الکتریکی چرخیده و اختلاف پتانسیل حاصل از آن در سطح پوست اطراف چشم تغییر می‌کند. شدت سیگنال EOG از ۵۰تا ۳۵۰۰ میکروولت است و مؤلفه‌های فرکانسی از DC تا ۱۰۰ هرتز دارد(۱۱).

در مطالعات گذشته، کارایی سیگنال الکتریکی چشم برای کنترل حرکت ویلچر(۱۴-۱۱) و ربات(۱۹-۱۵) و نیز برای ارتباط با کامپیوتر به‌وسیلهٔ کنترل حرکت نشانگر موس(۲۳-۲۰) و صفحه‌کلید نرم‌افزاری(۲۴) با استفاده از حرکت چشم اثبات شده است. یوساکی و همکارانش(۹) با طراحی سیستم ثبت‌کنندهٔ سیگنال در دو راستای حرکت‌های افقی و عمودی چشم و استفاده از روش‌های پردازشی، شبکهٔ عصبی حرکات چشم را فقط در چهار جهت بالا، پایین، چپ و راست استخراج کردند. آن‌ها این اطلاعات را به‌منظور تایپ با صفحه‌کلید سادهٔ مجازی استفاده کردند. یاگاماشی و همکارانش(۲۲) با تحلیل دامنهٔ سیگنال و آستانه‌گذاری روی آن تعداد، جهت‌هایی را که بتوان تشخیص‌داد، به هشت جهت افزایش دادند. اما عملکرد این روش به‌شدت به آستانهٔ انتخابی حساس بود. دنگ و همکارانش با روش فازی(۲۵)، تنها به تشخیص چهار جهت حرکت چشم پرداختند و از این اطلاعات برای انجام بازی کامپیوتری ساده‌ای استفاده کردند. این سیستم برای حذف دریفت سیگنال کارایی نداشت. استفاده از روش‌های آماری در تحلیل سیگنال الکتریکی چشم توسط کیگان و همکارانش(۲۶) برای ایجاد دنباله‌ای از حرکات چشم شامل هشت حرکت در جهت‌های مختلف صورت گرفت که تحلیل برخطی[13] نبود. در همهٔ مطالعات ذکرشده، عملکرد سیستم‌ها به تنظیمات مکرر و پلک‌نزدن برای جلوگیری از اغتشاش حاصل از آن در سیگنال، وابسته بود. در مطالعات دیگری، تشخیص پلک‌زدن براساس ویژگی‌هایی نظیر دامنه و بازهٔ زمانی رخداد آن و با روش‌هایی نظیر آستانه‌گذاری(۲۷) یا پردازش‌های سطح بالاتری نظیر تطبیق الگو[14] (۲۸) صورت گرفت.

امروزه، در این حوزه، سیستم‌های قابلِ‌حمل و بی‌سیم به‌لحاظ فراهم‌آوردن راحتی بیشتر برای کاربر، اهمیت ویژه‌ای دارند. این سیستم‌ها به‌گونه‌ای طراحی می‌شوند که امکان سوارشدن کل سیستم روی بدن وجود داشته باشد و کاربر بتواند با

1- Cerebral Palsy
2- Locked-in Syndrome
3- Amyotrophic Lateral Sclerosis
4- Quadriplegia
5- Muscular Dystrophy
6- Human-Computer Interface
7- Human-Machine Interface
8- Electroencephalogram
9- Electromyogram
10- Scleral Contact Lens
11- Infrared Oculography
12- Electrooculogram
13- Online
14- Template Matching

محدودیت‌های کمتری در حرکت، از سیستم برای کاربردهای مختلف استفاده کند. طراحی سیستم‌های مبتنی‌بر سیگنال الکتریکی چشم و قابل‌حمل ساده(۲۷) یا به شکل عینک(۲۸) و هدفن(۲۹) و کلاه(۳۰) دراین‌راستا صورت گرفته است. در این سیستم‌ها ویژگی‌هایی نظیر امکان‌پذیری انجام ثبت‌های طولانی‌مدت، کم‌مصرف‌بودن مدار ثبت سیگنال و نیز کوچک و سبک‌بودن آن اهمیت چشمگیری دارد.

این مطالعه طراحی و ساخت یک واسط انسان با کامپیوتر پوشیدنی را شرح می‌دهد که به‌صورت عینکی مبتنی‌بر ثبت سیگنال الکتریکی چشم است و امکان بیان منظور را برای افراد ناتوان جسمی‌حرکتی ازطریق تایپ کلمات با حرکت چشم فراهم می‌آورد. هدف این تحقیق، ارتقای سیستم‌های پیشین به‌لحاظ کاهش مصرف توان و ابعاد و وزن مدار ثبت سیگنال برای بهبود ویژگی‌های پوشیدنی و قابل‌حمل‌بودن همچنین حفظ کیفیت مناسب در ثبت سیگنال است. علاوه‌براین، تشخیص هشت جهت حرکت چشم و رخدادهای پلک‌زدن به‌صورت پردازش‌های کاملاً خودکار و بی‌نیاز از تنظیمات مداوم و درنهایت طراحی محیط‌های کاربری کارآمد، از دیگر هدف‌های این تحقیق به‌شمار می‌آید. در این تحقیق، عملکرد دستگاه با آزمایش عملی آن توسط افراد عادی و نیز افراد ناتوان جسمی‌حرکتی بررسی شده است. این درحالی است که در مطالعات گذشته که ذکر شد، دستگاه‌ها، تنها توسط افراد عادی آزمایش شده بودند و براین‌اساس تاکنون گزارشی از عملکرد سیستم‌ها با کاربر ناتوان جسمی‌حرکتی ارائه نشده است.

روش بررسی

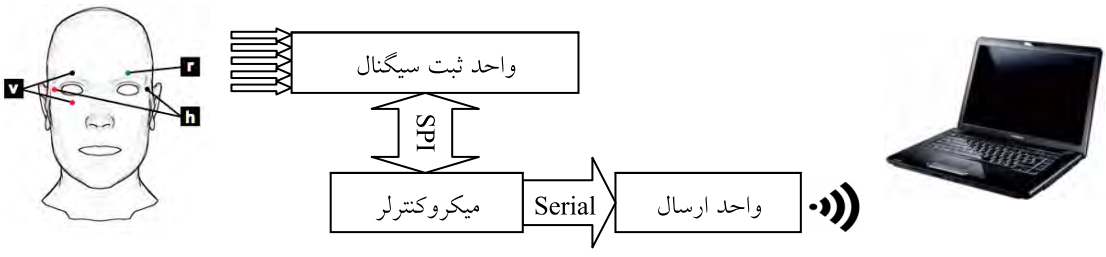
در این تحقیق کاربردی‌توسعه‌ای، یک واسط انسان با کامپیوتر پوشیدنی طراحی و ساخته شد. سیستم شامل قسمتی سخت‌افزاری است که سیگنال الکتریکی چشم را در دو جهت عمودی و افقی ثبت و دیجیتال کرده و برای ارتباط با بخش نرم‌افزاری سیستم، آن را به‌صورت بی‌سیم به کامپیوتر می‌فرستد. این بورد الکترونیکی در دستهٔ عینک تعبیه شد. در بخش نرم‌افزاری، اطلاعات دریافت‌شده به‌صورت زمان حقیقی پردازش و برای کار در محیط‌های کاربری طراحی‌شده در این تحقیق، به‌کار گرفته شد.

۱ـ طراحی سخت‌افزار

قسمت سخت‌افزاری سیستم شامل واحد ثبت سیگنال و واحد ارسال سیگنال و میکروکنترلری است که برقرارکنندهٔ ارتباط بین این دو واحد است. نمودار بلوکی سخت‌افزار سیستم در شکل ۱ نمایش داده شده است.

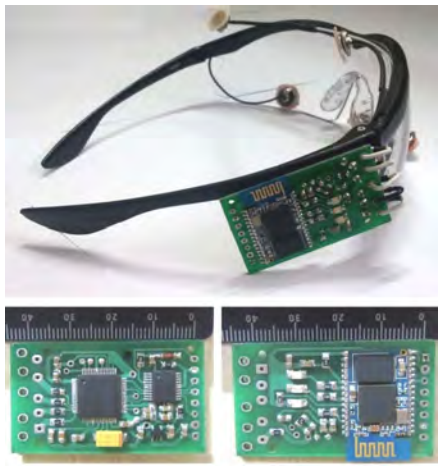
برای ثبت سیگنال الکتریکی چشم از پنج الکترود Ag/Agcl استفاده شده و ولتاژ دریافتی به‌وسیلهٔ این الکترودها به واحد ثبت سیگنال در مدار الکترونیکی وارد می‌شود. در این واحد از تقویت‌کننده‌های ابزاری با مقاومت ورودی بالای ۱TΩ و نسبت حذف مد مشترک[1] ۱۱۵ Bd– استفاده شده است. سیگنال خروجی تقویت‌کننده‌های ابزاری پس از تقویت ۱۲ برابری، با میزان نمونه‌برداری ۲۴۰ نمونه در ثانیه و رزولوشن ۲۴ بیت به دیجیتال تبدیل می‌شوند. سیگنال دیجیتال‌شده توسط ماژول بلوتوث، در واحد ارسال، به‌صورت بی‌سیم به کامپیوتر منتقل می‌شود.

مدار الکترونیکی قسمت سخت‌افزاری روی یک بورد مدار چاپی در ابعاد ۴۵mm×۲۶mm پیاده‌سازی شده که از باطری لیتیومی که می‌توان آن را شارژ کرد، تغذیه می‌کند. وزن بورد، به‌همراه باطری ۱۵ گرم است. توان مصرفی مدار ۱۲۳ mW اندازه‌گیری شد که با به‌کارگیری قطعات الکترونیکی کم‌مصرف محقق شده است. بورد الکترونیکی که در دستهٔ عینک جاسازی شده است، در شکل ۲ مشاهده می‌شود.



شکل ۱. نمودار بلوکی سخت‌افزار سیستم برای ثبت و ارسال بی‌سیم سیگنال الکتریکی چشم.

1- Common Mode Rejection Ratio



شکل ۲. قسمت سخت‌افزاری واسط انسان با کامپیوتر طراحی‌شده؛ پیاده‌سازی مدار الکترونیکی ثبت و ارسال سیگنال روی بورد مدار چاپی با پوشش سبز و به‌صورت دو رو و پیاده‌سازی آن روی دستهٔ عینک.

۲ـ طراحی نرم‌افزار

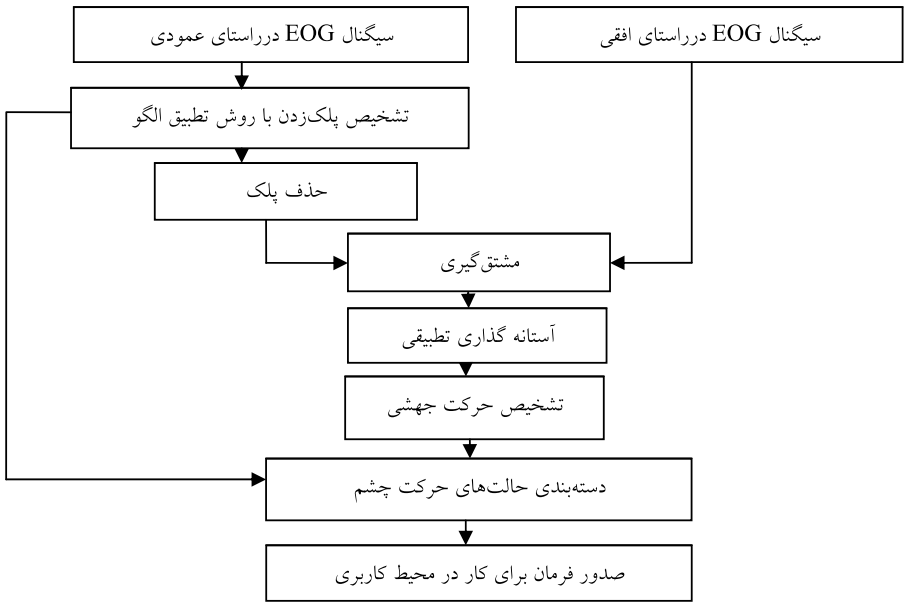
دادهٔ دریافتی در کامپیوتر، سیگنال EOG است. در قسمت نرم‌افزاری، اطلاعات کانال عمودی و افقی از هم تفکیک شده و از آن‌ها رفع نویز می‌گردد. برای حذف دریفت و نویزهای فرکانس پایین و فرکانس بالا، فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر باتروورث روی سیگنال اعمال می‌شود. سپس با پردازش سیگنال در دو راستای عمودی و افقی، حرکات چشم تحلیل شده و برای کار در محیط کاربری، در کامپیوتر مناسب‌سازی می‌شوند.

۲-۱- پردازش سیگنال EOG

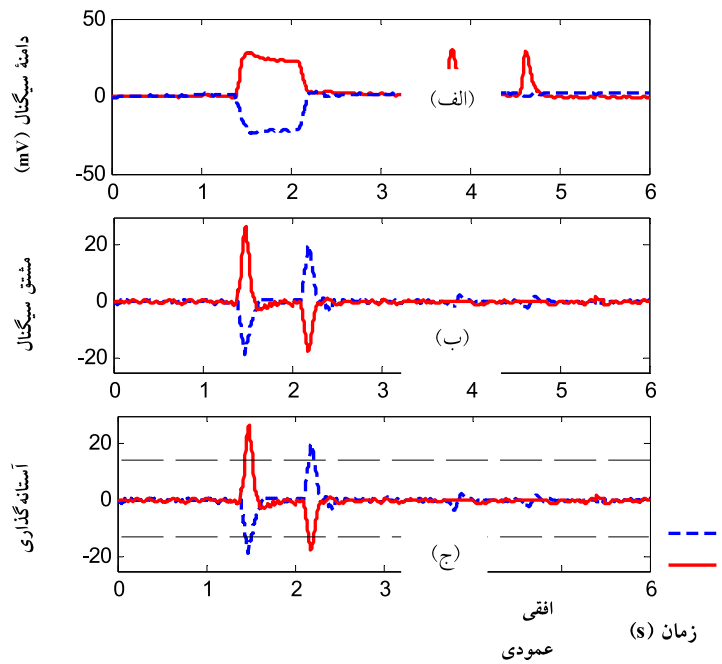
سیگنال EOG شامل رخدادهایی نظیر پلک‌زدن و جهش‌های ولتاژ ناشی از حرکات جهشی چشم است که با پردازش سیگنال، تشخیص داده می‌شوند. توالی‌های مشخص از این رخدادها بیان‌کنندهٔ حالت حرکتی چشم[1] است. با دسته‌بندی حالت‌های مختلف حرکت چشم، فرمان‌های متناظر با هرکدام برای کار در محیط کاربری صادر می‌شود. در محیط کاربری هشت حالت حرکتی مشخص در چهار جهت بالا، پایین، چپ و راست و نیز چهار جهت قطری بین آن‌ها تعریف شده است. لازم است که فرد سوی نگاه خود را از روبه‌رو به یکی از این جهت‌ها با زاویهٔ بیشتر از ۳۰ درجه نسبت‌به مرکز تغییر دهد و دوباره به مرکز برگردد. این حرکت‌ها باید در کمتر از ۱/۵ ثانیه رخ دهد. نهمین حالت حرکتی تعریف‌شدهٔ رخداد، دو بار پلک‌زدن ارادی به‌صورت متوالی است که برای انتخاب گزینه‌ها در محیط کاربری طراحی‌شده در این تحقیق، استفاده می‌شود.

شکل ۳ نمودار بلوکی مراحل پردازش سیگنال را نشان می‌دهد. رخداد پلک‌زدن روی سیگنال عمودی چشم ظاهر می‌شود. برای تشخیص آن از روش تطبیق الگو[2] استفاده شده است. سیگنال الگویی که از آن استفاده می‌شود، حاصل میانگین‌گیری ۵۰ سیگنال پلک‌زدن است که براساس مقدار حداکثر خود با هم منطبق شده‌اند. برای تشخیص حرکات جهشی از سیگنال عمودی بدون پلک و سیگنال افقی، مشتق گرفته می‌شود و با استفاده از آستانه‌گذاری تطبیقی و بررسی ترتیب رخدادها حالت حرکتی چشم تشخیص داده می‌شود. برای مثال، اگر فرد سوی نگاهش را از مرکز به‌صورت قطری به‌سمت چپ‌بالا تغییر دهد و سپس دو پلک ارادی به‌صورت متوالی بزند، سیگنال چشمش به‌صورت نشان‌داده‌شده در شکل ۴ خواهد بود. وقوع چهار حرکت جهشی مثبت و منفی در دو سیگنال عمودی و افقی و ترتیب علامتی آن تعیین‌کنندهٔ نوع حرکت چشم است.

1- Eye Gesture
2- Template Matching



شکل ۳. نمودار بلوکی پردازش سیگنال الکتریکی چشم.



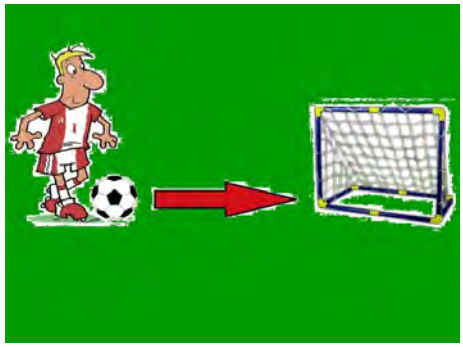
شکل ۴. سیگنال EOG عمودی (–) و افقی (...) ناشی از حرکت مورب سوی نگاه از مرکز به چپ‌بالا و برگشت به مرکز (الف) و پس از آن رخداد دو پلک متوالی، تشخیص و حذف رخداد پلک‌زدن از سیگنال عمودی و گرفتن مشتق از هر دو سیگنال عمودی و افقی (ب)، آستانه‌گذاری برای تشخیص قله‌های مثبت و منفی در دو سیگنال عمودی و افقی (ج).

۲-۲- محیط کاربری

محیط‌های کاربری طراحی‌شده در این تحقیق، فضایی مجازی را فراهم می‌آورند که فرد می‌تواند در آن‌ها با حرکت چشم کار کند. فرمان‌های صادرشده ازجانب کاربر برای ارتباط با این محیط‌های نرم‌افزاری، حاصل اطلاعاتی است که از سیگنال چشم کاربر به‌صورت زمان حقیقی تفسیر شده است. در اینجا دو محیط کاربری مجزا از هم طراحی شده است که یک بازی سادهٔ کامپیوتری و یک صفحه‌کلید مجازی به‌صورت حرفی‌عددی یا تصویری است.

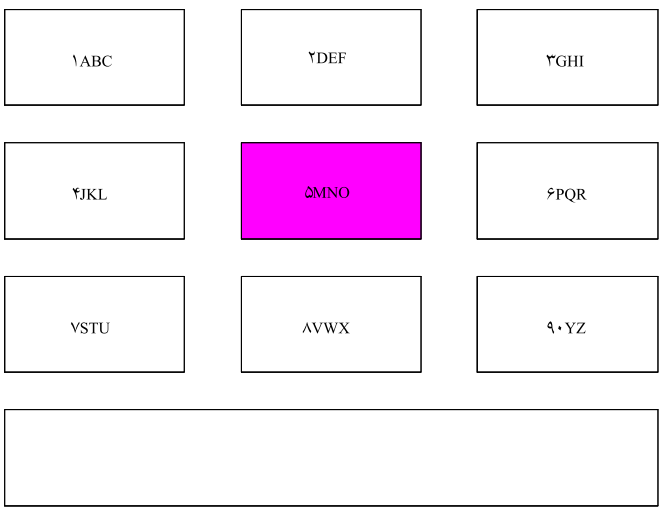
بازی کامپیوتری به‌این‌صورت طراحی شده است که در اولین مرحلهٔ آن، بازیکن و توپ، سمت چپ تصویر هستند و دروازه در طرف راست قرار گرفته است (شکل ۵). با حرکت چشم

به‌سمت راست و بازگشت به روبه‌رو، البته مطابق با حالت‌های حرکتی تعریف‌شده، توپ وارد دروازه می‌شود. در این مرحله، فرد باید به تعداد مشخصی، در اینجا ۵ مرتبه، گل بزند تا مرحلهٔ بعدی با تغییر جهت بازیکن و دروازه آغاز شود. ترتیب مراحل برای شوت‌کردن توپ، به‌سمت راست، چپ، پایین و بالا است و بعد تکرار می‌شود. علاوه‌براین فرد می‌تواند بدون بازی و با زدن دو پلک متوالی، از مرحله‌ای به مرحلهٔ دیگر برود.

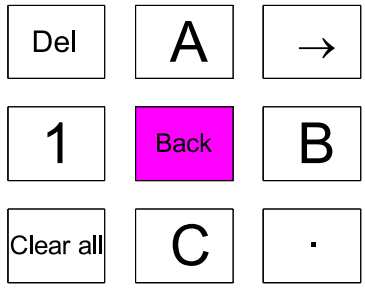


شکل ۵. بازی کامپیوتری طراحی‌شده که با حرکت چشم کار می‌کند. در این وضعیت، فرد با استفاده از سیستم و تغییر سوی نگاهش از مرکز به‌سمت راست و بازگشت به مرکز می‌تواند توپ را وارد دروازه کند.

در صفحهٔ اصلی نرم‌افزار سیستم، صفحه‌کلیدی طراحی شده است که می‌توان با استفاده از آن حروف یا اعداد را انتخاب و تایپ کرد. این محیط به‌گونه‌ای طراحی شده است که برای انتخاب هر کاراکتر کمترین تعداد حرکت چشم لازم باشد. بدین منظور حروف و اعداد در ۹ خانه دسته‌بندی شده‌اند (شکل ۶). کاربر ابتدا یکی از این دسته‌ها را انتخاب می‌کند. سپس امکان انتخاب حروف دستهٔ انتخاب‌شده، در صفحهٔ دوم فراهم می‌شود (شکل ۷). ازاین‌رو کاربر تنها با دو انتخاب می‌تواند هریک از حروف یا اعداد را انتخاب کند؛ درحالی‌که در واسط‌های انسان با کامپیوتری که در گذشته ساخته شده است، از صفحه‌کلیدهایی مشابه صفحه‌کلید کامپیوتر استفاده شده است که برای انتخاب هر حرف، نیاز به تعداد حرکت بیشتری داشته‌اند. در صفحهٔ دوم، امکان تایپ فاصله (→)، نقطه‌گذاری (.) و حذف حروف تایپ‌شدهٔ قبلی (Del) نیز وجود دارد. برای پاک‌کردن کل جمله نیز گزینهٔ (Clear all) درنظر گرفته شده است.



شکل ۶. صفحه‌کلید نرم‌افزاری شامل همهٔ حروف و اعداد و کادری برای تایپ‌کردن است.



شکل ۷. صفحهٔ دوم صفحه‌کلید نرم‌افزاری، انتخاب بین حروف و اعداد دستهٔ انتخاب‌شده را فراهم می‌کند.

۳ـ روش ارزیابی عملکرد دستگاه

بـرای ارزیابی عملکرد دسـتگاه، آزمایش‌هایـی طراحی و انجام شـده اسـت که در آن‌ها دو گروه متشکل از افراد عادی و ناتوان جسـمی‌حرکتی شرکت کردند. در هر سری از آزمایش‌ها، پس از قرارگیری عینک واسط طراحی‌شده روی چشم و نصب الکترودها در محل‌های مناسـب، هر دو قسمت سخت‌افزاری و نرم‌افزاری راه‌اندازی می‌شـود. در ۳۰ ثانیهٔ آغازین، فرد می‌بایست به‌سمت روبه‌روی خود، یعنی به مانیتور نگاه کند. در این زمان، به‌صورت خودکار پارامترهای لازم در قسـمت پردازشـی از سیگنال نظیر خط پایهٔ آن اسـتخراج می‌شود. پس از این زمان، فرد می‌تواند با محیـط کاربری ارتباط برقرار کنـد. در ابتدای هر آزمایش، نحوهٔ کارکرد دسـتگاه و همهٔ حالت‌های حرکتی تعریف‌شدهٔ چشم به فرد آموزش داده می‌شود. در دقیقه‌های آغازین، فرد سعی می‌کند با کنترل حرکت چشم، مطلوب مدنظر را انجام دهد.

در آزمایش اول مربوط به گروه افراد عادی، شش فرد عادی ازلحاظ جسمی‌ذهنی و علاقه‌مند به شرکت در آزمایش، در محدودهٔ سنی ۱۶تا۵۰ با نمونه‌گیری سـاده انتخاب شـدند و شرکت کردند. در این آزمایش‌ها از افراد خواسـته شـد تا ۵ جملهٔ ۸تا۱۳ کاراکتری (جدول ۱) را با اسـتفاده از صفحه‌کلید طراحی‌شـده تایپ کنند. این آزمایش برای یک نفر از شـرکت‌کنندگان شش مرتبه و برای پنج نفر دیگر سـه مرتبه تکرار شد. در این آزمایش، پارامترهایی همچون مدت زمان تایپ هر جمله و میزان صحت در تشخیص حالت‌های حرکتی چشـم در فرایند تایپ، برای ارزیابی عملکرد سیستم بررسی شد.

جدول ۱. جمله‌های تعریف‌شده برای تایپ، در آزمایش اول.

تعداد کاراکتر	جمله‌های تایپ‌شده در آزمایش اول
۸	It is ok
۸	Be fresh
۹	Fix my pc
۱۳	Say your mind
۱۳	I have a cold

ازآنجاکـه کاربران اصلی دسـتگاه، افراد ناتوان جسـمی‌حرکتی هسـتند، آزمایش دومی برای بررسی کارآمدی سیستم برای افراد ناتوان طراحی و انجام شـد. برای این منظور ۸ فرد آسـیب‌دیدهٔ مغـزی و فلـج مغزی بـا محدودیت‌های حرکتی چهـار اندام و ضعف در تکلم، در دو مرکز انجمن حمایت از کودکان بهشت و مرکز آموزشی دکتر نفیسی در استان اصفهان، با نمونه‌گیری ساده انتخاب شـدند. هدف و نحوهٔ انجام آزمایش برای همراهان این افراد به‌طور کامل توضیح داده شده و موافقت آن‌ها برای شرکت ناتوانان در انجام آزمایش جلب شـد. درصورتی‌که فرد ناتوان یا همراه وی دیگر علاقه‌ای به ادامهٔ آزمایش یا تکرار آن نداشـت، بلافاصله آزمایش قطع می‌شد.

از ایـن افراد که شـامل ۳ فرد بالغ و ۵ کـودک بودند، ثبت داده صورت گرفت. از میان این ۸ نفر، دو نفر به‌علت دومعلولیتی‌بودن (جسمی‌ذهنی) و ناتوانی در انجام حرکت عمودی چشم و دو نفر به علت نداشتن دسترسی بیشتر به آن‌ها حذف شدند و چهار نفر دیگر در آزمایش دوم شرکت کردند. افراد شرکت‌کننده شامل دو مرد ۶ و ۲۶ سالهٔ دچار فلج مغزی–چهار اندام و دو زن ۷ و ۸ ساله دچار فلج مغزی–چهار اندام و آسیب شدید مغزی (ضربهٔ مغزی) بودند. در این آزمایش‌ها از افراد خواسـته شد تا بازی کامپیوتری طراحی‌شده را مرحله‌به‌مرحله جلو ببرند. در ابتدای آزمایش، فرد برای حرکت مناسـب چشمش راهنمایی می‌شد تا بتواند حرکت چشـم خواسته‌شـده در هر مرحله را برای پرتاب توپ به‌سمت دروازه انجام دهد. در هر سـری آزمایش، پارامترهایی نظیر تعداد حرکتی که فرد برای به‌ثمررسیدن گل انجام داده است و نیز تعداد

حرکت‌های موفقی که هدف مطلوب را برآورده می‌سازد، ثبت می‌شد تا درصد موفقیت فرد در اجرای حرکت تعریف‌شده برای ارتباط با سیستم محاسبه شود.

یافته‌ها

در آزمایش اول که مربوط به افراد عادی بود، در مجموع ۱۰۵ جمله (۱۰۷۱ کاراکتر) تایپ شد. برای تحلیل داده‌ها، زمان تایپ کل جمله‌ها و نتیجهٔ دسته‌بندی هرکدام از تشخیص حالت‌های حرکتی چشم ثبت و بررسی شد. ازآنجاکه خطاهای کاربران به‌علت نداشتن عادت به کار با سیستم، در نتایج تأثیر داشت، علاوه‌بر بررسی کل داده‌ها، پارامترها بر اساس ۱۵ درصد برتر داده‌ها، یعنی ۱۶ جملهٔ نهایی نیز محاسبه شد تا ویژگی‌های دستگاه، وابستگی کمتری به خطاهای کاربر پیدا کند. در جدول ۲ برخی پارامترها نظیر متوسط و انحراف معیار زمان تایپ هر کاراکتر، کمترین و بیشترین مقدار ثبت‌شده برای آن، در دو حالت آورده شده است.

جدول ۲. متوسط و انحراف معیار زمان تایپ هر کاراکتر و کمترین و بیشترین مقدار ثبت‌شده برای آن.

زمان تایپ هر کاراکتر (ثانیه)	متوسط زمان	انحراف معیار	بیشترین مقدار	کمترین مقدار
کل جمله‌ها (۱۰۵ جمله)	۱۳/۴۷	۴/۳۱	۲۷/۵	۷/۳۸
۱۶ جملهٔ برتر	۸/۳۱	۰/۵	۹/۰۸	۷/۳۸

از دیگر اطلاعات استخراج‌شده از آزمایش‌ها تهیهٔ ماتریسی از عملکرد همهٔ افراد است که در جدول ۳ آورده شده است. در بالای جدول، ماتریس مربوط به اطلاعات کل داده‌ها و در قسمت پایین جدول، اطلاعات ۱۵ درصد برتر داده‌ها آورده شده است. در این جدول، سطرها نشان‌دهندهٔ هدف کاربر و ستون‌ها نشان‌دهندهٔ نتیجهٔ دسته‌بندی است. برای مثال اگر درایهٔ سطر اول و ستون سوم یک باشد، به این معناست که فرد به بالا نگاه کرده است؛ ولی سیستم چپ را تشخیص داده است و این اتفاق در کل آزمایش یک مرتبه رخ داده است. براساس ماتریس، صحت عملکرد دستگاه به‌دست می‌آید. این پارامتر از تقسیم حاصل جمع درایه‌های قطر اصلی به مجموع کل درایه‌های ماتریس محاسبه می‌شود که برای ماتریس کل داده‌ها مقدار ۸۳/۰ درصد و برای ۱۵ درصد برتر مقدار ۹۴/۱ درصد را دارد.

جدول ۳. مجموع حرکت‌های چشم ثبت‌شده و نتیجهٔ دسته‌بندی آن‌ها در کل آزمایش‌ها (تایپ ۱۰۷۱ کاراکتر توسط ۶ فرد عادی) و ۱۵ درصد برتر داده‌ها (تایپ ۱۴۴ کاراکتر توسط ۶ فرد عادی).

تشخیص / هدف	بالا	پایین	چپ	راست	بالا-چپ	بالا-راست	پایین-چپ	پایین-راست	دو پلک متوالی	هیچ‌کدام
کل داده‌ها										
بالا	۶۴۴	۹	۰	۰	۱	۰	۰	۰	۱	۱۳۳
پایین	۱۰	۵۵۳	۰	۱	۰	۰	۳	۰	۱	۱۱۱
چپ	۰	۰	۱۴۳	۲	۰	۰	۰	۰	۱	۱۷
راست	۰	۰	۱	۳۶۷	۰	۱	۰	۵	۰	۳۹
بالاچپ	۰	۰	۱۰	۰	۹۸	۰	۰	۰	۰	۴
بالاراست	۰	۰	۰	۳۷	۰	۲۲۴	۰	۳	۰	۸
پایین‌چپ	۰	۰	۱۵	۰	۲	۰	۶۵	۰	۰	۲
پایین‌راست	۰	۲	۰	۱۵	۰	۰	۰	۴۱	۰	۰
دو پلک متوالی	۳۲	۳۴	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۲۲۰۳	۲۳۴
هیچ‌کدام	۳	۱۲	۲	۰	۰	۰	۰	۰	۱۳۸	۰

ادامه جدول ۳. مجموع حرکت‌های چشم ثبت‌شده و نتیجهٔ دسته‌بندی آن‌ها در کل آزمایش‌ها (تایپ ۱۰۷۱ کاراکتر توسط ۶ فرد عادی) و ۱۵ درصد برتر داده‌ها (تایپ ۱۴۴ کاراکتر توسط ۶ فرد عادی).

تشخیص / هدف	بالا	پایین	چپ	راست	بالا-چپ	بالا-راست	پایین-چپ	پایین-راست	دو پلک متوالی	هیچ‌کدام
٪۱۵ برتر داده ها										
بالا	۷۳	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۴
پایین	۰	۶۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۵
چپ	۰	۰	۱۳	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۱
راست	۰	۰	۰	۴۴	۰	۰	۰	۰	۰	۱
بالاچپ	۰	۰	۰	۰	۱۴	۰	۰	۰	۰	۰
بالاراست	۱	۰	۰	۱	۰	۳۹	۰	۰	۰	۰
پایین‌چپ	۰	۰	۲	۰	۰	۰	۱۴	۰	۰	۰
پایین‌راست	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۹	۰	۰
دو پلک متوالی	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۲۹۴	۸
هیچ‌کدام	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۱۲	۰

در آزمایش دوم که مربوط به افراد ناتوان جسمی‌حرکتی بود، درصد موفقیت افراد در انجام حرکت‌های چشم برای کار با سیستم بررسی شد. این مقدار نسبت تعداد مرتبه‌ای است که توپ وارد دروازه گردیده (حرکات چشم صحیح) به تعداد کل حرکات چشمی که فرد برای هدف مذکور انجام داده است. جدول ۴ بیان‌کنندهٔ مجموع نتایج به‌دست‌آمده از هر چهار آزمودنی است. براساس این جدول، میزان موفقیت در کار با سیستم توسط افراد ناتوان جسمی‌حرکتی، در حرکت‌های افقی ۶۴/۴۲ درصد و در حرکت‌های عمودی ۵۳/۷۲ درصد و درمجموع دو حرکت ۵۸/۶۹ درصد محاسبه شده است.

جدول ۴. تعداد کل حرکت‌ها در هر جهت و تعداد حرکت‌های موفق در پرتاب توپ، درمجموع آزمایش‌های گروه افراد ناتوان جسمی‌حرکتی و درصد موفقیت.

	تعداد حرکت‌ها			٪ موفقیت	
	کل	موفق	هر حرکت	حرکت‌های افقی و عمودی	مجموع حرکت‌ها
راست	۸۵	۵۵	۶۴/۷۱	۶۴/۴۲	۵۸/۶۹
چپ	۷۸	۵۰	۶۴/۱۰		
پایین	۱۰۸	۵۷	۵۲/۷۸	۵۳/۷۲	
بالا	۸۰	۴۴	۵۵/۰۰		

بحث

نتایج حاصل از تحقیق حاضر، همسو با تحقیقات پیشین بود (۲۴-۲۰) و نشان داد که تحلیل سیگنال الکتریکی چشم در واسط‌های انسان با کامپیوتر، راه مؤثری در ایجاد کانال ارتباطی جدید برای برقراری ارتباط با محیط پیرامون است. با کمک این واسط ناتوانان جسمی‌حرکتی فاقد قدرت تکلم و فلج چهار اندام می‌توانند منظور خود را ازطریق کامپیوتر و بدون استفاده از دست و تنها با حرکت چشم بیان کنند.

مزیت اصلی دستگاه نسبت‌به نمونه‌های پیشین و حتی درمقایسه‌با نمونه‌های پوشیدنی و قابلِ‌حمل طراحی‌شدهٔ قبلی (۳۰-۲۷)، طراحی مجموع بخش‌های سخت‌افزاری در بوردی در ابعاد cm۶/۲×cm۵/۴ با وزن بسیار کم ۷ گرم، بدون باطری (۱۵ گرم همراه با باطری) است که نسبت‌به نمونه‌های قبلی بسیار کاهش داشته است. علاوه‌براین، مصرف توان هم به ۱۲۳ میلی‌وات در هنگام ارسال داده کاهش یافته است. تغذیهٔ بورد با باطری کوچک لیتیومی که می‌توان آن را شارژ کرد، انجام می‌گرفت که برای ۶ ساعت امکان استفاده از سیستم، بدون نیاز به شارژ را فراهم می‌کند. مجموعهٔ این ویژگی‌ها باعث شده است که سیستم ارائه‌شده سیستمی پوشیدنی باشد تا کاربر در استفاده از دستگاه راحت بوده، محدودیت حرکتی نداشته باشد و امکان کار طولانی با دستگاه فراهم باشد.

ویژگی دیگر دستگاه، طراحی‌های صورت‌گرفته در بخش پردازشی سیگنال الکتریکی چشم است که نیاز به کالیبره‌کردن مداوم را ندارد؛ برعکس بسیاری از سیستم‌های حاضر که با آن روبه‌رو هستند (۲۵، ۲۴، ۲۲، ۹). این ویژگی با طراحی آستانه‌های تطبیقی مناسبی صورت گرفته است که با وجود متفاوت‌بودن دامنهٔ سیگنال در افراد مختلف، نیاز به تنظیمات دستی ندارد و همه به‌طور خودکار انجام می‌شود. برای پردازش سیگنال از روش مشتق‌گیری استفاده شده است که تحقق پردازش زمان حقیقی داده را که خواستهٔ اصلی سیستم است، فراهم می‌کند. در واحد پردازش سیگنال، اطلاعات حاصل از تغییر جهت راستای نگاه در هشت جهت و نیز رخداد پلک‌زدن، از سیگنال استخراج می‌شود.

ویژگی منحصربه‌فرد دیگر دستگاه، طراحی دو محیط کاربری با رویکرد کاملاً کاربردی است. محیط کاربری اول صفحه‌کلید نرم‌افزاری است که برای استفاده از آن نُه حرکت در سیستم تعریف شده است و لازم است که کاربر طبق این تعریف‌ها چشم خود را حرکت دهد. این صفحه‌کلید با نگاهی کاملاً کاربردی طراحی شده است؛ به‌طوری‌که امکان انتخاب هر حرف یا عدد با کمترین تعداد حرکت چشم را فراهم کند. فضای ماتریس ۳×۳ صفحه‌کلید و طراحی صفحهٔ اول و دوم، امکان تایپ هر کاراکتر را تنها با دو انتخاب، یعنی دو تغییر جهت و چهار پلک متوالی فراهم می‌کند؛ درحالی‌که در صفحه‌کلیدهای معمولی بستگی به فاصلهٔ مکانی دو حرف، تعداد حرکات لازم متفاوت بوده و بسیار بیشتر از نمونهٔ حاضر خواهد بود. علاوه‌بر صفحه‌کلید، محیط دیگری نیز طراحی شده است که یک بازی سادهٔ کامپیوتری است و برمبنای چهار جهت اصلی کار می‌کند. این محیط ساده حالت آموزش برای کار با سیستم دارد و می‌تواند جنبهٔ سرگرمی هم داشته باشد.

طبق نتایج آزمایش‌ها، متوسط زمان تایپ هر کاراکتر در ۱۵ درصد ثبت برتر انجام‌شده از شش نفر فرد عادی، ۸/۳۱ ثانیه با انحراف معیار ۰/۵ است که با افزایش تجربهٔ فرد تا ۵ ثانیه هم کاهش پیدا می‌کند. صحت عملکرد دستگاه در این آزمایش‌ها ۹۴/۱ درصد ارزیابی شد که درمقایسه‌با تحقیق‌های دیگر(۲۸-۲۵، ۲۲) افزایش داشته است. علاوه‌براین پروتکل ارتباطی آن درمقایسه‌با برخی تحقیق‌ها(۲۷، ۲۲، ۹) برمبنای تشخیص، از چهار جهت به هشت جهت حرکت افزایش یافته است. گفتنی است که ارزیابی عملکرد این‌گونه دستگاه‌ها با اندازه‌گیری میزان صحت آن‌ها برآورد می‌شود که نسبت تعداد نتایج صحیح درمقایسه با کل آن‌هاست. این مقدارها بستگی به نتایج آزمایش‌های طراحی‌شده در هر مطالعه دارد. در تحقیق‌های پیشین، این آزمایش‌ها معمولاً به‌طور ساده‌تری طراحی شده است که با انجام حرکات چشم تعریف‌شده در سیستم(۲۸-۲۵) و یا تایپ تعداد محدودی کاراکتر(۲۲، ۹) توسط هر فرد شرکت‌کننده، ارزیابی شده است. ارائهٔ نتایج به‌کارگیری واسط انسان با کامپیوتر که افراد ناتوان جسمی‌حرکتی آن را طراحی کرده‌اند، از دیگر وجه تمایزهای این تحقیق با مطالعات پیشین است که تا پیش از این در سیستم‌های گذشته گزارشی دراین‌باره داده نشده بود. باتوجه‌به نتایج آزمایش طراحی‌شده برای بررسی کارآمدی سیستم برای این افراد، میزان موفقیت افراد در انجام حرکت‌های تعریف‌شده برای کار با سیستم، درمجموع ۵۸/۷ درصد ارزیابی شد که باتوجه‌به محدودیت‌های حرکتی این افراد عدد مناسبی است. از چالش‌های این افراد برای کار با سیستم می‌توان به حرکت‌های ناخواستهٔ سر و بدن و نداشتن تمرکز در کنترل چشم، به‌خصوص در کودکان اشاره کرد. ولی در روند انجام آزمایش‌ها مشاهده شد که در طی کار با سیستم، خود فرد هماهنگی لازم بین موقعیت بدن و سر و وضعیت چشم‌ها را برای ایجاد حرکت مناسب در چشم ایجاد می‌کند. باید به این نکته اشاره شود که توانایی افراد با نیازهای خاص جسمی‌حرکتی، در کنترل حرکت چشم متفاوت است و این مسئله طراحی پروتکل ارتباطی برای برخی افراد را آن‌هم به‌طور اختصاصی ضروری می‌کند. برای مثال در برخی از این افراد محدودیت‌هایی در حرکت‌دادن چشم درراستای عمودی و پلک‌زدن معمولی و نیز تغییر جهت‌دادن راستای نگاه به‌صورت جهشی سبب می‌شد تا استفاده از سیستم حاضر برای آن‌ها ناممکن باشد.

نتیجه‌گیری

در این تحقیق یک واسط انسان با کامپیوتر پوشیدنی طراحی و ساخته شد. این دستگاه امکان ارتباط فرد ناتوان جسمی‌حرکتی را با کامپیوتر و بدون نیاز به دست فراهم می‌کند تا وی بتواند ازطریق کامپیوتر و تنها با حرکت چشم با دیگران ارتباط برقرار کند و منظور و خواسته‌ها یا داشته‌های ذهنی خود را با دیگران به‌اشتراک گذارد.

این دستگاه ضمن حفظ کیفیت مطلوب در ثبت و پردازش سیگنال، کوچک و سبک و کم‌مصرف است و امکان کاربرد روزانه و راحت‌ترین وضعیت استفاده را برای کاربر خود فراهم کند. محیط کاربری به گونه‌ای طراحی شده است که فرد می‌تواند با کمترین تعداد حرکت چشم حروف و اعداد مدنظر خود را تایپ کند. سیستم نهایی روی بورد مدار چاپی در اندازهٔ ۵/۴cm ×۶/۲cm و وزن ۱۵ گرم، با ولتاژ تغذیهٔ ۳ ولت و توان مصرفی ۱۲۳ mW پیاده‌سازی شده است که روی دستهٔ عینک جاسازی شده و به‌صورت پوشیدنی استفاده می‌شود.

گام‌های بعدی برای بهبود سیستم، پیشبرد بخش سخت‌افزاری با به‌کارگیری الکترودهای خشک برای ثبت سیگنال و نیز پیشبرد بخش نرم‌افزاری آن است که می‌تواند درراستای بهبود محیط کاربری، اضافه‌کردن امکان حدس کلمه در محیط تایپ، امکان تایپ فارسی، امکان ارتباط با نرم‌افزارهای دیگر و ارتباط با محیط اصلی سیستم‌عامل کامپیوتر باشد.

تشکر و قدردانی

در پایان، نویسندگان این مقاله از زحمات بی‌دریغ مسئولان و مدیران محترم انجمن حمایت از کودکان بهشت و مرکز آموزشی دکتر نفیسی در استان اصفهان که در انجام آزمایش‌های این تحقیق یاریشان کردند، بی‌نهایت سپاسگزاری می‌کنند.

منابع

1-Sellers EW, Kübler A, Donchin E. Brain-computer interface research at the University of South Florida Cognitive Psychophysiology Laboratory: the P300 Speller. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2006;14(2):221–4.

2-Guan C, Thulasidas M, Wu J. High performance P300 speller for brain-computer interface. 2004 IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems. 2004. p. S3/5/INV–S3/13–16.

3-Perez-Maldonado C, Wexler AS, Joshi SS. Two-Dimensional Cursor-to-Target Control From Single Muscle Site sEMG Signals. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2010;18(2):203–9.

4-Millán J del R, Renkens F, Mouriño J, Gerstner W. Non-Invasive Brain-Actuated Control of a Mobile Robot. Proceedings of the 18th International Joint Conference on Artificial Intelligence. 2003;1121–6.

5-Han J-S, Zenn Bien Z, Kim D-J, Lee H-E, Kim J-S. Human-machine interface for wheelchair control with EMG and its evaluation. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. 2003. p. 1602–1605 Vol.2.

6-Murphy PJ, Duncan AL, Glennie AJ, Knox PC. The effect of scleral search coil lens wear on the eye. Br J Ophthalmol. 2001;85(3):332–5.

7-Nasrabadi AM, Baghdadi G. [Rehabilitation to handicapped for communication with computer via type of letter by eye movement (Persian)]. Iranian Journal of Rehabilitation. 2009;9(3):28-37.

8-Hansen DW, Ji Q. In the Eye of the Beholder: A Survey of Models for Eyes and Gaze. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 2010;32(3):478–500.

9-Usakli AB, Gurkan S. Design of a Novel Efficient Human #x2013;Computer Interface: An Electrooculagram Based Virtual Keyboard. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. 2010;59(8):2099–108.

10-Kim Y, Doh N, Youm Y, Chung WK. Development of human-mobile communication system using electrooculogram signals. 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2001 Proceedings. 2001. p. 2160–2165 vol.4.

11-Barea R, Boquete L, Mazo M, Lopez E. System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2002;10(4):209–18.

12-Barea R, Boquete L, Mazo M, López E. Wheelchair Guidance Strategies Using EOG. Journal of Intelligent and Robotic Systems. 2002;34(3):279–99.

13-1. Kim K-H, Yoo J-K, Kim HK, Son W, Lee S-Y. A Practical Biosignal-Based Human Interface Applicable to the Assistive Systems for People with Motor Impairment. IEICE Transactions on Information and Systems. 2006;E89-D(10):2644–52.

14-Philips GR, Catellier AA, Barrett SF, Wright CH. Electrooculogram wheelchair control. Biomed Sci Instrum. 2006;43:164–9.

15-Wijesoma WS, Wee KS, Wee OC, Balasuriya AP, San KT, Soon LK. EOG based control of mobile assistive platforms for the severely disabled. 2005 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). 2005. p. 490–4.

16-Iáñez E, Azorín JM, Fernández E, Úbeda A. Interface based on electrooculography for velocity control of a robot arm. Applied Bionics and Biomechanics. 2010;7(3):199–207.

17-Ubeda A, Iañez E, Azorin JM. Wireless and Portable EOG-Based Interface for Assisting Disabled People. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2011;16(5):870–3.

18-Iáñez E, Úbeda A, Azorín JM, Perez-Vidal C. Assistive robot application based on an RFID control architecture and a wireless EOG interface. Robotics and Autonomous Systems. 2012;60(8):1069–77.

19-Ubeda A, Ianez E, Azorin JM. An Integrated Electrooculography and Desktop Input Bimodal Interface to Support Robotic Arm Control. IEEE Transactions on Human-Machine Systems. 2013;43(3):338–42.

20-Yagi T, Kuno Y, Koga K, Mukai T. Drifting and Blinking Compensation in Electro-oculography (EOG) Eye-gaze Interface. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2006 SMC'06. 2006. p. 3222–6.

21-Jacob RJK. Eye Movement-Based Human-Computer Interaction Techniques: Toward Non-Command Interfaces. In Advances in Human-Computer Interaction. Ablex Publishing Co; 1993. p. 151–90.

22-Yamagishi K, Hori J, Miyakawa M. Development of EOG-based communication system controlled by eight-directional eye movements. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2006;1:2574–7.

23-Hori J, Sakano K, Saitoh Y. Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004 IEMBS '04. 2004. p. 4302–5.

24-Borghetti D, Bruni A, Fabbrini M, Murri L, Sartucci F. A low-cost interface for control of computer functions by means of eye movements. Computers in Biology and Medicine. 2007;37(12):1765–70.

25-Deng LY, Hsu C-L, Lin T-C, Tuan J-S, Chang S-M. EOG-based Human–Computer Interface system development. Expert Systems with Applications. 2010 Apr;37(4):3337–43.

26-Keegan J, Burke E, Condron J. An electrooculogram-based binary saccade sequence classification (BSSC) technique for augmentative communication and control. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2009;2009:2604–7.

27-Kirbis M, Kramberger I. Mobile device for electronic eye gesture recognition. IEEE Transactions on Consumer Electronics. 2009;55(4):2127–33.

28-Bulling A, Roggen D, Tröster G. Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday environments. Journal of Ambient Intelligence and Smart Environment. 2009;1(2):157-171.

29-Manabe H, Fukumoto M. Full-time Wearable Headphone-type Gaze Detector. CHI '06 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems. New York, NY, USA: ACM; 2006. p. 1073–8. Available from: http://doi.acm.org/10.1145/1125451.1125655.

30-Vehkaoja AT, Verho JA, Puurtinen MM, Nojd NM, Lekkala JO, Hyttinen JA. Wireless head cap for EOG and facial EMG measurements. In Proceedings of the 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. Shanghai. China. 2005; pp. 5865–8.

Development of a assistive Human-Computer device Based On Electro-Oculogram for Disabled People

*Soltani S. (M.Sc.)[1], *Mahnam A. (Ph.D.)[2]*

Abstract

Objectives: In the study, a novel wearable miniaturized human computer interface system was designed and implemented. It allowed disabled people, who are not able to move their limbs voluntarily and speech overtly, to express their intentions and feelings just by moving their eyes.

Materials & Methods: The developed system that is installed on a pair of glasses, records the electrooculogram signal and transfers the digitized data wirelessly to a laptop. Realtime analysis of the signals allows users to utilize two high performance graphical user interfaces a keypad and a game, just by their eye movements. The performance of the developed system was tested on six normal people, who typed a total number of 1071 characters successfully, to evaluate accuracy and rate of typing. It was also tested by four people with quadriplegia and cerebral palsy who performed a computer game by using their eye movements.

Results: According to results of the experiments on normal people, the accuracy of recognizing the user's intention was obtained 94.1% and the average rate of communication was 7.72 characters per minute. Evaluating the usability of the system for disabled people showed that they were able to perform the computer game using their eyes. The percentage of success was evaluated as an average of 58.7%.

Conclusion: The proposed system recorded and processed elecrooculogram signals with appropriate quality. The final prototype of the system was 2.6 cm× 4.5 cm in size and weighted only 15 grams. The total power consumption was measured as 123 mW. The designed keypad provided selection of each character by minimum eye movements. The system assures high performance for communication as well as high level of mobility and comfort for everyday use.

Keywords: Disabled People, Electro-oculogram, Human Computer Interface, Saccadic Movement, Wearable Systems

Receive date: 07/06/2013
Accept date: 07/10/2013

1- M.Sc. of Biomedical Engineering-Bioelectric, University of Isfahan, Isfahan, Iran.
2- Assistant Professor of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

***Correspondent Author Address:**
Biomedical Engineering Department, Engineering Faculty, University of Isfahan, Isfahan, Iran.
***Tel:** +98 (311) 7934083
***E-mail:** mahnam@eng.ui.ac.ir