

هدایت پرنده کوادکوپتر بر مبنای سیگنال الکترواکولوگرافی

سهراب میلانی‌زاده^۱، کارشناسی ارشد؛ جواد صفائی^۲، استادیار

۱- گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران - s.milanizadeh92@gmail.com

۲- گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران - safaie@um.ac.ir

چکیده: الکترواکولوگرام یک سیگنال حیاتی است که می‌تواند نقش مهمی در سیستم‌های رابط انسان-کامپیوتر ایفا کند. سیگنال‌های الکترواکولوگرافی که حاصل حرکت چشم انسان هستند، مزیت ثبت آسان به علت دامنه بیشتر و نسبت سیگنال به نویز بالاتر را نسبت به دیگر مدالیته‌ها (مانند الکتروانسفالوگرافی) دارند. پردازش در لحظه، طبقه‌بندی و استخراج ویژگی از عوامل مهم دیگر سیستم‌های کاربردی رابط مغز-کامپیوتر به شمار می‌روند. در پژوهش حاضر یک سیستم در لحظه و مقرون به صرفه رابط انسان-کامپیوتر مبتنی بر سیگنال‌های الکترواکولوگرافی طراحی و توسعه داده شده است. این سیستم شامل یک عینک ارتقاء یافته برای جاگذاری و ثابت‌سازی الکترودهای سطحی روی صورت کاربر و یک شتاب سنج برای تشخیص حرکات سر و بدن کاربر است. سیگنال‌های الکترواکولوگرافی به وسیله حرکت چشم کاربر در چهار جهت اصلی (بالا، پایین، چپ و راست) نسبت به چهار لبه نمایشگر روبه‌روی وی به دست می‌آیند. سپس با انتخاب فیلترها و مدل پردازشی مناسب، سیگنال‌ها با تأخیر بسیار اندک طبقه‌بندی شده و با استخراج ویژگی‌ها، نسبت به حذف آرتیفکت‌های موجود اقدام می‌گردد. در انتها سیستم با دقت ۹۴/۴٪ در تشخیص صحیح حرکت چشم کاربر (در آزمایش روی ۵ کاربر، هر آزمایش ۵ نوبت تست عملکرد) موفق به کنترل کامل یک پرنده کوادکوپتر گردید.

واژه‌های کلیدی: الکترواکولوگرافی، سیستم‌های رابط انسان-کامپیوتر، طبقه‌بندی و استخراج ویژگی سیگنال.

Quadcopter Navigation based on the Electrooculography Signal

S. Milanizadeh¹, MSc; J. Safaie², Assistant Professor

1- Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, Email: s.milanizadeh92@gmail.com

2- Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, Email: safaie@um.ac.ir

Abstract: Electrooculogram is a bio-potential signal that can play an important role in Brain Computer Interface systems. EOG, which is the result of moving human eye bulb, has the advantage of relatively easy recording due to its higher amplitude and signal-to-noise ratio compared to other modalities (e.g. EEG). Real-time processing, classification, and feature extraction are another important factors in applicable BCI systems. In the present study, a real-time processing and cost effective BCI system have been designed and developed based on EOG signals. It contains an updated eyeglass for fixing EOG electrodes on the subject's face and a 3D accelerometer for detecting subject's movement. EOG signals were acquired by subject's eye movement toward the four middle part of screen edges, which was placed in front of him/her. Expected results of the system was real-time generating of four different digital commands (Quadcopter navigation) based on the eye movement of a subject in four different directions (up, down, left and right). At the end system have been tested on five different Subjects (five trials for each subject), and 94.4% of system accuracy in detecting eye movements have been achieved.

Keywords: Electrooculography, human-machine interface system, signal classification & feature extraction.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۷/۰۷/۰۹

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۷/۰۹/۰۱ و ۱۳۹۷/۱۰/۱۷

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۱/۲۵

نام نویسنده مسئول: دکتر جواد صفائی

نشانی نویسنده مسئول: گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران، کد پستی ۹۱۷۷۹۴۸۹۷۴.

۱- مقدمه

در سالیان اخیر پژوهش درباره کاربرد عملی سیگنال‌های حیاتی در سیستم‌های کامپیوتری-مکانیکی به موضوعی مهم در علم مهندسی پزشکی تبدیل شده است. به این گونه سیستم‌ها که از سیگنال‌های حیاتی یا مغزی برای اعمال یک دستور کامپیوتری یا مکانیکی استفاده می‌کنند، سیستم‌های رابط مغز-کامپیوتر^۱، رابط انسان-ماشین^۲، یا رابط انسان-کامپیوتر^۳ می‌گویند. این سیستم‌ها متشکل از مجموعه‌ای از حسگرها، سیستم‌های پردازش سیگنال و عملگرهای احتمالی است که فعالیت مغزی یا حیاتی فرد را مستقیماً به یک سری دستورات دیجیتال که به شکل سیگنال‌های ارتباطی یا کنترلی هستند، تبدیل می‌کند. این سیستم‌ها دارای مزایای فراوانی برای افراد دچار اختلالات عصبی یا فیزیکی می‌باشند و بدین ترتیب تأثیر شگرفی در بالابردن کیفیت زندگی این افراد دارند.

در سیستم‌های رابط مغز-کامپیوتر، عموماً از سیگنال الکتروانسفالوگرافی^۴ حاصل از عملکرد الکتروفیزیولوژیک مغز انسان استفاده می‌شود. ثبت و پردازش سیگنال‌های الکتروالوگرافی^۵ که حاصل از حرکت چشم انسان می‌باشد، در رابط‌های انسان-کامپیوتر نسبت به سیگنال الکتروانسفالوگرافی، به علت شرایط ثبت ساده‌تر، دامنه ولتاژی بالاتر و در نتیجه نسبت سیگنال به نویز بالاتر ساده‌تر است. این نکته یکی از بزرگ‌ترین مزایای استفاده از الکتروالوگرافی در سیستم‌های رابط انسان-کامپیوتر قلمداد می‌شود.

الکتروالوگرام یا همان سیگنال حاصل از الکتروالوگرافی الگوهای مشخصی برای حرکات چشم به چپ، راست، بالا، پایین و همچنین پلک‌زدن از خود نشان می‌دهد. در حرکات چشم اختلاف پتانسیلی بین قرنیه و شبکه وجود دارد که به علت هایپرپولاریزاسیون و دپولاریزاسیون ناشی از حرکت چشم، ایجاد می‌شود. این اختلاف پتانسیل به علت حضور زیاد عصب‌های فعال الکتریکی در ناحیه شبکه نسبت به قرنیه است که باعث ایجاد یک دوقطبی الکتریکی در چشم می‌گردد [۱].

با حرکت دادن چشم، الکترودهای موجود در محور حرکت، سیگنال الکتروالوگرافی را دریافت خواهند نمود بدین صورت که سیگنالی با دامنه مثبت/منفی (حرکت در جهت/خلاف جهت الکتروده) تشکیل می‌شود. دامنه سیگنال با افزایش/کاهش زاویه چرخش چشم به صورت خطی افزایش/کاهش می‌یابد. هر ۱ درجه حرکت در راستای افقی و عمودی به ترتیب حدود ۱۶ و ۱۴ میکرو ولت تغییر در دامنه سیگنال (به شرط اندازه‌گیری به وسیله الکترودهای سطحی همراه با ژل) به وجود می‌آورد [۱]. این تغییر تا زمان بازگشت چشم به وضعیت اولیه روی

سیگنال قابل مشاهده خواهد بود. چشم انسان از دیدگاه آناتومیک می‌تواند در راستای افقی بین زوایای ۴۵° تا ۴۵°- درجه و در محور عمودی بین ۳۸/۷° تا ۳۰/۷°- درجه حرکت کند. اندازه‌گیری سیگنال الکتروالوگرافی توسط الکترودهای سطحی و در نزدیکی چشم انجام می‌شود. برای ثبت حرکات افقی حداقل یک الکتروده در سمت راست یا چپ چشم و برای عمودی حداقل یک الکتروده در بالا یا پایین چشم کاربر قرار می‌گیرد. امپدانس این الکتروده برای ثبت مناسب باید زیر ۱۰ کیلو اهم باشد [۱].

سیگنال‌های الکتروالوگرافی پهنای باندی از حدود ۰/۱ تا ۱۰۰ هرتز دارند [۱]، که اجزای اصلی آن عموماً زیر ۱۵ هرتز هستند. در حالت ایده‌آل هرچه فاصله الکتروده با حلقه چشم کمتر باشد دامنه سیگنال ثبت شده بیشتر و در نتیجه نسبت سیگنال به نویز افزایش خواهد یافت. به علت پستی و بلندی‌های صورت در نواحی نزدیک چشم عملاً نصب الکتروده دشوار بوده و می‌تواند باعث ایجاد ناراحتی برای کاربر شود. در عمل برای ثبت سیگنال افقی با دامنه بهینه، بهتر است الکتروده یا الکترودها را روی سمت راست و چپ شقیقه‌های کاربر و تا جای ممکن نزدیک چشم‌ها قرار داد. همچنین برای ثبت سیگنال عمودی، بهتر است بنابر دلیل مشابه، الکتروده یا الکترودها حدود دو سانتی‌متر بالا یا پایین چشم قرار داده شوند [۲].

عموماً در سیستم‌های ثبت الکتروالوگرافی، الکتروده مرجع روی پیشانی یا برآمدگی پشت گوش^۶ قرار داده می‌شود [۳]. هر کدام از این نواحی مزایا/معایب خود را حین اندازه‌گیری سیگنال دارند که در قسمت‌های بعد به آن پرداخته خواهد شد. در بعضی سیستم‌ها، قابلیت اتصال یک الکتروده درایو پای راست^۷ نیز وجود دارد که معمولاً به لاله گوش کاربر متصل می‌شود. ثبت سیگنال قبل از اتصال الکترودها به کاربر، نیاز به آماده‌سازی‌های اولیه‌ای دارد که از جمله آن‌ها می‌توان به تمیز کردن پوست در محل اتصال الکتروده و آغشته کردن سطح الکتروده به ژل الکترولیت اشاره نمود. این آماده‌سازی باعث کاهش امپدانس الکتریکی بین الکتروده و پوست و در نتیجه افزایش کیفیت سیگنال می‌شود [۴].

یکی از روش‌های استفاده از الکتروانسفالوگرافی، تصور حرکتی است که برای بیماران فلج کاربرد بسیاری دارد و امروزه با روش‌های طبقه‌بندی نوین به دقت بالایی رسیده است [۵].

از سیگنال الکتروالوگرافی در کاربرد های گوناگونی همچون: تشخیص بیماری‌های چشمی [۶]، انواع رابط‌های انسان-کامپیوتر مثل موس مجازی [۷]، صفحه کلید مجازی [۸]، حرکت ویلچر [۹]، بازی‌های کامپیوتری [۱۰]، حرکت انواع ربات [۱۱]، حذف تداخلات^۸ حرکات چشم از سیگنال الکتروانسفالوگرافی [۱۲] و یا به دست آوردن

Electrooculography^۵
Mastoid^۶
Drive Right Leg^۷
Artifacts^۸

Brain-Computer Interface^۱
Human-Machine Interface^۲
Human-Computer Interface^۳
Electroencephalography^۴

پوشیدنی ثبت سیگنال‌های الکتروانسفالوگرافی را انجام می‌دهد، توانسته‌اند در ۳ بعد یک کوادکوپتر را راهبری نمایند. در این پژوهش با تعیین یک مسیر مشخص، ۵ کاربر پرنده را به دو روش کنترل دستی و به‌وسیله سیستم دوگانه ارائه‌شده راهبری می‌نمایند. با بررسی شاخص‌های ارائه‌شده در مقاله، میانگین نسبت اهداف صحیح طی شده در زمان مشخص به کل اهداف برابر با $۷۴/۶\%$ بوده در حالی که این شاخص برای کنترل دستی با صفحه کلید کامپیوتر برابر با $۸۷/۲\%$ بوده است. شایان ذکر است استفاده از سیستم‌های دنبال‌کننده چشم در ساختار پیشنهادی، هزینه بالاتری را به آن تحمیل کرده است [۱۸]. در پژوهش دیگری نیز لوپز و همکاران با استفاده از روش P300 و اعمال یک کنترل به اشتراک گذاشته‌شده دو لایه توانسته‌اند راهبری ویلچر را برای کاربران فراهم نمایند. پژوهش مذکور با طراحی یک مسیر مشخص، راهبری کاربران را در دو حالت دستی و بر پایه الکتروانسفالوگرافی با هم مقایسه نموده است [۱۹]. در پژوهش دیگری تشخیص ۵ فعالیت فیزیکی مورد نظر کاربر در یک دفتر اداری بر اساس ۹۰ ویژگی استخراج شده از سیگنال‌های الکترواکولوگرافی انجام شده است. میانگین دقت گزارش‌شده در تشخیص صحیح این ۵ فعالیت روی ۸ کاربر، ۷۶% بود. به‌طور ویژه در این پژوهش به نقش بسیار مهم تحلیل‌های سیگنال الکترواکولوگرافی و ارتباط آن با فعالیت‌های مختلف انسان تاکید شده است [۲۰].

در پژوهش‌های ذکر شده، هزینه نسبتاً بالای ساخت، تأخیر زمانی بالا، در نظر نگرفتن روشی برای حذف تداخلات مختلف از قبیل پلک‌زدن، عدم کارایی برای استفاده طولانی مدت، و یا میانگین دقت عموماً زیر ۹۰% ، از چالش‌های رابط انسان-ماشین است.

پژوهش حاضر با هدف دستیابی به یک سیستم جامع نسبتاً ارزان، در لحظه^۱، با قابلیت کارکرد آسان و طولانی مدت برای کاربران، به همراه کالیبراسیون اختصاصی برای هر فرد برای حذف تداخلات پلک‌زدن و چروکیدن پیشانی، با دقت تشخیص بالای ۹۰% تعریف گردید. به‌طور کلی سیستم پیشنهادی شامل طراحی و ساخت یک رابط انسان-کامپیوتر با استفاده از سیگنال‌های الکترواکولوگرام برای هدایت پرنده کوادکوپتر است. استفاده از این سیگنال دارای مزیت‌هایی فراوانی است که از آن جمله می‌توان به موارد ذیل اشاره نمود:

- عدم نیاز به حرکت بدن؛
 - نصب آسان الکترودها روی پوست؛
 - دامنه سیگنال بزرگ‌تر به نسبت الکتروانسفالوگرافی؛
 - عدم نیاز به پردازش‌های پیچیده برای بازیابی امر مورد نظر کاربر.
- سیگنال ثبت‌شده پس از اعمال فیلترهای بالا و پایین‌گذر، در رابط گرافیکی کاربر نمایش داده می‌شوند، در حالی که پردازش‌های لازم برای حذف تداخلات به‌صورت در لحظه^۲ بر آن اعمال می‌شود. کاربر با حرکات چشم روی صفحه نمایشگر مقابل خود، چهار سیگنال الکترواکولوگرافی

اطلاعاتی درباره عملکرد چشم هر فرد مانند تخمین زاویه چشم [۱۳] و ... استفاده می‌شود. اغلب کاربردهای حوزه رابط‌های انسان-کامپیوتر یا مغز-کامپیوتر نوین بوده و مقالات علمی-پژوهشی در این زمینه از سال ۲۰۱۰ به بعد رشد چشمگیری داشته است.

بارتا و همکاران با طراحی یک سیستم کنترلی ماژولار و استفاده از الکترواکولوگرافی توانستند امکان راهبری یک ویلچر را برای کاربر فراهم نمایند. در این پژوهش راحتی بیشتر کاربران در مقایسه با دیگر روش‌ها و زمان آموزش تقریبی ۱۰ الی ۱۵ دقیقه‌ای برای کارکردن با سیستم گزارش شده است [۱۴]. در پژوهشی دیگر، هوانگ و همکاران از پلک‌زدن برای انتخاب گزینه‌های راهبری ویلچر که به‌صورت تناوبی برای کاربران توسط رابط گرافیکی نمایش داده می‌شود، بهره برده‌اند. در این پژوهش برای کاربران سالم میانگین دقت ۹۶% ، برای کاربران دچار ضایعه نخاعی میانگین دقت ۹۱% ، با زمان پاسخ حدود $۳/۵$ ثانیه گزارش شده است. لازم به ذکر است در این پژوهش تنها از یک کانال الکترواکولوگرافی عمودی برای تشخیص پلک‌زدن استفاده شده است [۱۵]. آساکلی و گورکان یک سیستم رابط انسان-کامپیوتر (صفحه‌کلید مجازی) بر اساس الکترواکولوگرافی طراحی و پیاده‌سازی کردند که هدف از آن ایجاد یک واسطه ارتباطی جدید برای افراد مبتلا به اختلال حرکتی و زبانی بود [۱].

هَرتال و همکاران با استفاده از ترکیب سیگنال‌های الکترواکولوگرافی و الکتروانسفالوگرافی توانستند یک بازوی مکانیکی را با وظیفه بردار و بگذار^۱ در محیط ۳ بعدی کنترل کنند. از الکترواکولوگرافی کاربر برای حرکت بازوی رباتیک در صفحه افقی، پلک‌زدن برای انجام عمل برداشتن چنگک یا رهاکردن آن، و از الکتروانسفالوگرافی برای کنترل ارتفاع بازو استفاده می‌شود [۱۶].

بورگتی و همکاران رابطی جدید و ارزان‌قیمتی به شکل یک صفحه کلید مجازی برای صدور دستورات کامپیوتری ارائه کردند. الکترواکولوگرافی کاربران به‌وسیله قراردادن چهار الکترود با فاصله ۲ سانتی‌متر از چهار طرف چشم ثبت و پردازش شده است [۱۷]. نحوه عملکرد این سیستم به‌طوری است که کاربر با حرکات چشم در چهار جهت اصلی می‌تواند موقعیت نشانگر را روی یک صفحه‌کلید مجازی کنترل کند. با دو بار پلک‌زدن در موقعیت موردنظر، حرف مربوطه انتخاب و نوشته می‌شود. درنتیج، میانگین زمان لازم برای واردکردن هر حرف $۸/۵$ ثانیه گزارش شده است در حالی که هزینه ساخت کل سیستم در این پژوهش زیر ۱۰۰ یورو بوده است. نگارنده در انتها سرعت پردازش اطلاعات و تعامل آسان‌تر کاربر با این سیستم را به نسبت سیستم‌های مشابه موجود بر پایه الکتروانسفالوگرافی گزارش کرده است [۱۷].

کیم و همکاران در پژوهشی با ترکیب یک سیستم دنبال‌کننده چشم و سیستم Emotive-EPOC که به‌صورت یک بستر آماده و

- دقت عملکرد بالا در تشخیص حرکات چشم در حضور تداخلات مختلف؛
 - بهره‌گیری از عینک ارتقاء یافته برای نصب و ثابت نمودن آسان الکترودها بر روی سر کاربر با قابلیت استفاده طولانی مدت؛
- بلوک دیاگرام سیستم در شکل ۱ و نمایی از سخت‌افزار توسعه داده شده در شکل ۲ نشان داده شده است.

۲-۱- سخت‌افزار سیستم پیشنهادی

به منظور نمونه برداری و ثبت سیگنال‌های الکتروکولوگرافی، از تقویت کننده هشت کانال سیگنال حیاتی ADS1299 شرکت TI استفاده شده است. نویز کم، بهره قابل برنامه ریزی (از ۱ تا ۲۴)، هشت کانال تبدیل کننده هم زمان و با دقت بالای آنالوگ به دیجیتال (۲۴ بیتی) با نرخ نمونه برداری قابل تنظیم (از ۲۵۰ تا ۱۶۰۰۰ نمونه بر ثانیه)، از ویژگی‌های مهم این تقویت کننده است. در این گروه از مبدل‌های آنالوگ به دیجیتال، رسیدن به میزان مصرف توان اندک هم زمان با دقت بالا و خطای کم با توجه به حساسیت سیگنال‌های حیاتی از نکات ضروری و مهم است که امروزه با بهره‌گیری از فناوری‌های جدید طراحی و توسعه مدارات مجتمع و پردازش‌های نوین ممکن گردیده است [۲۱].

در سیستم طراحی شده، از چهار کانال تقویت کننده مذکور برای اندازه‌گیری سیگنال الکتروکولوگرافی به صورت تک ورودی^۱ استفاده شده است. علاوه بر آن، یک الکتروود مرجع و یک الکتروود درایو پای راست، روی عینک تعبیه شده است. بهره ولتاژ این تقویت کننده در

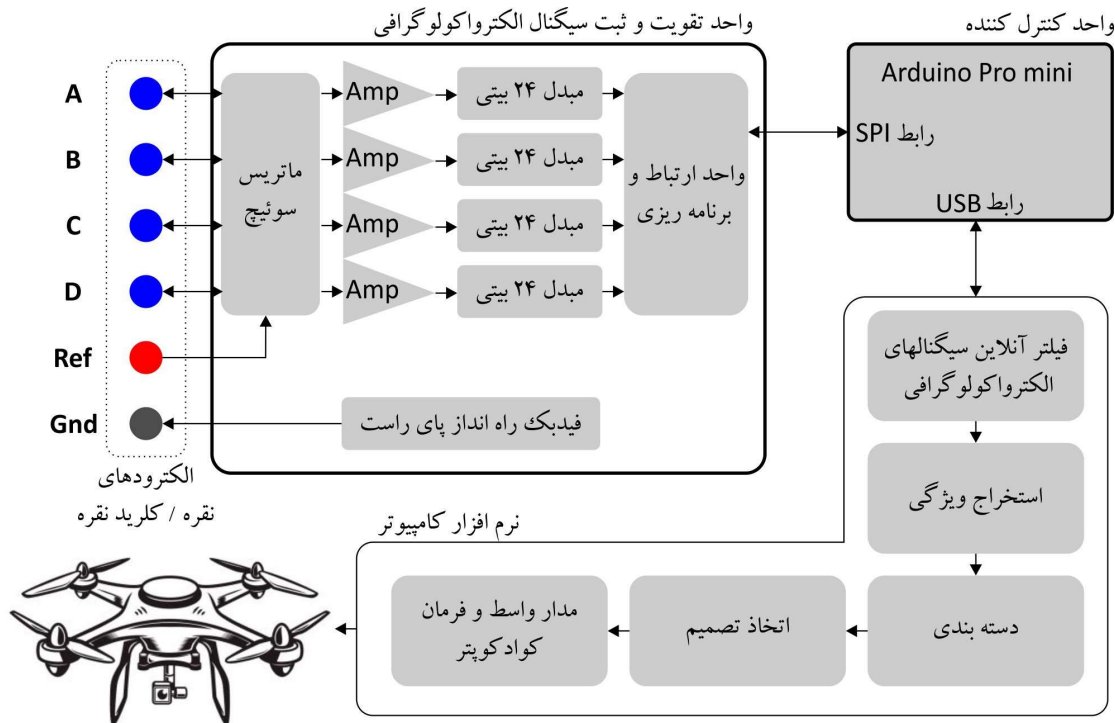
مجزا تولید کرده و سیستم با ثبت و پردازش این سیگنال‌ها قادر خواهد بود چهار دستور دیجیتالی مورد نظر را برای راهبری یک پرنده کوادکوپتر استخراج و آن‌ها را از طریق سیستم رابط نرم‌افزاری کنترل کوادکوپتر ارسال نماید.

۲- مواد و روش‌ها

در سیستم ارائه شده در این پژوهش، نیازی نیست کاربر از تمام بازه حرکتی چشم خود استفاده نماید. پس از ثبت سیگنال و تقویت آن، اطلاعات به صورت دیجیتال درآمده و با اعمال فیلترهایی جهت حذف نویز و آشکارسازی تداخلات حرکتی، سیگنال برای ورود به مرحله استخراج ویژگی آماده می‌گردد. ویژگی‌های استخراج شده بایستی نشان دهنده تصمیم کاربر برای راهبری پرنده کوادکوپتر باشند.

در این پروژه ۶ ویژگی مختلف و یکتا از هر سیگنال استخراج شده است. در پایان دستورات لازم برای راهبری متناظر با حرکت چشم کاربر، توسط میکروکنترلر به پرنده کوادکوپتر اعمال می‌شود. مزایای این سیستم را می‌توان به اختصار به شرح ذیل بیان نمود:

- هزینه ساخت اندک سیستم؛
- رابط گرافیکی کاربر اختصاصی؛
- عملکرد در لحظه سیستم (تأخیر زمانی ۰/۶ ثانیه)؛
- قابلیت آموزش پذیری برای تشخیص آرטיפکت‌های پلک زدن و چروکیدن پیشانی هر کاربر؛



شکل ۱: دیاگرام بلوکی سیستم

روی صورت، با استفاده از گیره‌های پلاستیکی ارتقاء یافته است. به منظور ایجاد تماس مناسب و کاهش امپدانس الکتریکی پوست و الکتروود، از ژل الکتروولیت استفاده می‌شود.

محل قرارگیری الکتروود مرجع در این پژوهش، وسط پیشانی کاربر^۲ است. انتخاب این محل به منظور افزایش دامنه سیگنال ثبت شده و در نتیجه افزایش نسبت سیگنال به نویز صورت گرفته است. از سوی دیگر، با انتخاب این محل به عنوان مرجع، امکان تأثیر بیش از پیش تداخل چروکیدن پیشانی^۳ و یا سایر حرکات صورت مانند حرف زدن، تکان دادن فک و... در سیگنال وجود خواهد داشت.

استفاده از عینک ارتقاء یافته مطابق شکل ۴، به علت ثابت سازی الکتروودها در مکان‌های مشخص شده، تا حدود بسیار زیادی تداخلات حرکتی یادشده را کاهش می‌دهد. در طول زمان استفاده، گیره‌های پلاستیکی اضافه شده روی عینک برای وی کمترین مزاحمت و فشار الکتروودها را ایجاد می‌کنند. در نتیجه کاربر می‌تواند از این سیستم در زمان طولانی‌تری استفاده کند. گیره‌های پلاستیکی استفاده شده رسانا نبوده و هیچ گونه تداخل الکتریکی با سیستم ایجاد نمی‌کنند.



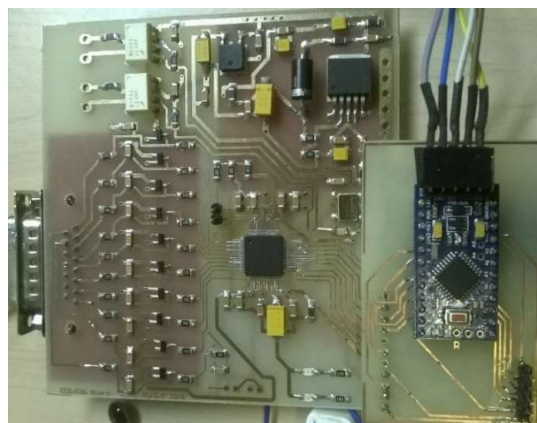
شکل ۴: عینک ارتقاء یافته مورد استفاده در سیستم

۲-۲- نرم افزار و پردازش داده‌ها در سیستم پیشنهادی

همان‌طور که گفته شد، سیگنال الکترواکولوگرافی از تفاوت پتانسیل الکتریکی بین قرنیه و شبکیه، هنگام حرکت چشم ایجاد می‌شود و ویژگی‌هایی یکتا برای هر کدام از حرکات چشم از خود نشان می‌دهد که با پردازش مناسب آن می‌توان این حرکات را از یکدیگر تشخیص داد. برای ثبت مناسب سیگنال، توجه به حذف تداخلات خطوط برق شهر، تداخلات حرکتی^۴، نویزها و حفظ کاربر یا بیمار در وضعیت ثابت از نکات ضروری است.

رابط گرافیکی کاربر بر پایه نرم افزار پراسسینگ^۵ برای نمایش و پردازش اطلاعات دریافت شده طراحی و توسعه داده شده است. این نرم افزار مشابه نرم افزارهای دیگر طراحی رابط گرافیکی مانند LABVIEW بوده و با استفاده از فضای کدنویسی ساده‌ای که برای کاربران طراحی

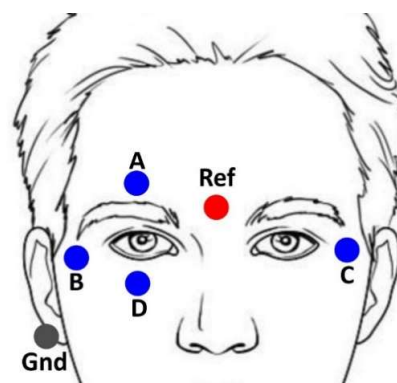
مقدار ۱۲ با نرخ نمونه برداری ۲۵۰ نمونه بر ثانیه تنظیم گردید. به منظور راه اندازی، اعمال تنظیمات اولیه و انتقال اطلاعات دیجیتال شده در ADS1299، یک کانال ارتباط سریال SPI بین میکروکنترلر (پردازنده مرکزی) و این تقویت کننده ایجاد شده است. پردازنده مرکزی سیستم که وظیفه مدیریت مجموعه، ارسال اطلاعات به کامپیوتر و دریافت دستورات از آن را بر عهده دارد، توسط



شکل ۲: نمایی از برد مدار چاپی و سخت افزار

برد میکروکنترلر آردوینو^۱، ۳/۳ ولت مجهز به میکروکنترلر ATmega328، پیاده سازی شده است. یکی از عوامل انتخاب این برد از سری بردهای آردوینو، امکان کار در ولتاژ ۳/۳ ولت است که ADS1299 برای برقراری ارتباط دیجیتال به آن نیاز دارد.

ورودی سیستم از چهار الکتروود مطابق شکل ۳ روی شقیقه‌های چپ و راست با فاصله ۲ سانتی متر از چشم و ۲ سانتی متر بالا و پایین



شکل ۳: محل قرارگیری الکتروودها. الکتروودهای A و D

کانال عمودی، و B و C کانال افقی

چشم کاربر تشکیل می‌شود. در این مطالعه یک عینک محافظ چشم ساده به منظور نصب سریع و آسان الکتروودها در محل‌های تعیین شده

^۲Wrinkle
^۴Movement Artifact
^۵Processing

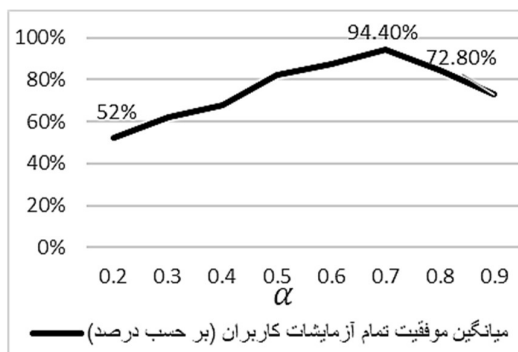
^۱Arduino pro mini
^۲Nasion

نمایشگر برده و به مرکز تصویر بازگرداند. بدین ترتیب مقدار بیشینه دامنه ولتاژی سیگنال‌ها در شرایط آزمایش توسط سیستم محاسبه و ثبت می‌گردد. این مقادیر به $T(n.m)_V$ و $T(n.m)_H$ می‌باشند که در آن‌ها T مقدار آستانه محاسبه شده، n/m به ترتیب شماره کاربر/آزمایش و H/V نشان‌دهنده آستانه عمودی/افقی است. در روابط زیر، X نشان‌دهنده سیگنال الکتروکولوگرافی الکترودی است که موقعیت آن توسط کلمات Up، Down، Left و Right مشخص شده است.

$$T(n.m)_V = \alpha * [MAX(X_{test}(n.m.Up)) - MAX(X_{test}(n.m.Down))] \quad (1)$$

$$T(n.m)_H = \alpha * [MAX(X_{test}(n.m.Left)) - MAX(X_{test}(n.m.Right))] \quad (2)$$

ضریب α تعیین‌کننده سطح آستانه $T(n.m)_V$ و $T(n.m)_H$ است. مقدار بهینه α با استفاده از اندازه‌گیری دقت عملکرد سیستم در تشخیص صحیح حرکات چشم کاربر برای میانگین تمامی کاربران به دست می‌آید. نتایج حاصله در شکل ۵ نشان داده شده است. ملاحظه می‌گردد بهترین عملکرد سیستم برای مقدار $\alpha = 0.7$ به دست می‌آید و لذا از این مقدار در طی این پژوهش استفاده شده است.



شکل ۵: نمودار دقت عملکرد سیستم برای میانگین تمام آزمایشات کاربران بر حسب ضرایب مختلف α : بهترین نتایج با مقدار $\alpha = 0.7$ برای به دست آمده است.

تقسیم‌بندی داده‌های چهار الکتروود در کانال الکتروکولوگرافی

افقی و عمودی:

پس از پردازش‌های اولیه، سیگنال الکتروکولوگرافی اندازه‌گیری شده به صورت $X(n.m.s)$ نام‌گذاری می‌شود که در آن n ، مشخص‌کننده کاربر آزمایش، m شماره آزمایش، و s مشخص‌کننده مکان قرار گرفتن الکتروود (بالا، پایین، چپ یا راست) روی صورت کاربر است. بر اساس رابطه (۳) و (۴)، سیگنال‌های به دست آمده از چهار الکتروود در دو کانال افقی $X(n.m)_H$ و کانال عمودی $X(n.m)_V$ تقسیم‌بندی می‌شوند. N نمایانگر تعداد کل کاربران و M تعداد کل آزمایش‌های هر کاربر است:

$$X(n.m)_V = X(n.m.Up) - X(n.m.Down) \quad (3)$$

$$X(n.m)_H = X(n.m.Left) - X(n.m.Right) \quad (4)$$

کرده، امکان ایجاد اشیای گرافیکی متعدد و ارسال و دریافت اطلاعات را از طریق درگاه‌های کامپیوتر به سادگی برای کاربران امکان‌پذیر می‌نماید. فضای برنامه‌نویسی این نرم‌افزار نیز مشابه واسطه Arduino IDE است. به منظور نمایش و پردازش اطلاعات، رابط طراحی شده سیگنال دریافتی را در چهار کانال به صورت هم‌زمان و مجزا روی نمودار نمایش، پردازش و ذخیره می‌کند.

برای استخراج ویژگی‌های سیگنال، شش ویژگی یکتا انتخاب و استخراج می‌شود. این شش ویژگی شامل: بیشینه دامنه ولتاژی ایجاد شده در سیگنال الکتروکولوگرافی هنگام چرخش چشم به وسط لبه‌های نمایشگر در چهار جهت اصلی (چهار ویژگی)، مقدار حداکثر سیگنال پلک‌زدن و چروکیدن پیداشانی (دو ویژگی) می‌باشند. پردازش اطلاعات با توالی گام‌های زیر انجام می‌پذیرد:

یافتن مقدار بهینه آستانه و فیلترینگ سیگنال:

اولین گام در این بخش حذف جزء DC سیگنال الکتروکولوگرافی می‌باشد، بدین منظور از فیلتر نرم‌افزاری بالا گذر درجه اول با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز استفاده شده است. همچنین یک فیلتر پایین‌گذر درجه اول با فرکانس قطع ۲۰ هرتز با ساختار روان‌سازی^۱ به منظور حذف نویز و اجزای فرکانس بالای سیگنال اعمال می‌گردد. این فیلتر نرم‌افزاری همانند یک فیلتر معمولی پایین‌گذر مقاومت-خازنی، محتوی فرکانس بالای سیگنال را حذف می‌کند. چون اجزای اصلی سیگنال الکتروکولوگرافی دارای فرکانس‌های پایین و عمدتاً تا ۴۰ هرتز هستند (ماکزیمم دامنه در فرکانسی حدود ۴ هرتز قرار دارد [۲۲])، برای پردازش در این سیستم فیلتر مناسبی خواهد بود.

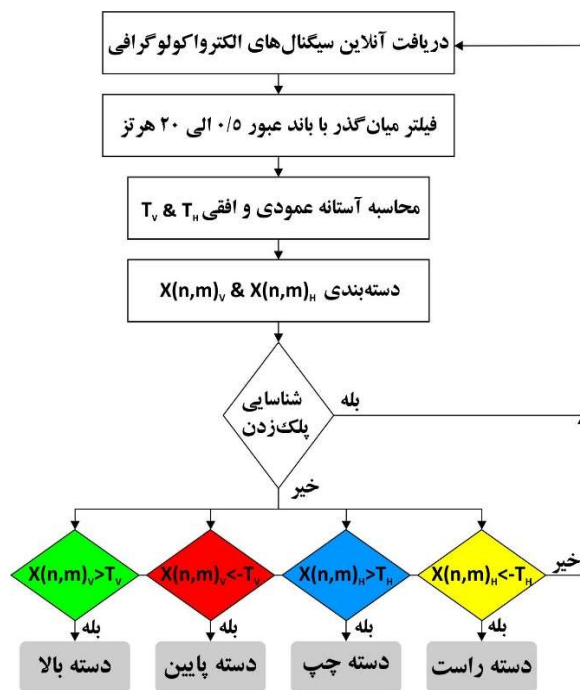
برای استخراج تصمیم موردنظر کاربر از روی سیگنال‌های ثبت شده، نیاز به آستانه‌ای اختصاصی می‌باشد که در ابتدای آزمایش برای هر کاربر محاسبه و از آن پس بر روی اطلاعات آن کاربر اعمال خواهد شد. با استفاده از این آستانه ولتاژ اختصاصی، امکان جداسازی سیگنال حرکت چشم از بخش اعظمی از تداخلات و نویزها فراهم می‌گردد. شایان ذکر است که این آستانه‌گذاری قادر به حذف تداخل پلک‌زدن نیست.

برای محاسبه این آستانه اختصاصی، در ابتدای آزمایش چهار ویژگی بیشینه دامنه ایجاد شده در سیگنال هنگام چرخش چشم به وسط لبه‌های نمایشگر روبه‌روی کاربر در چهار جهت اصلی اندازه‌گیری می‌شود. فرد در فاصله ۵۰ سانتی‌متری از یک نمایشگر ۱۵/۶ اینچی روی یک صندلی راحتی در حالت آرام قرار می‌گیرد و عینک حامل الکتروودها روی صورت وی قرار داده می‌شود. ارتفاع نمایشگر به نحوی است که مرکز نگاه مستقیم و بدون زاویه کاربر در حالت تکیه داده به صندلی روی مرکز نمایشگر قرار می‌گیرد. پس از قرارگیری الکتروودها روی سر کاربر، از وی خواسته می‌شود تا چشم خود را به ترتیب خواسته شده روی نمایشگر در چهار جهت اصلی روی وسط لبه‌های

در انتها خروجی چهار دسته بالا، پایین، چپ و راست، از طریق یک واسط نرم‌افزاری (در نرم‌افزار Microsoft Visual Studio) به دستگاه کنترل‌کننده کوادکوپتر ارسال شده و پرنده مورد نظر در ارتفاع ثابت ۲ متری، با سرعت ثابت ۵/۰ متر بر ثانیه در جهت متناظر با دستور دریافت‌شده حرکت می‌کند.

کوادکوپتر استفاده‌شده مدل RC314 شرکت Liang Aircraft بوده که توانایی فیلم‌برداری و ارسال تصاویر آنلاین را برای کاربران فراهم می‌کند. پرنده مذکور مجهز به یک پردازنده ARM A8 است که هدایت آن از طریق یک نرم‌افزار کامپیوتری منبع باز میسر می‌شود. با اصلاح و اضافه‌نمودن بعضی قابلیت‌ها به این نرم‌افزار از طریق Microsoft Visual Studio، راهبری کوادکوپتر به‌جای صفحه کلید از طریق رابط کاربری طراحی شده امکان‌پذیر می‌گردد. بدین ترتیب می‌توان دستورات هدایت را دریافت کرده و بر اساس آن پرنده را در ۴ جهت راهبری نمود. کوادکوپتر مذکور برای کاربردهای تصویربرداری و انتقال اطلاعات در کوتاه‌ترین زمان ممکن بسیار کاربردی است و بعضی ویژگی‌های آن به‌شرح زیر است:

- بدنه ساخته‌شده از پلاستیک با کیفیت و مقاوم و فوم کربن؛
- دارای روکش نانو؛
- دارای شتاب‌سنج وژیروسکوپ سه محوری؛
- دارای دوربین فیلم‌برداری و عکس‌برداری Wide با کیفیت ۷۲۰ پیکسل و سرعت ۳۰ فریم در ثانیه؛
- قابلیت تصویربرداری با لرزش اندک.

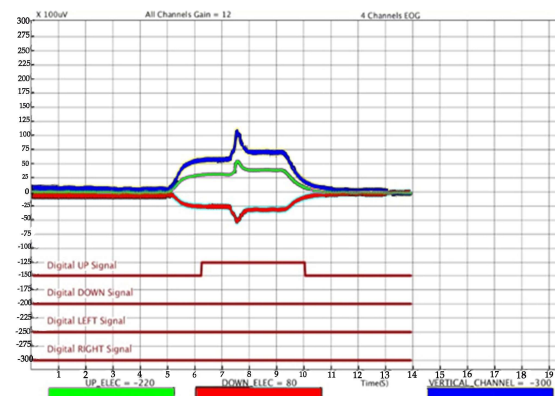


شکل ۷: نمایشی از مراحل پردازش و طبقه‌بندی حرکت چرخش چشم

$$n = 1 \dots N, m = 1 \dots M$$

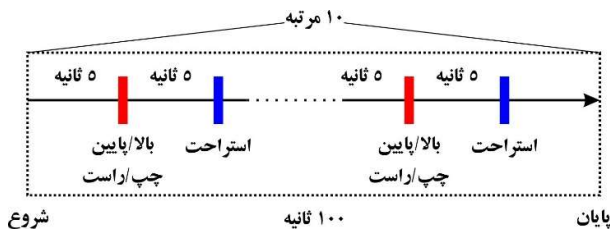
تفاضل دو سیگنال تقریباً متقارن الکترودهای بالا-پایین و چپ-راست به این علت است که اثر چرخش چشم در چهار جهت اصلی در این الکترودها عکس یکدیگر است. پس با تفاضل آن‌ها می‌توان نسبت سیگنال به نویز را تا دو برابر افزایش داد. از طرفی تداخل پلک‌زدن، که دارای اثرگذاری مشابه در دو الکتروده افقی راست و چپ چشم است را می‌توان با تفاضل دو سیگنال به‌دست‌آمده از این الکترودها، تا حدود زیادی خنثی نمود.

همان‌طور که در شکل ۶ مشاهده می‌گردد، برخلاف کانال افقی، پلک‌زدن در دو الکتروده بالا و پایین چشم (کانال عمودی) سیگنال‌های متقارنی را ایجاد می‌کند. با تفاضل این سیگنال‌ها، اثر پلک‌زدن مانند سیگنال حاصل از حرکت چشم تشدید می‌گردد.

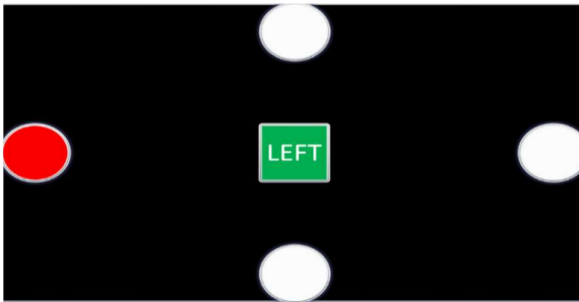


شکل ۶: ثبت سیگنال در الکتروده بالا و پایین و تشکیل کانال عمودی با تفاضل این دو از یکدیگر؛ همان‌طور که دیده می‌شود پلک‌زدن به‌علت اثر معکوس در دو الکتروده، در کانال عمودی از بین نرفته است.

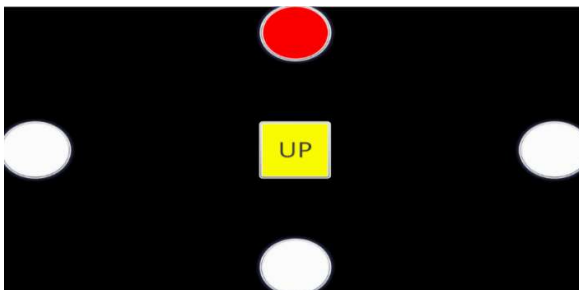
تداخل پلک‌زدن بایستی در سیگنال دریافتی کانال عمودی آشکار شده و حذف گردد. از دیدگاه دامنه، سیگنال ناشی از حرکت چشم بسیار شبیه سیگنال پلک‌زدن می‌باشد، لذا آستانه گذاری ذکر شده در قسمت قبل که روی دامنه کار می‌کند، قادر به تشخیص تفاوت این دو نخواهد بود. با توجه به سرعت زیاد عمل پلک‌زدن در مقایسه با حرکات چشم، اعمال یک آستانه زمانی مناسب می‌تواند ایده خوبی برای تفکیک این دو سیگنال از یکدیگر باشد. محدوده سرعت پلک‌زدن در حالت نرمال بین ۰/۱ تا ۰/۴ ثانیه می‌باشد [۱۵]. شایان ذکر است که این سرعت تحت تأثیر پارامترهای مختلفی از قبیل سن، خستگی، جراحات، داروهای مصرف‌شده و ... تغییر می‌نماید. در نتیجه تعیین آستانه مشخص و ثابت برای آن به‌راحتی امکان‌پذیر نخواهد بود. در این‌رو مانند نحوه تعیین آستانه اختصاصی دامنه ولتاژ برای هر فرد، در ابتدای آزمایش آستانه اختصاصی زمان نیز بر مبنای پلک‌زدن هر فرد استخراج گشته و در طی پردازش‌های بعدی از آن استفاده می‌شود. مبنای محاسبه پنجره زمانی که از روی آن آستانه زمانی استخراج می‌شود، عبور سیگنال از آستانه دامنه ولتاژی است.



شکل ۸: نمودار زمانی یک آزمایش، پیام‌های مختلف روی تصویر به کاربر نمایش داده می‌شوند.



شکل ۹: نمایی از صفحه نمایشگر آزمایش در حالت تشخیص موفق حرکت چشم به سمت چپ



شکل ۱۰: نمایی از صفحه رابط کاربری در حالت تشخیص ناموفق حرکت چشم به سمت بالا به دلیل عدم تشخیص تداخلات

شکل ۱۱ بخشی از نتایج یکی از آزمایش‌ها جهت نمایش نحوه عملکرد سیستم و تأخیر به وجود آمده در اثر پردازش‌های مذکور در بخش ۲-۲ نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌گردد، تأخیر ۰/۶ ثانیه‌ای بین حرکت چشم و صدور دستور نهایی برای کنترل پرنده کوادکوپتر وجود دارد که با خط‌چین مشخص شده است. همچنین آستانه $T(4.1)_V$ (آستانه اختلاصی کانال عمودی آزمایش اول کاربر شماره ۴) با خط ضربدری مشخص شده است. همان‌طور که قبلاً اشاره شد، دامنه ولتاژ سیگنال الکتروکولوگرافی با زاویه چشم رابطه خطی دارد. شکل ۱۲ نتیجه ثبت سیگنال الکتروکولوگرافی در حالت چرخش کامل چشمان کاربر به جهات اصلی است. بهره تقویت‌کننده، مشخصات فیلترهای سخت‌افزاری و نرم‌افزاری و... در طی تمام ثبت‌ها به صورت یکسان بوده است و در نتیجه نتایج به راحتی با یکدیگر قابل قیاس می‌باشد.

در آزمایش از کاربر خواسته می‌شود که چشم خود را روی و سط چهار لبه بالا، پایین، چپ و راست نمایشگر ببرد. کاربر در فاصله ۵۰

۲-۳- آزمایش سیستم

برای آزمایش عملکرد سیستم، از پنج کاربر داوطلب مرد در بازه سنی ۲۳ تا ۲۹ سال کمک گرفته شد. هر کدام از کاربران پنج آزمایش انجام دادند. آزمایش عملکرد در وضعیتی همانند حالت ثبت آستانه اختصاصی (فرد در فاصله ۵۰ سانتی‌متری از یک نمایشگر ۱۵/۶ اینچی) صورت گرفت. صفحه نمایشگر آزمایش یک پنجره مشکی با چهار نشانگر دایره‌ای شکل در چهار جهت اصلی و یک نشانگر مربع شکل سفید رنگ در مرکز بود.

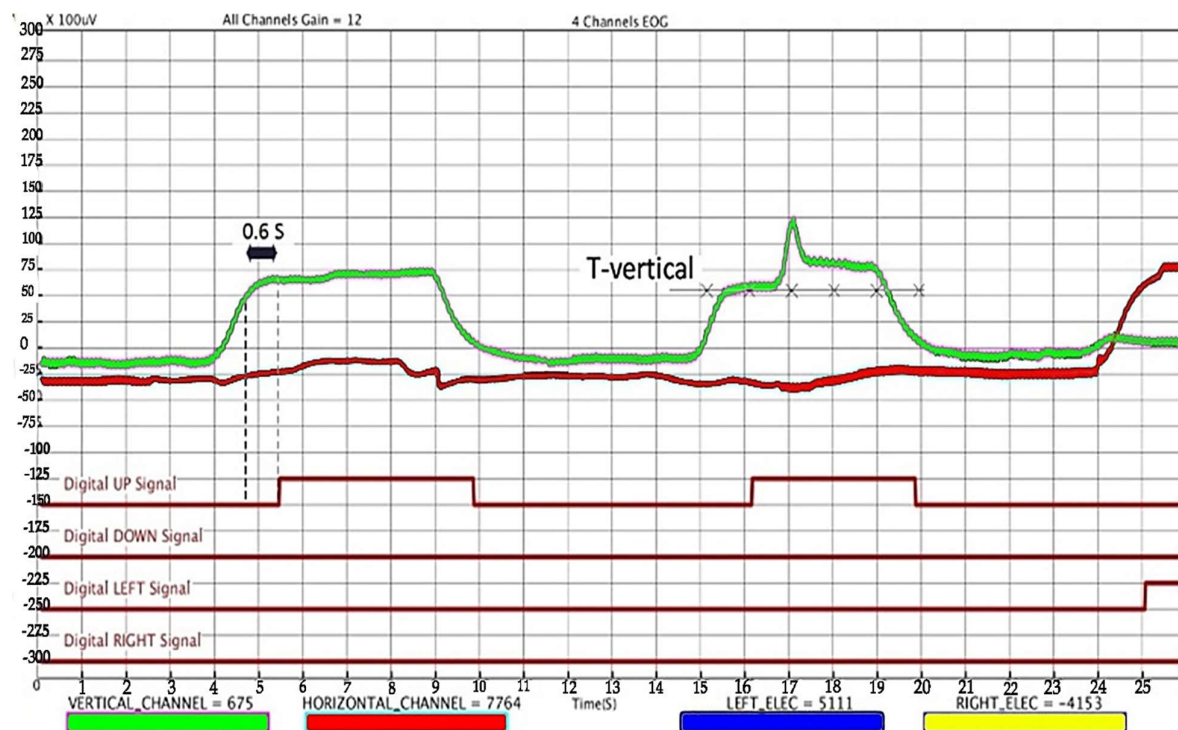
در گام نخست، با اعمال آزمایش‌هایی به شرح ذیل آستانه‌های اختصاصی ولتاژی و زمانی برای شخص تعیین و ثبت گردید. از کاربر خواسته می‌شود برای اندازه‌گیری مقدار $T(n.m)_V$ و $T(n.m)_H$ به ترتیب به چهار نشانگر دایره‌ای شکل ظاهر شده روی نمایشگر، هر کدام به مدت ۲ ثانیه به ترتیب نگاه کند تا مقدار آستانه دامنه ولتاژ در دو کانال افقی و عمودی محاسبه شود. سپس برای محاسبه آستانه زمانی پلک‌زدن، از کاربر خواسته می‌شود که سه بار با فاصله زمانی ۱ ثانیه پلک بزند. با استفاده از آستانه دامنه ولتاژ به دست آمده، میانگین زمان پلک‌زدن شخص محاسبه و به عنوان آستانه زمانی ثبت می‌گردد.

سپس با نمایش فرمان شروع آزمایش، به صورت اتفاقی یکی از چهار کلمه چپ، راست، بالا یا پایین در مرکز تصویر به همراه نشانگر دایره‌ای شکل متناظر با آن جهت، بارنگ قرمز به مدت ۵ ثانیه روشن می‌شود. به محض روشن شدن یکی از نشانگرها و خواندن پیام، کاربر باید چشم خود را حرکت داده و در نقطه متمرکز شود. اگر کاربر به درستی بتواند چشم خود را روی نشانگر روشن شده هدایت کند، سیستم آن را تشخیص داده و در پایان ۵ ثانیه نشانگر مربع مرکزی بارنگ سبز به نشانه شناسایی صحیح حرکت روشن می‌شود. سپس ۵ ثانیه پیام استراحت همراه با یک صدای بوق به نشانه پایان عمل چرخش چشم نمایش داده می‌شود. کاربر باید چشم خود را با روشن شدن این پیام و شنیدن صدای بوق به سمت شکل مربع مرکزی (مرکز نمایشگر) بازگرداند. اگر در حین انجام آزمایش تداخلی از قبیل پلک‌زدن، اخم کردن و... ایجاد شود و سیستم نتواند این تداخل را شناسایی و حذف نماید، چراغ نمایشگر مربعی شکل با رنگ زرد به نشانه خطای سیستم روشن می‌شود.

تست فوق به صورت اتفاقی و بدون ترتیب از پیش تعیین شده، ده بار انجام گردید. هر کاربر، مجموعه این آزمایش را پنج مرتبه انجام داد (پنجاه حرکت چشم به ازای هر کاربر). در شکل ۹ / شکل ۱۰ نمایی از صفحه نمایشگر آزمایش در حالت تشخیص موفق/ناموفق نشان داده شده است.

۳- یافته‌ها و بحث

پس از انجام آزمایش توسط پنج کاربر در جدول ۱ عملکرد سیستم در تشخیص حرکات چشم نمایش داده شده است. این عملکرد برای هر کاربر و برای هر بار آزمایش به صورت مجزا نمایش داده شده است. در



شکل ۱۱: نمونه‌ای از نتایج ثبت‌شده کانال افقی و عمودی در ۲۶ ثانیه اول آزمایش

نتایج به دست آمده به تفکیک چهار جهت اصلی، در جدول ۲ بیان شده است. اختلاف مقدار در مخرج معادله (۹) و (۱۰) ناشی از عدم تقارن دامنه سیگنال الکتروود چپ و راست است. علت این امر می‌تواند عدم تقارن محل قرار گرفتن الکتروودها (نزدیک‌بودن الکتروود راست به نسبت الکتروود چپ به چشمان کاربر) روی سر کاربر باشد. البته با توجه به تفاضلی بودن سیگنال‌های ثبت‌شده، این عدم تقارن در نتیجه به‌دست‌آمده تأثیری ندارد.

همان‌طور که در جدول ۱ ملاحظه می‌گردد، میانگین عملکرد سیستم در تمامی آزمایش‌ها عدد ۹۴/۴٪ خواهد بود که این امر حاکی

جدول ۱: نتایج عملکرد آزمایش سیستم به تفکیک ۵ کاربر و ۵ آزمایش برای هر کدام و درصد میانگین موفقیت سیستم در تشخیص حرکت چشم آن‌ها از مجموع ۱۰ حرکت

	↖	↗	↘	↙	↕	↔
	↖	↗	↘	↙	↕	↔
کاربر ۱	۱۰	۹	۱۰	۱۰	۹	۹۶٪
کاربر ۲	۱۰	۱۰	۸	۱۰	۹	۹۴٪
کاربر ۳	۹	۸	۹	۸	۱۰	۸۸٪
کاربر ۴	۱۰	۱۰	۱۰	۹	۱۰	۹۸٪
کاربر ۵	۹	۱۰	۹	۱۰	۱۰	۹۶٪
میانگین آزمایش	۹۶٪	۹۴٪	۹۲٪	۹۴٪	۹۶٪	۹۴/۴٪

سانتی‌متری نمایشگر ۱۵/۶ اینچی به صورت کاملاً مستقیم و هم‌سطح با نقطه مرکزی نمایشگر قرار گرفته است. فاصله نقطه مرکزی نمایشگر از وسط لبه‌های چپ-راست و بالا-پایین نمایشگر به ترتیب ۱۸ و ۱۲ سانتی‌متر است. زاویه چرخش چشم برای حرکت عمودی و افقی به صورت زیر محاسبه می‌گردد:

$$\gamma = \tan^{-1} \frac{\pm 12}{50} \cong \pm 13.5^\circ \quad (5)$$

$$\theta = \tan^{-1} \frac{\pm 18}{50} \cong \pm 20^\circ \quad (6)$$

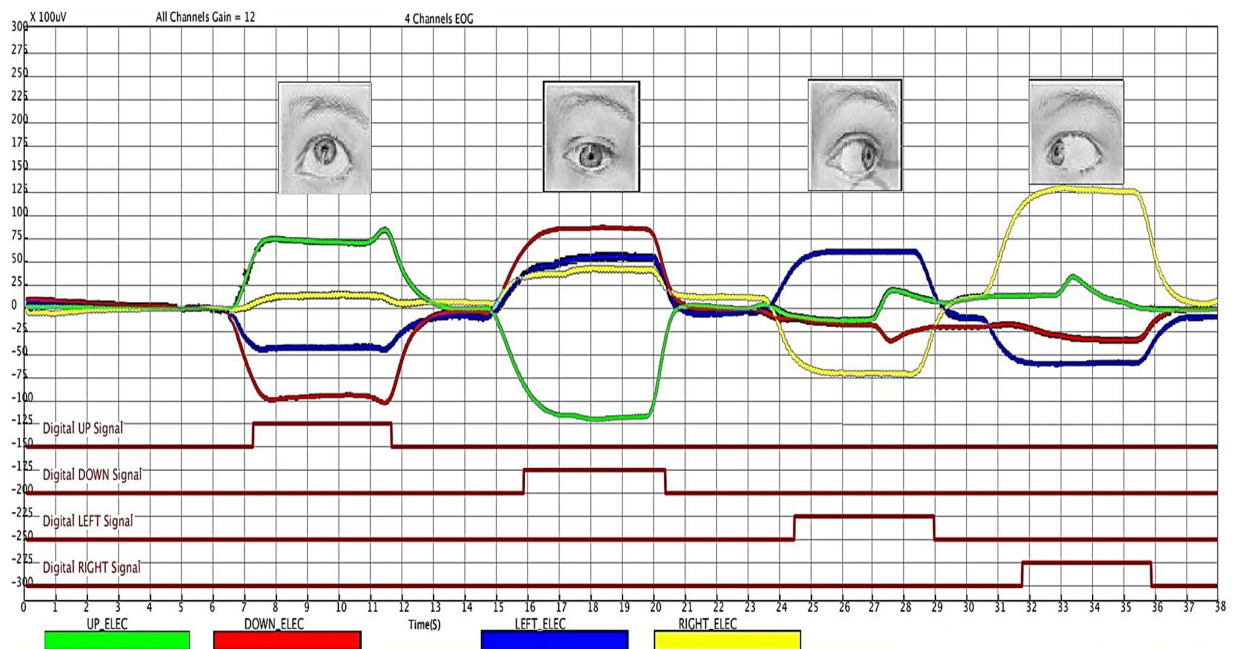
با توجه به اینکه که دامنه سیگنال ثبت‌شده هنگام چرخش چشم به سمت بالا، پایین، چپ، و یا راست در آزمایش، حاصل تفاضل دو الکتروود هم‌ردیف (بالا-پایین، چپ-راست) است، پس در نتایج هنگام چرخش چشم، مقدار تفاضل دو الکتروود محاسبه می‌شود. با توجه به نتایج شکل ۱۲ در حالت حرکت چشم به سمت بالا نتایج زیر حاصل شد:

$$\frac{7500\mu V}{7500\mu - (-10000\mu V)} = 0.428 \quad \frac{13.5}{30} = 0.45 \quad (7)$$

در سمت چپ، نسبت دامنه سیگنال اندازه‌گیری‌شده در آزمایش به نسبت دامنه سیگنال اندازه‌گیری‌شده در بیشینه حرکت چشم محاسبه شده است و در سمت راست، نسبت زوایای حرکت چشم در دو حالت مذکور محاسبه گردیده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، این مقادیر بسیار نزدیک به یکدیگر می‌باشند و این امر نشان از رفتار خطی بخش‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری سیستم دارد. به همین روش برای حرکت چشم در جهت‌های پایین، چپ و راست مقادیر زیر اندازه‌گیری گردید:

$$\frac{7500\mu V}{8000\mu V - (-12000\mu V)} = 0.375 \quad \frac{13.5}{38} = 0.3 \quad (8)$$

$$\frac{7500\mu V}{6250\mu - (-8750\mu V)} = 0.5 \quad \frac{20}{45} = 0.44 \quad (9)$$



شکل ۱۲: نمایی از نتایج هنگام چرخش کامل چشم به ۴ جهت اصلی، سبز/قرمز/آبی/زرد به ترتیب الکتروود بالا/پایین/چپ/راست هستند.

کاربر کافی است در فاصله ۵۰ سانتی متری روبه روی نمایشگر نشسته و چشم خود را به طرف لبه های نمایشگر در چهار جهت اصلی حرکت دهد. به منظور تشخیص و رفع تداخل پلک زدن، از آستانه دامنه ولتاژ و زمان استفاده شده است. در مجموع ۲۵۰ حرکت چشم ثبت شده (۵ کاربر، و هر کاربر ۵ آزمایش و هر آزمایش ۱۰ حرکت چشم)، سیستم دقت ۹۴/۴٪ را در تشخیص حرکت چشم کاربران از خود نشان می دهد. این امر حاکی از موفقیت بالای سیستم در تشخیص صحیح حرکات چشم کاربران و همچنین تشخیص و حذف تداخلات مختلف می باشد. آستانه دامنه و زمانی مورد نظر برای هر کاربر به صورت اختصاصی در ابتدای آزمایش تعیین شده و در طی آن برای پردازش در لحظه اطلاعات استفاده می گردد. عمودی و ۰/۱ ثانیه تأخیر در کانال افقی وجود دارد.

جدول ۲: مقایسه زاویه حرکت چشم و دامنه سیگنال ثبت شده، در دو حالت حرکت پیشینه و آزمایش سیستم

راست	چپ	پایین	بالا	
-۴۵	۴۵	-۳۸	۳۰	بیشینه زاویه چشم (درجه)
۱۷/۵	۱۵	۲۰	۱۷/۵	دامنه سیگنال در چرخش کامل چشم (mV)
-۲۰	۲۰	-۱۳/۵	۱۳/۵	زاویه چشم طی آزمایش (درجه)
۷/۵	۷/۵	۷/۵	۷/۵	دامنه سیگنال طی آزمایش (mV)
۰/۴۴	۰/۴۴	۰/۳۳۵	۰/۴۵	نسبت ۳ به ۱
۰/۴۳	۰/۵	۰/۳۷۵	۰/۴۳	نسبت ۴ به ۲

از موفقیت بالای سیستم در تشخیص حرکت چشم کاربران می باشد. عمدتاً تداخلات ایجاد شده از قبیل: پلک زدن، چروکیدن پیشانی و... باعث عدم تحقق صد درصدی تشخیص حرکات چشم کاربر گردیده است. کاربر شماره ۴ به علت داشتن بهترین عملکرد سیستم در رفع تداخلات با میانگین ۹۸٪، و کاربر شماره ۳ با میانگین ۸۸٪ به ترتیب بهترین و بدترین عملکرد در تشخیص حرکات چشم را داشته اند.

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش سیستمی قابل حمل و مقرون به صرفه مبتنی بر میکروکنترلر، با انعطاف پذیری مناسب و ارتباط کاربری آسان برای تشخیص حرکات چشم کاربر به منظور هدایت پرنده کوادکوپتر ارائه شده است. در این سیستم سیگنال الکترواکولوگرافی ناشی از حرکات چشم کاربر به وسط لبه های نمایشگر به صورت در لحظه اندازه گیری و پردازش می گردد. نهایتاً با استخراج الگوی حرکت چشم کاربر، دستورات لازم برای راهبری پرنده کوادکوپتر صادر ارسال می گردد. پرنده کوادکوپتر در ارتفاع ثابت ۲ متری و با سرعت ثابت ۰/۵ متر بر ثانیه در جهت دستور دریافت شده حرکت می کند. ثبت این سیگنال ها توسط الکتروودهای سطحی قرار گرفته در اطراف چشم کاربر انجام می شود. به منظور سرعت و سادگی عملکرد، این الکتروودها بر روی یک عینک ارتقاء یافته از قبل نصب شده اند. در نتیجه با قراردادن این عینک بر روی صورت، خودبه خود تمام الکتروودها در موقعیت های مناسب قرار می گیرند. با توجه به ساختار عینک، تداخلات ناشی از حرکت سر کاربر که یکی از منابع مهم ایجاد خطا در تشخیص حرکت چشم می باشد، تا حدود زیادی کنترل می شود. برای پردازش سیگنال های ثبت شده از دو فیلتر نرم افزاری بالا گذر با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز و پایین گذر با فرکانس قطع ۲۰ هرتز استفاده شده است که عملکرد بسیار خوبی در حذف نویزها از خود نشان داده اند.

- ICCSIT 2009. 2nd IEEE International Conference on, pp. 259-262, 2009.
- [9] B. Champaty, J. Jose, K. Pal and A. Thirugnanam, "Development of EOG based human machine interface control system for motorized wheelchair," in *Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives (AICERA/iCMMD)*, 2014 Annual International Conference on, pp. 1-7, 2014.
- [10] L. Y. Deng, C.-L. Hsu, T.-C. Lin, J.-S. Tuan and S.-M. Chang, "EOG-based Human-Computer Interface system development," *Expert Systems with Applications*, vol. 37, pp. 3337-3343, 2010.
- [11] J. Ma, Y. Zhang, A. Cichocki and F. Matsuno, "A novel EOG/EEG hybrid human-machine interface adopting eye movements and ERPs: Application to robot control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, pp. 876-889, 2015.
- [12] M. Fatourehchi, A. Bashashati, R. K. Ward and G. E. Birch, "EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey," *Clinical neurophysiology*, vol. 118, pp. 480-494, 2007.
- [13] H. Manabe, M. Fukumoto and T. Yagi, "Direct gaze estimation based on nonlinearity of EOG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, pp. 1553-1562, 2015.
- [14] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo and E. López, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 10, pp. 209-218, 2002.
- [15] Q. Huang, S. He, Q. Wang, Z. Gu, N. Peng, K. Li *et al.*, "An EOG-based human-machine interface for wheelchair control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 65, pp. 2023-2032, 2017.
- [16] E. Hortal, E. Iáñez, A. Úbeda, C. Perez-Vidal and J. M. Azorin, "Combining a Brain-Machine Interface and an Electrooculography Interface to perform pick and place tasks with a robotic arm," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 72, pp. 181-188, 2015.
- [17] D. Borghetti, A. Bruni, M. Fabbri, L. Murri and F. Sartucci, "A low-cost interface for control of computer functions by means of eye movements," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 37, pp. 1765-1770, 2007.
- [18] B. H. Kim, M. Kim and S. Jo, "Quadcopter flight control using a low-cost hybrid interface with EEG-based classification and eye tracking," *Computers in biology and medicine*, vol. 51, pp. 82-92, 2014.
- [19] A. C. Lopes, G. Pires, L. Vaz and U. Nunes, "Wheelchair navigation assisted by human-machine shared-control and a P300-based brain computer interface," in *Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2011 IEEE/RSJ International Conference on, 2011, pp. 2438-2444.
- [20] A. Bulling, J. A. Ward, H. Gellersen and G. Tröster, "Eye movement analysis for activity recognition," in *Proceedings of the 11th international conference on Ubiquitous computing*, 2009, pp. 41-50.
- [۲۱] محسن پاداش، مصطفی یارقلی، "بهبود دقت و پایداری مدار تولید شکل موج شیب با توان مصرفی پایین برای استفاده در مبدل‌های آنالوگ به دیجیتال تک‌شیب" مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز، دوره ۴۸، شماره ۲ - شماره پیاپی ۸۴، صفحه ۵۳۱-۵۳۹، تابستان ۱۳۹۷.
- [22] S. Bharadwaj and B. Kumari, "Electrooculography: Analysis on device control by signal processing," *International Journal of Advanced Research in Computer Science*, vol. 8, pp. 787-790, 2017.

از زمان حرکت چشم کاربر تا صدور دستور مناسب برای راهبری پرنده کوادکوپتر در مجموع ۰/۶ ثانیه تأخیر در کانال تفاوت این دو زمان ناشی از وجود تداخل پلک‌زدن در کانال عمودی می‌باشد.

برای پژوهش‌های آتی، نگارندگان توجه به امر کاهش تأخیر زمانی را توصیه می‌نمایند. یکی از روش‌های تحقق این نکته از طریق یکسان‌سازی رابط کنترل پرنده کوادکوپتر و رابط ثبت سیگنال الکترواکولوگرافی میسر می‌گردد. همچنین با توجه به این که بخش قابل‌توجهی از زمان صرف تشخیص پلک‌زدن می‌گردد، استفاده از روش‌های سریع‌تر تشخیص (به‌عنوان مثال slope detection) ممکن است کمک شایانی در راستای بهینه‌سازی زمان نماید. ارتقای الکترودهای ثبت به الکترودهای خشک (بدون نیاز به ژل الکترولیت) می‌تواند نقش مؤثری در تسهیل کاربرد و امکان ثبت طولانی مدت را برای کاربر فراهم نماید.

سپاسگزاری

نویسندگان از هم‌فکری و راهنمایی اعضای هیئت تحریریه مجله علمی-پژوهشی مهندسی برق دانشگاه تبریز کمال سپاسگزاری را دارند.

۵- مراجع

- [1] A. B. Usakli and S. Gurkan, "Design of a novel efficient human-computer interface: an electrooculogram based virtual keyboard," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 59, pp. 2099-2108, 2010.
- [2] L. J. Trejo, R. Rosipal, and B. Matthews, "Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 14, pp. 225-229, 2006.
- [3] Z. Lv, X. Wu, M. Li and C. Zhang, "Implementation of the EOG-based human computer interface system," in *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on*, pp. 2188-2191, 2008.
- [4] M. Merino, O. Rivera, I. Gómez, A. Molina and E. Dorronzoro, "A method of EOG signal processing to detect the direction of eye movements," in *Sensor Device Technologies and Applications (SENSORDEVICES)*, 2010 First International Conference on, pp. 100-105, 2010.
- [۵] مرتضی جهان‌تیغ، مصطفی چرمی، «افزایش صحت طبقه‌بندی سیگنال‌های EEG تصور حرکتی با ترکیب منطقی طبقه‌بندها و با به‌کارگیری الگوریتم ژنتیک و درختان تصمیم کوچک»، مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز، دوره ۴۷، شماره ۳ - شماره پیاپی ۸۱، صفحه ۹۳۱-۹۳۸، پاییز ۱۳۹۶.
- [6] U. Kellner, C. Jandek, H. Kraus and M. H. Foerster, "Autosomal dominant vitreoretinopathy with normal electrooculogram in a German family," *Graefes archive for clinical and experimental ophthalmology*, vol. 236, pp. 109-114, 1998.
- [7] C.-C. Postelnicu, F. Girbacia and D. Talaba, "EOG-based visual navigation interface development," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, pp. 10857-10866, 2012.
- [8] H. S. Dhillon, R. Singla, N. S. Rekhi and R. Jha, "EOG and EMG based virtual keyboard: A brain-computer interface," in *Computer Science and Information Technology*, 2009.