بسم الله الرحمن الرحيم

دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی رباتیک

شناسایی فعالیت‌های دیداری افراد به کمک سیگنال الکترواکولوگرام(EOG)

نگارنده : زهرا ابراهیمی

استاد راهنما :

دکتر سعیده فردوسی

استاد مشاور:

دکتر وحید ابوالقاسمی

بهمن ماه ۹۶

شماره: ۱۵۴۹/ت.ت.ت
تاریخ: ۹۶/۱۱/۱۰

باسمه‌تعالی

دانشگاه صنعتی شاهرود
مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای **زهرا ابراهیمی کتیگری** با شماره دانشجویی ۹۳۰۱۷۰۴ رشته **مهندسی رباتیک** گرایش **هوش مصنوعی** تحت عنوان: **شناسایی فعالیت های دیداری افراد به کمک سیگنال الکترواکولوگرام (EOG)** که در تاریخ **۱۳۹۶/۱۱/۱۰** با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می‌گردد:

قبول (با امتیاز ۱۸/۳۷ درجه بسیار خوب) ☐ مردود ☐

نوع تحقیق: نظری ☑ عملی ☐

عضو هیأت داوران	نام ونام خانوادگی	مرتبهٔ علمی	امضاء
۱ـ استادراهنمای اول	سعیده فردوسی	استادیار	[signature]
۲- استادراهنمای دوم	—	—	—
۳- استاد مشاور	وحید ابوالقاسمی	استادیار	[signature]
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	مسعود مهدی زاده رخی	استادیار	[signature]
۵- استاد ممتحن اول	حسین نوری	دانشیار	[signature]
۶ـ استاد ممتحن دوم	حسین حشرمی	استادیار	[signature]

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).

تقدیم

به پدرم که همواره اسوه آرامش و صبر است و مادرم که همواره اسوه دلسوزی و مهربانی است،

به معلمانی که تاکنون داشته ام و روشنگر راهم بودند.

سپاس گذاری

سپاس خدایی را که با گشودن درهای علم و دانش خود به رویم، مرا بیش از پیش به سمت یگانگی اش رهنمون ساخت و با آفرینش انسان هایی چون پدر و مادر و معلمان موجبات رشد و شکوفایی ام را فراهم آورد. در سایه الطاف او و سایر بندگانش این دفتر به پایان آمد.

از استاد گرامی سرکار خانم فردوسی که در مراحل انجام کار با راهنمایی های صبورانه و نقطه نظرات خویش رو شنگر راهم بودند صمیمانه سپاسگذارم. از استاد ارجمند جناب آقای دکتر ابوالقاسمی که مشاوره این پایان نامه را پذیرفتند، کمال سپاس را دارم.

از تمام معلمان و اساتید و همه کسانی که به نحوی تاکنون به من آموختند متشکرم.

و

سپاس آخر برای مهربان ترین همراهان زندگی ام، پدر و مادر عزیزم که وجودشان در فضای زندگی ام مصداق بارز سخاوت بوده است.

تعهد نامه

اینجانب **زهرا ابراهیمی** دانشجوی دورهٔ کارشناسی ارشد رشتهٔ **مهندسی رباتیک** دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه شاهرود، نویسندهٔ پایان‌نامهٔ " **شناسایی فعالیت‌های دیداری افراد به کمک سیگنال الکترواکولوگرام**(EOG)" تحت راهنمایی **دکتر سعیده فردوسی** متعهد می‌شوم:

- تحقیقات در این پایان‌نامه توسط این‌جانب انجام‌شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش‌های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان‌نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه شاهرود است و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه شاهرود» و یا «**Shahrood University of Technology** » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان‌نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیهٔ مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های آن‌ها) استفاده‌شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیهٔ مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که به حوزهٔ اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده‌شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم‌افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه شاهرود می‌باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

با بهبود فن‌آوری و پیشرفت گسترده در زمینه تکنیک‌های توانبخشی، تحقیق و پژوهش برای استفاده از دستگاه‌های قابل اعتماد، کم هزینه و آسان در حال توسعه است. در میان تکنیک‌های توانبخشی، تحقیق و پژوهش در زمینه رابط انسان با ماشین (HMI) می‌تواند کمک خوبی برای افراد ناتوان جسمی حرکتی باشد.

این تحقیق، به بررسی و تجزیه و تحلیل حرکات چشم به عنوان روش جدیدی برای تشخیص فعالیت‌های افراد می‌پردازد. اطلاعات حرکات چشم با استفاده از سیستم ثبت سیگنال الکترواکولوگرام(EOG) بدست می‌آید. یکی از ساده‌ترین سیگنال‌هایی که می‌توان از آن برای کمک به افراد ناتوان استفاده کرد، سیگنال EOG است. همچنین با استفاده از این سیگنال می‌توان الگوی رفتاری و نوع برخورد افراد با مسائل مختلف را تشخیص داد. این تحقیق با استفاده از سیگنال‌هایی که در سه کلاس شامل : استراحت کردن، خواندن مقاله و مرور وب ثبت شده است، حرکات چشم را بررسی می‌کند.

دراین تحقیق ابتدا به منظور کاهش نویز و تعیین محدوده سیگنال مناسب، روی داده‌های ورودی پیش پردازش انجام می‌شود. سپس با استفاده از آستانه‌گذاری مناسب، نوع حرکت چشم شامل بخش‌های نگاه سریع، نگاه ثابت و پلک زدن جداسازی می‌شوند. آنگاه با استخراج ویژگی‌های زمانی از این قسمت‌ها به بررسی حرکات چشم در هنگام انجام فعالیت‌ها پرداخته می‌شود. در این تحقیق دو ویژگی جدید با نام‌های ضرایب تبدیل هرمیت و ضرایب پیش بینی خطی را از قسمت‌های نگاه ثابت و نگاه سریع استخراج و با افزودن این ویژگی‌ها دریافتیم که ویژگی اول باعث بهبود عملکرد شده و ویژگی دوم تاثیری در بهبود عملکرد ندارد. دقت تشخیص برای ۸۰ ویژگی زمانی ۶۴٪ و برای ۲۸ ویژگی ۷۱٪ است این دقت‌ها با اضافه کردن ضرایب تبدیل هرمیت به ۶۷٪ و ۷۹٪ رسیده است.

کلمات کلیدی: پردازش سیگنال، الکترواکولوگرام، دسته بندی، تبدیل هرمیت، ضرایب پیش‌بینی خطی

فهرست مطالب

فصل ۱ مقدمه و معرفی سیگنال EOG ۱

۱-۱ پیش گفتار ۲

۱-۲ تعریف سیگنال EOG ۵

۱-۳ مشخصات سیگنال EOG ۶

۱-۴ روش‌های ثبت سیگنال ۶

۱-۵ کاربرد سیگنال EOG ۹

۱-۶ هدف تحقیق ۱۱

۱-۷ ساختار پایان نامه ۱۲

فصل ۲ مروری بر آثار انجام شده بر اساسEOG ۱۳

۲-۱ مقدمه ۱۴

۲-۲ آثار انجام شده ۱۴

۲-۲-۱ بر اساس سیستم توانبخشی و رابط انسان با ماشین ۱۴

۲-۲-۲ براساس شناسایی حرکات چشم ۲۴

۲-۲-۳ براساس سیستم تشخیص احساسات ۲۶

۲-۲-۴براساس سیستم تشخیص بیماری ۲۷

۲-۲-۵براساس سیستم تشخیص فعالیت ۲۸

۲-۲-۶براساس نظارت بر خواب ۲۹

۲-۲-۷ براساس سیستم بهبود عملکرد ۳۰
۲-۲-۸ براساس توسعه سیستم‌های بازی مبتنی بر EOG ۳۱
۲-۳ جمع بندی ۳۲
فصل ۳ توصیف روش پیشنهادی ۳۳
۳-۱ مقدمه ۳۴
۳-۲ مراحل انجام کار ۳۴
۳-۳ پیش پردازش ۳۴
۳-۳-۱ حذف جریان پایه ۳۵
۳-۳-۲ حذف نویز ۳۷
۳-۴ انواع حرکات چشم ۳۸
۳-۴-۱ حرکت سریع چشم ۳۸
۳-۴-۲ نگاه ثابت ۳۹
۳-۴-۳ پلک زدن ۳۹
۳-۵. تشخیص انواع حرکت‌های اساسی چشم ۳۹
۳-۵-۱ شناسایی نگاه ثابت و ساکاد ۴۰
۳-۵-۲ شناسایی پلک زدن ۴۵
۳-۶ استخراج ویژگی ۴۶
۳-۶-۱ تجزیه و تحلیل الگوی حرکات چشم ۴۸
۳-۶-۲ کدگذاری حرکات چشم ۴۹

۳-۶-۳تحلیل کتاب لغات ۵۰
۳-۶-۴ .ویژگی‌های آماری ۵۰
۳-۶-۵ تبدیل هرمیت ۵۲
۳-۶-۶ضرایب پیش بینی خطی (LPC) ۵۵
۳-۷ طبقه بندی ۵۷
۳-۸ جمع بندی ۵۷
فصل ۴ نتایج شبیه سازی ۵۹
۴-۱ مقدمه ۶۰
۴-۲ توضیح پایگاه داده ۶۰
۴-۳ بحث نتایج بدست آمده ۶۱
۴-۴ مقایسه نتایج ۶۷
فصل ۵ نتیجه گیری ۶۹
۵-۱ مقدمه ۷۰
۵-۲ جمع بندی و بیان دستاورد ۷۰
۵-۳ ارائه پیشنهادها ۷۱
۵-۴ موانع و مشکلات ۷۱
منابع و مراجع ۷۳

فهرست شکل‌ها

شکل ۱-۱دسته بندی سیگنال‌های حیاتی ۴

شکل ۱-۲ نمونه‌ای از سیگنال الکترواکولوگرام، سیگنال سیاه رنگ ۶

شکل ۱-۳ تعداد سنسورهای متفاوت و محل قرارگیری آنها ۷

شکل ۱-۴ یک نمونه رایج جاگذاری الکترودها ۸

شکل ۱-۵ حرکت چشم به سمت راست و چپ ۸

شکل ۱-۶ نمونه عینک EOG که بعنوان واسط انسان با ماشین تجاری سازی شده ۱۰

شکل ۲-۱ رابط کاربری کامپیوتر و انسان با استفاده از سیگنال الکترواکولوگرام ۱۸

شکل ۲-۲ حرکت چشم و تغییر دامنه سیگنال ۲۲

شکل ۳-۱ مراحل انجام کاردر روش پیشنهادی این تحقیق ۳۴

شکل ۳-۲ مراحل انجام کار پیش پردازش ۳۵

شکل ۳-۳ نمونه ای از سیگنال خام و همان سیگنال با حذف جریان پایه ۳۶

شکل ۳-۴ سیگنال حذف جریان پایه شده و سیگنال حذف نویز شده ۳۸

شکل ۳-۵ جزیئات مرحله استخراج ویژگی ۴۰

شکل ۳-۶ سیگنال پیش پردازش شده و سیگنال نتیجه اعمال موجک مادر هار ۴۱

شکل ۳-۷ تشخیص بخش‌های ساکاد ۴۲

شکل ۳-۸ تشخیص نگاه ثابت ۴۴

شکل ۳-۹ تشخیص بخش‌های پلک زدن ۴۶

شکل ۳-۱۰ مراحل مختلف الگوریتم پیشنهادی جهت پردازش سیگنال EOG ۴۷

شکل ۳-۱۱ استخراج ویژگی مناسب و نا مناسب ۴۸

شکل ۳-۱۲ شناسایی الگوی حرکات ساکاد ۵۰

شکل ۳-۱۳ نمودار چندجمله‌ای‌های هرمیت ۵۳
شکل ۳-۱۴ ضرایب تبدیل هرمیت مربوط به یک بخش از فعالیت خواندن ومرور وب..... ۵۵
شکل ۳-۱۵ طبقه‌بندی فضای ویژگی‌ها..... ۵۷
شکل ۴-۱ یک نمونه سیگنالEOG ۶۱
شکل ۴-۲ نمودار مقایسه ۸۰ ویژگی با و بدون تبدیل هرمیت..... ۶۳
شکل ۴-۳ نمودار مقایسه ۲۸ ویژگی با و بدون تبدیل هرمیت..... ۶۴
شکل ۴-۴ سیگنال افقی و عمودی مربوط به سابجکت اول..... ۶۴
شکل ۴-۵ سیگنال افقی و عمودی مربوط به سابجکت سوم..... ۶۵
شکل ۴-۶ نمودار مقایسه ۸۰ ویژگی با و بدون ضرایب پیش بینی خطی..... ۶۶
شکل ۴-۷ نمودار مقایسه ۲۸ ویژگی با و بدون ضرایب پیش بینی خطی..... ۶۶

فهرست جدول‌ها

فصل ۴

جدول ۴-۱ بررسی نتایج برای ۲۸ و ۸۰ ویژگی، همراه با ویژگی تبدیل هرمیت ۶۳

جدول ۴-۲ بررسی نتایج برای ۲۸و۸۰ ویژگی، همراه با ویژگی پیش بینی خطی ۶۵

فهرست اختصارات

EOG …….. ElectroOcoluGram

EEG …… ElectroEncephaloGraphy

EMG …….. ElectroMyoGraphy

BCI ……. Brain Computer Interface

HMI …… Human Machine Interface

ERP ……. Event Related Potential

BnB ……. Bagging and Boosting

SVM …….. Suport Vector Machine

mRMR…… minimum Redundancy Maximum Relevance

EAR ……. ……. Eye-based Activity Recognition

فصل ۱ مقدمه و معرفی سیگنال EOG

۱-۱ پیش گفتار

افراد به طور روزانه فعالیت‌های متفاوتی انجام می‌دهند و با انجام هر فعالیت از جمله خواندن، نوشتن، خوابیدن، راه رفتن و حتی فکرکردن علائم متفاوتی در بدن افراد ایجاد می‌شود. این علائم با نام سیگنال‌های حیاتی[1] شناخته می‌شوند. پردازش این سیگنال‌ها با نیت‌هایی چون تشخیص و شناسایی بیماری‌ها، توانبخشی به افراد معلول یا ناتوان، کنترل ابزار و دستگاه‌ها بدون دخالت مستقیم عضلات و... می‌تواند کمک بزرگی به جامعه امروزی ما باشد.

از نظر چشم پزشکی بررسی نوع و سرعت حرکت چشم اهمیت فراوانی دارد. تشخیص و ارزیابی بسیاری از بیماری‌های چشم مانند شبکیه رنگدانه‌ای[2] [۱] ، بیماری بست[3] (بیماری‌های مربوط به شبکیه)[۲] و همچنین بیماری‌های عصبی مانند بیماری پارکینسون[4] [۳] می‌تواند بوسیله بررسی حرکات چشم انجام و از پیشرفت خاموش آنها جلوگیری شود.

همچنین بخشی از جوامع به دلیل حوادث، اختلالات عصبی، آسیب مغزی و غیره از یک نوع معلولیت رنج می‌برند. این بیماران معلول به اعضای خانواده و یا پرستاران خود برای فعالیت‌های روزانه از جمله حرکت، ارتباط با محیط اطراف، کنترل و نگه‌داری وسایل خانه و غیره وابسته هستند. دستگاه‌های توانبخشی به معلولان برای زندگی، کار، بازی و یا مطالعه به طور مستقل کمک می‌کنند که باعث افزایش کیفیت زندگی افراد معلول و افزایش اعتماد به نفس آنها می‌شود. همچنین این دستگاه‌ها می‌توانند برای کنترل محیط و برقراری ارتباط موثرتر افراد معلول با جامعه مورد استفاده قرار گیرند. در واقع این دستگاه‌های کمکی استقلال بیشتری برای افراد ناتوان فراهم می‌سازند. یک دستگاه توانبخشی[5] ایده‌آل در جمع آوری اطلاعات از محیط اطراف، تجزیه و تحلیل اطلاعات، انتقال آن به کاربر کمک می‌کند و در نهایت دستورات را از کاربر دریافت می‌کند.

---

[1] Bio signals
[2] Retinal pigment
[3] Best's disease
[4] Parkinson
[5] Rehabilitation

با بهبود فن آوری، تحقیق و پژوهش در زمینه دستگاه‌های قابل اعتماد، کم هزینه در حال توسعه است. با پیشرفت در پردازش سیگنال، می‌توان سیستم‌هایی را طراحی و پیاده‌سازی کرد که می‌تواند به طور خودکار اطلاعات را جمع آوری و تفسیر کنند. استفاده از این ابزارهای توانبخشی به افراد ناتوان کمک می‌کند تا به طور مستقل به انجام فعالیت‌های روزانه خود بپردازند.

هدف اصلی در سیستمهای BCI[۶] و HMI[۷]، تبدیل سیگنال تولید شده در اعضای مختلف بدن انسان برای کنترل برخی از دستگاه‌های الکترومکانیکی است. در BCI و HMI، سیگنال حیاتی و غیرحیاتی به عنوان یک وسیله برای کنترل دستگاه‌ها استفاده می‌شود. برخی سیگنال‌های حیاتی مورد استفاده در این سیستم‌ها، الکترومیوگرافی EMG[۸]، الکتروانسفالوگرافی EEG[۹]، الکترواکولوگرافی EOG[۱۰] و... هستند.

سیگنال‌های حیاتی از فرایندهای بیولوژیکی حاصل می‌شوند. این فرایندها بسیار پیچیده و دینامیک هستند. سیگنال‌های حیاتی معمولاً تابعی از زمان بوده و به طور کلی در دو دسته طبقه بندی می‌شوند:

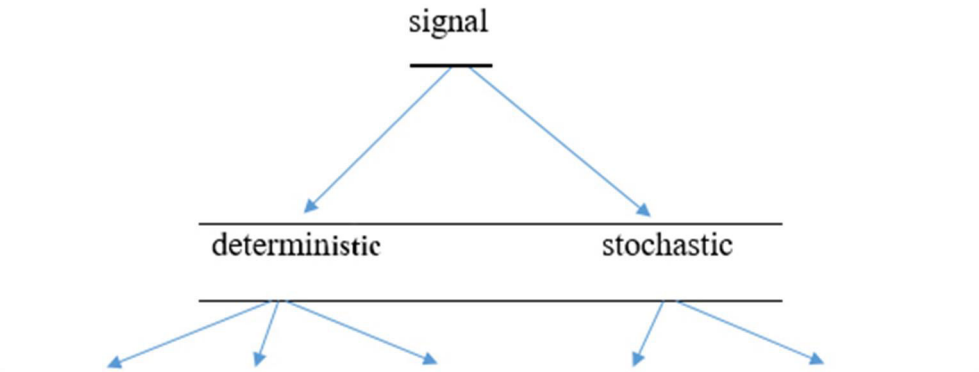
- سیگنال‌های معین
- سیگنال‌های تصادفی یا آماری

سیگنال‌های معین، سیگنال‌هایی هستند که در آنها شکل موج سیگنال مشخص بوده و کاملاً قابل پیش بینی است. سیگنال‌های معین سه دسته اند: متناوب، شبه متناوب و گذرا. در سیگنال‌های متناوب شکل موج در فاصله‌های زمانی مشخص تکرار می‌شود. با توجه به اینکه علائم حیاتی کاملاً تناوبی نیستند، برای توصیف سیگنال‌های تکراری زیستی عنوان شبه تناوبی مناسب‌تر است. در سیگنال‌های شبه متناوب شکل موج به صورت تقریبی در فاصله‌های زمانی مشخص تکرار می‌شود.

---

[6] Brain Computer Interface
[7] Human Machine Interface
[8] ElectroMyoGraphy
[9] ElectroEncephaloGraphy
[10] ElectroOculoGram

سیگنال‌های گذرا فقط یکبار در طی زمان اتفاق می‌افتند. به طور مثال ERP[11]ها که مربوط به فشار یا پاسخ مغزی به یک رویداد هستند، یک نمونه از سیگنال‌های گذرا می‌باشند. سیگنال‌های تصادفی یا آماری در اثر دپلاریزاسیون[12] ناهماهنگ و تصادفی گروهی از سلول‌ها ایجاد می‌شوند مانند سلول‌های عصبی مغز که سیگنال (EEG) را تولید می‌کنند. شکل موج چنین سیگنال‌هایی نامعین است و تنها با استفاده از مفاهیم آماری قابل توصیف هستند. بسته به نوع فرآیند بیولوژیکی، سیگنال‌های تصادفی به دو دستهٔ ایستا و ناایستا تقسیم می‌شوند. در سیگنال‌های تصادفی ایستا خصوصیات آماری سیگنال با گذشت زمان تغییر نمی‌کند. اگر فرایند بیولوژیکی تولیدکننده سیگنال تصادفی در شرایط خاصی باشد سیگنال تصادفی تولید شده ناایستا خواهد بود. به عنوان مثال سیگنال EEG بیماری که دچار حملهٔ ناگهانی صرع شده یک سیگنال تصادفی ناایستا است. شکل ۱-۱ دسته بندی‌های سیگنال‌های حیاتی را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱دسته بندی سیگنال‌های حیاتی[۴]

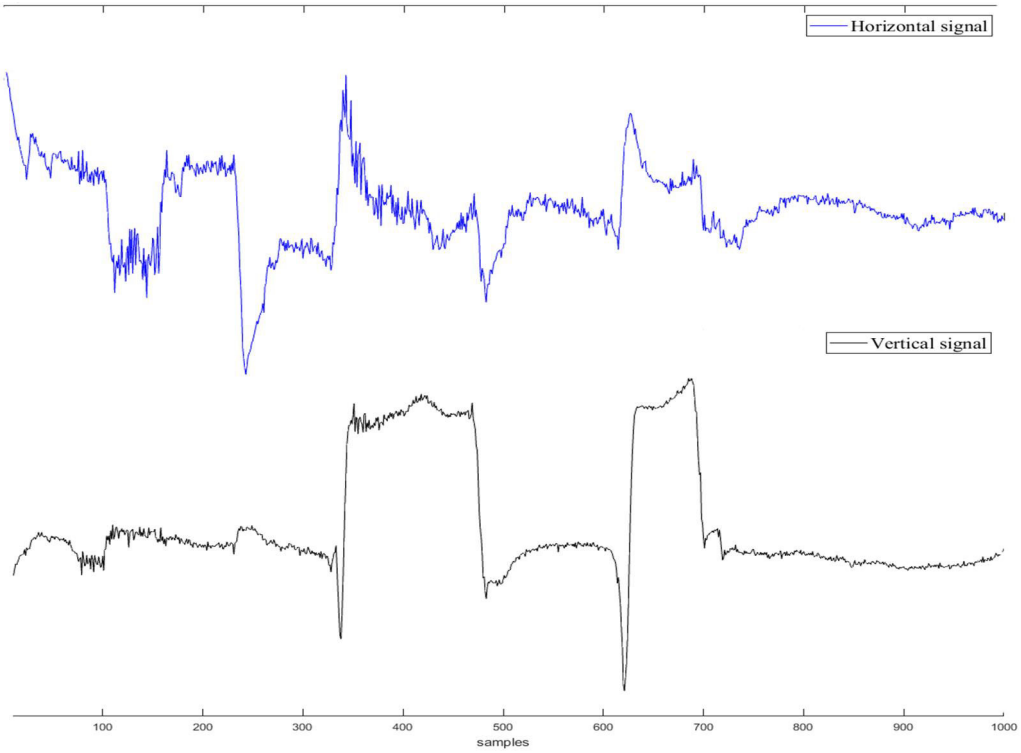
[11] Event Related Potential
[12] Depolarization

سیگنالی که اخیرا بیشتر مورد توجه دانشمندان قرارگرفته سیگنال الکترواکولوگرام مربوط به پتانسیل الکتریکی حرکات چشم است که به تفصیل راجع به آن شرح خواهیم داد.

۲-۱ تعریف سیگنال EOG

سیگنال الکترواکولوگرام یا به اختصار EOG پتانسیل الکتریکی شبکیه چشم است. EOG سیگنال الکتریکی است که با توجه به تفاوت بالقوه پتانسیل الکتریکی بین شبکیه و قرنیه چشم ظاهر می‌شود. این تفاوت به دلیل این واقعیت است که درصد وقوع فعالیت‌های متابولیکی در منطقه قرنیه بالاتر از فعالیت‌های متابولیکی در منطقه شبکیه است [۵]. قرنیه در جلوی چشم پتانسیل الکتریکی مثبت و شبکیه در عقب چشم پتانسیل الکتریکی منفی دارند. این مورد باعث می‌شود که کره‌چشم یک دو قطبی الکتریکی محسوب شود. هنگامی که الکترودها بر روی پوست قرار می‌گیرند، هر جنبش چشم باعث می‌شود قطب‌ها نزدیکتر و یا دورتر از الکترودها شوند. به عنوان مثال، وقتی یک فرد مستقیم به جلو نگاه می‌کند، یک پتانسیل پایه ثبت می‌شود و هنگامی که چشم حرکت می‌کند، تغییرات پتانسیل الکتریکی بسته به جهت حرکت، در سیگنال ثبت شده ظاهر می‌شوند. EOG می‌تواند برای شناسایی حرکات چشم تا ۷۰ درجه آزادی از مرکز، مورد استفاده قرار گیرد. وقتی که چشم‌ها بالا یا پایین می‌روند، پالس مثبت یا منفی تولید می‌شود. با افزایش زاویه، دامنه پالس نیز افزایش می‌یابد. سیگنال EOG یک سیگنال غیرتکراری‌ست و اجزای تکرارشونده منظم در آن یافت نمی‌شود. به این دلیل نمی‌توانیم از تکنیک‌ها و روش‌های مربوط به سیگنال تکرارشونده برای آن استفاده کنیم. اولین کاربرد EOG در تشخیص نارسایی‌های چشم و ضبط و ثبت حرکات چشم بوده است. در ادامه کاربردهای دیگر این سیگنال را بررسی خواهیم کرد.

شکل ۱-۲ نمونه‌ای از سیگنال‌های الکترواکولوگرام ثبت شده در جهت افقی و عمودی را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۲ نمونه‌ای از سیگنال الکترواکولوگرام، سیگنال سیاه رنگ
الکترواکولوگرام افقی و سیگنال آبی الکترواکولوگرام عمودی[۶]

۱-۳ مشخصات سیگنال EOG

سیگنال EOG از ولتاژکوچکی حاصل می‌شود بطوریکه معمولا ولتاژ قرنیه ۱-۰/۴ میلی ولت است که بالاتر از ولتاژ شبکیه چشم می‌باشد. فرکانس باند سیگنال EOG بین ۰ تا ۳۰ هرتز یا ۰.۱ تا ۳۰ هرتز می‌باشد برای یک سیگنال نگاه سریع چشم، دامنه EOG معمولی بین ۲۵۰ تا ۱۰۰۰ ولت با محتوای فرکانس ضروری ۰-۳۰ هرتز است. اما معمولا توصیه می‌شود ضبط با یک فیلتر بالاگذر ۰.۱ هرتز انجام شود [۷]. برای اینکه بتوانیم از این سیگنال استفاده کنیم معمولا یک تقویت کننده سیگنال به کار برده می‌شود. این سیگنال از نوع سیگنال‌های غیرتکرارشونده می‌باشد.

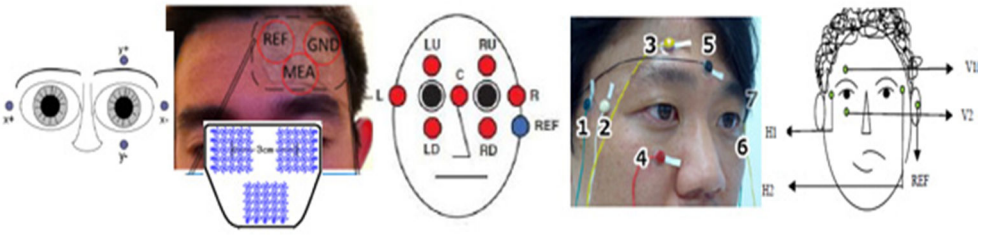
۱-۴ روش‌های ثبت سیگنال

اندازه‌گیری حرکات چشم معمولا به این ترتیب است که یک جفت الکترود در بالا و پایین یا چپ و

راست چشم قرار داده می‌شوند. در صورتی‌که کره چشم به سمت یکی از این الکترودها حرکت کند آن الکترود، سطح مثبت ولتاژ را اندازه‌گیری خواهد کرد و الکترود دیگر سطح منفی ولتاژ را ثبت می‌کند. در نتیجه بین دو الکترود اختلاف پتانسیل بوجود می‌آید و با فرض اینکه پتانسیل استراحت چشم ثابت و پایدار است، پتانیسل ثبت شده نشان دهنده‌ی مکان چشم می‌باشد.

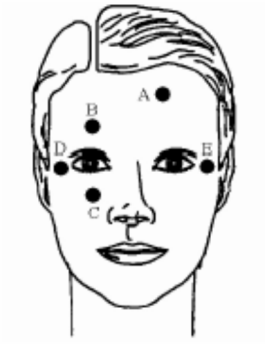
روش‌های متفاوتی برای تهیه و ثبت سیگنال EOG وجود دارد. مثلا الکترود سه تایی روی پیشانی در بالای چشم، چهار تایی فقط در چهار جهت چشم‌ها، پنج‌تایی که چهار الکترود در اطراف چشم و یک الکترود روی نرمه گوش یا روی مچ دست قرار می‌گیرد، شش تایی و ... . چیدمان متفاوت الکترودها با ترتیب‌های مختلف برای بهبود کارایی و تسهیل در ثبت سیگنال نیز وجود دارند.

شکل ۱-۳ تعداد سنسورهای متفاوت و محل قرارگیری آنها که تاکنون مورد استفاده قرار گرفته را نمایش می‌دهد.



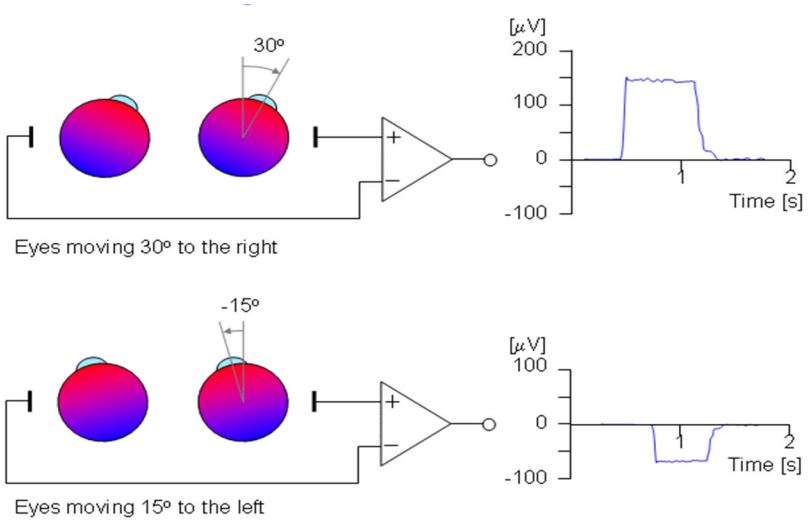
شکل ۱-۳ تعداد سنسورهای متفاوت و محل قرارگیری آنها[۸و۹و۱۰]

معروفترین چیدمان الکترودها در اطراف چشم به صورت شکل ۱-۴ می‌باشد. در این نوع چیدمان سیگنال EOG افقی از اختلاف دو الکترود D و E و سیگنال EOG عمودی از اختلاف دو الکترود B و C محاسبه می‌شود و الکترود A نقش Ground را دارد. معمولا از سنسورهای Ag / AgCl و تقویت کننده برای ثبت سیگنال EOG استفاده می‌شود.



شکل ۱-۴ یک نمونه رایج جاگذاری الکترودها[۱۱]

دو قطبی[۱۳] بودن دایم شبکیه برای اندازه‌گیری حرکات چشم به خوبی قابل مدلسازی است. در حالت عادی این جریان دو قطبی در سطح صفر قرار دارد. تقارن سطح بین دو الکترود نصب شده در دو طرف چشم برقرار است و سیگنال EOG از عدم تقارن آنها بدست می‌آید. وقتی کره چشم به سمت چپ و راست و یا بالا و پایین منحرف می شود قرنیه به سمت الکترودهای متناظر با آنها تغییر می‌کند. شکل ۱-۵ رابطه بین زاویه افقی نگاه کردن و خروجی EOG به سمت چپ ۱۵+/- درجه و به سمت راست با زاویه حدود ۳۰+/- نشان داده شده است.



شکل ۱-۵ حرکت چشم به سمت راست و چپ و سیگنال الکتریکی تولید شده در هر حرکت[۱۲]

[13] Dipole

۱-۵ کاربرد سیگنال EOG

سیگنال الکترواکولوگرام برای استفاده در سیستم‌های پزشکی و ردیابی چشم و تشخیص پلک زدن می‌تواند استفاده شود. همچنین از سیگنال EOG برای کنترل زنگ خبردار بیمارستانی می‌توان استفاده کرد. همینطور می‌توان از کنترل زیست محیطی مبتنی بر EOG به عنوان یک شیوه مناسب ارتباطی به خصوص برای بیماران چهارگانه[۱۴] و بیماران مبتلا به پارینه زرد[۱۵] (بیماریهای مربوط به شبکیه) استفاده کرد [۱۳].

از زمان انتشار عینک گوگل، کشش بیشتری برای طیف گسترده‌ای از برنامه‌های کاربردی مرتبط با آن (به عنوان مثال اکتیویتی[۱۶] برای واقعیت مجازی[۱۷]) ایجاد شده که چشم انداز هوشمندانه‌ای برای استفاده از سیگنال EOG می‌باشد. این دسته جدید از دستگاه‌ها یک پلتفرم[۱۸] جالب برای همه مکان‌ها و در همه زمان‌ها می‌باشند. بررسی اعمال فردی، به ویژه برای تشخیص فعالیت‌ها می‌تواند بسیار کارآمد باشد. به عنوان مثال ردیابی حرکات چشم می‌تواند بینش خوبی در مورد زمینه فکری کاربر بدهد و یا می‌توانیم فعالیت‌هایی که یک کاربر پیش از رجوع به حافظه و بطور خودکار انجام می‌دهد را بررسی کنیم. این امر برای ارزیابی سطح تخصص یک فرد می‌تواند بسیار مفید باشد زیرا کسی که در یک فعالیت خبره باشد به طور ناخودآگاه و بدون تعلل حرکات چشم خاصی را انجام می‌دهد که این از اطلاعات سیگنال EOG استخراج می‌شود [۱۴و۱۵و۱۶].

اخیرا استفاده از عینک EOG بی سیم به نام JINS MEME بسیار مورد استقبال قرار گرفته است که کاملا شبیه یک عینک طبی معمولی بوده و فقط شامل سه الکترود است، دقت طبقه بندی چهار جهت حرکت چشم ۹۷/۶۳٪ و دقت تشخیص نگاه سریع ۳۸/۳۳٪ در این عینک بدست آمده است.

[14] quadriplegics
[15] sewrcly paralyzcd
[16] Activitie
[17] Virtual Reality
[18] platform

این فناوری جدید یک سیستم ارگونومیک[19] را ارائه می‌دهد که می‌تواند به راحتی در کاربردهای مبتنی بر حرکت چشم استفاده شود [۱۷]. شکل ۱-۶ عینک JINS MEME را نمایش می‌دهد که بعنوان واسط انسان با ماشین تجاری سازی شده است.

شکل ۱-۶ نمونه عینک EOG که بعنوان واسط انسان با ماشین تجاری سازی شده[۱۱]

نتایج بدست آمده از کاربرد عینک (JINS MEME) برای تشخیص فعالیت‌ها نشان می‌دهد که می‌توان از عینک EOG به عنوان پلتفرم برای سیستم‌های پیچیده‌تر و سیستم‌های تشخیص فعالیت‌های واقعی استفاده کنیم [۱۸]. رواج این عینک‌ها در آینده بطور وسیعی گسترش پیدا خواهد کرد چون زمینه تحقیقاتی برای کاربرد این عینک‌ها بسیار گسترده می‌باشد.

کاربرد دیگر سیگنال‌های EOG، تشخیص محلی از صفحه وب است که توجه کاربر به آن معطوف شده است. در واقع با بررسی حرکات چشم کسی که وب گردی می‌کند می‌توانیم بفهمیم که به چه قسمت‌هایی از صفحه وب نگاه می‌کند این نتیجه کمک می‌کند تا طراحی صحیح‌تری براساس توجه و دقت کاربر داشته باشیم. شناسایی خواب آلوده بودن افراد در هنگام رانندگی یکی دیگر از کاربردهای مهیج تحقیق و بررسی بر روی سیگنال الکترواکولوگرام می‌باشد.

با توجه به اینکه خواندن بخش مهمی از زندگی روزمره ما می‌باشد. تحلیل و بررسی نحوه مطالعه افراد یکی دیگر از کاربردهای سیگنال EOG است، یکی از زمینه‌های تحقیق در این مورد، می‌تواند

[19] argonomic

کمی‌سازی میزان مطالعه افراد با استفاده از سیگنال EOG باشد. با تهیه یک "کلمه شمار[20]" که تعداد کلمات خوانده شده توسط کاربر را شمارش کند می‌توان معیاری از میزان مطالعه یا سرعت مطالعه افراد بدست آورد. نمایشگر کلمه شمار بلادرنگ با استفاده از عینک EOG تجاری می‌تواند راه حل خوبی برای این مسئله باشد [۱۹].

امروزه بررسی ویژگی‌های حرکات چشم مانند حرکت سریع[21] ، نگاه ثابت[22]، پلک زدن[23]و همچنین تشخیص الگوهای حرکتی سیگنال EOG، در توسعه کاربردهای مبتنی بر BCI و HCI بسیار حائز اهمیت می‌باشد [۲۰] [۲۱]. چنین سیستم‌هایی برای افراد معلول جسمی که محدودیت تحرکی دارند اما هنوز هم قادر به حفظ هماهنگی حرکتی چشم هستند، معنی دارد. مطالعات نشان داده که EOG تکنیکی ارزان، آسان، قابل اعتماد و نسبتا ساده در مقایسه با تکنیک‌هایی که مبتنی بر سیگنال EEG هستند، می‌باشند. این درحالی‌ست که در این برنامه‌های کاربردی، از EOG به عنوان یک رابط کنترل مستقیم استفاده شود.

۱-۶ هدف تحقیق

یکی از ساده ترین و سهل‌ترین سیگنال‌هایی که می‌توان برای کمک به افراد ناتوان استفاده کرد، سیگنال EOG می‌باشد. ویژگی‌های این سیگنال در حالات مختلف از جمله خواب آلودگی، بیماری، دروغگویی یا شرایط پراسترس متفاوت است. بنابراین می‌توانیم با تحلیل این سیگنال الگوی رفتاری و نوع برخورد افراد با مسائل مختلف را تشخیص دهیم. سادگی روش‌های ثبت این سیگنال کمک می‌کند بتوانیم اطلاعات لازم را به راحتی و با کمترین زحمت برای فرد استفاده‌کننده جمع آوری کنیم.

اگر بررسی لازم روی حرکات چشم افراد در هنگام انجام اعمالی مانند راه رفتن، استراحت کردن،

[20] wordometer
[21] Saccade
[22] Fixation
[23] Blinking

خواندن، نوشتن و... را داشته باشیم می‌توانیم این اطلاعات را با اطلاعات ناشی از حرکات چشم افراد خسته، بیمار یا افراد متهم به بزه‌کاری مقایسه و نتایج درستی درباره پیشرفت بیماری، خستگی و یا پیشرفت بزه‌کاری در افراد را کسب کنیم.

۱-۷ ساختار پایان نامه

این پایان نامه در پنج فصل تنظیم شده است که در آن سعی می‌گردد ضمن بیان پایه‌های تئوری مسئله و مرور مختصری از تحقیقات انجام شده، مطالعه صورت گرفته در طول این پروژه و نتایج بدست آمده بطور مبسوط ارائه و شرح داده شود.

در فصل اول، مقدمه‌ای بر تحقیق، با توضیح درباره سیگنال الکترواکولوگرام و لزوم انجام تحقیق و همچنین چگونگی ثبت و ضبط سیگنال ارائه شد. در فصل دوم مروری بر تحقیقات و بررسی‌های انجام شده تاکنون را ارائه خواهیم داد. در فصل سوم مراحل انجام کار با سیگنال از جمله پیش پردازش، استخراج ویژگی و طبقه بندی سیگنال‌ها و روش پیشنهادی برای کل فرآیند را عرضه خواهیم کرد. در فصل چهارم درباره نتایج بدست آمده و مقایسه آن با نتایج گذشته بررسی می‌شود. فصل پنجم درباره نتیجه گیری نهایی و آنچه در آینده می‌توان ادامه داد بحث خواهد شد.

فصل ۲ مروری بر آثار انجام شده بر اساسEOG

۲-۱ مقدمه

تاکنون مقدمه ای درباره تحقیق پیش‌رو بیان شد، درباره سیگنال الکتریکی چشم، الکترواکولوگرام و چگونگی ثبت و ضبط سیگنال بحث گردید. در این فصل مرور مختصری در خصوص کارهای انجام شده قبلی مرتبط با سیگنال EOG که تاکنون به انجام رسیده است، خواهیم داشت.

۲-۲ آثار انجام شده

۲-۲-۱ بر اساس سیستم توانبخشی و رابط انسان با ماشین

راکشیت و همکارانش [۲۲] در سال ۲۰۱۶ سیستمی برای کمک به بیماران معلول براساس سیگنال الکترواکولوگرام طراحی کردند که با حرکات چشم اعداد را شناسایی می‌کرد. این سیستم از پنج الکترود برای ثبت سیگنال و یک تقویت کننده برای بهبود دامنه سیگنال استفاده می‌کرد. آنها تقویت کننده پتانسیل EOG دو کاناله را با کانال افقی و عمودی طراحی کردند. هنگامی که سوژه مستقیم به مرکز نگاه می‌کند، هیچ اختلاف پتانسیلی ایجاد نمی‌شود زیرا دو الکترود دارای یک پتانسیل هستند. هنگامی که سوژه چشم خود را به سمت راست حرکت می‌دهد، اختلاف پتانسیل مثبت، و زمانی که سوژه چشم خود را به سمت چپ حرکت می‌دهد اختلاف پتانسیل بین الکترودها منفی می‌شود. واضح است هنگامی که سوژه چشم خود را در میان خطوط مختلف شامل اعداد نمایش داده شده در صفحه حرکت دهد، منجر به ترکیب متفاوتی از اختلاف پتانسیل‌های افقی و عمودی می‌شود. آنها در تحقیقاتشان از فیلتر پایین گذر[۲۴]، بالا گذر[۲۵] و ناچ[۲۶] فیلتر برای حذف نویز استفاده کردند. نرخ نمونه‌برداری[۲۷] ۲۵۶ بود که ویژگی‌های زمانی و فرکانسی استخراج شد. درنهایت از سه

[24] Low Pass
[25] High Pass
[26] Notch
[27] Sampling

کلاسه بند SVM[۲۸] و نزدیکترین همسایه (KNN[۲۹]) و کلاسه بند باینری برای اعلام نتایج و مقایسه آنها استفاده شد. در این مطالعه قدرت چگالی طیفی به عنوان ویژگی و ماشین بردار پشتیبان با عملکرد هسته‌ی پرسپترون[۳۰] چند لایه به عنوان طبقه بند استفاده شد. به این ترتیب سیگنال به دست آمده، پیش پردازش و در نهایت برای تولید عدد مورد نظر کاربر طبقه بندی شد. این تحقیق با هدف ارائه رویکردی جدید در HCI انجام شده بطوریکه در آن عناوین عددی که توسط حرکت چشم افراد ترسیم شده است را طبقه بندی کند. راکیشیت و همکارانش برای رسیدن به نتیجه بهتر، از سنسور دوکاناله و تقویت کننده استفاده کردند و نشان دادند که روش پیشنهادی آنها قادر به استخراج تغییر پتانسیل شبکیه و قرنیه به علت حرکت چشم برای رسم الگوی عددی می‌باشد. این پژوهش با دقت بیش از ۹۰٪ موفق به طبقه بندی سیگنال دریافتی می‌باشد. در این تحقیق سطح DC سیگنال EOG از یک شخص به شخص دیگر و حتی در یک زمان با زمان دیگر برای یک شخص متفاوت است. این باعث می‌شود تا در هر زمان سطح DC مرتب اندازه گیری شود که باعث کندی پردازش می‌شود.

ایشیمارو و همکارانش [۱۸] در سال ۲۰۱۶ روش جدیدی با استفاده از الکترواکولوگرام جهت تشخیص فعالیت‌های دیداری افراد را بررسی کردند. آنها از یک عینک جدید الکترواکولوگرام استفاده کردند. بر روی این عینک ۳ الکترود، دوتا در دو طرف بینی ویکی در ناحیه بین چشم‌ها قرار داده شد. داده‌های ثبت شده با این عینک بدون پیش پردازش تشخیص قابل قبولی داشته‌اند. در این تحقیق ۷ ویژگی بر روی یک پنجره کشویی ۶ ثانیه‌ای محاسبه شدند که شامل: میانگین و واریانس سیگنال EOG عمودی و افقی و واریانس شتاب برای هر یک از سه الکترود موجود روی عینک بود. این ویژگی‌ها برای آموزش به طبقه بند نزدیک‌ترین همسایه استفاده شدند. بررسی داده ثبت شده با عینک JINS MEME برای دو کاربر نشان دادکه تشخیص ۴ فعالیت شامل تایپ کردن، خواندن،

[28] Suport Vector Machine
[29] K-Nearest Neighbor
[30] perceptron

خوردن و صحبت کردن با دقت ۷۰٪ امکان‌پذیر است. این نتایج باعث می‌شود تا از عینک EOG به عنوان رابطی برای سیستم‌های پیچیده تر و سیستم‌های تشخیص فعالیت‌های واقعی استفاده شود.

لی و همکارانش [۲۳] در سال ۲۰۱۵ سیستم تایپ چشمی بلادرنگ به وسیله سیگنال الکترواکولوگرام را ابداع کردند. نرخ نمونه برداری در این مطالعه ۱۲۸ هرتز بود و برای به حداقل رساندن میزان نویز، یک فیلتر میانه با اندازه ثابت برای سیگنال EOG اعمال شد. اندازه پنجره فیلتر میانه۲۰ نقطه انتخاب شد که معادل۱۶۰ میلی ثانیه بود. در این سیستم، کاربران می توانند الگوهای نمادین از پیش تعریف شده را با حرکات چشم خود انتخاب کنند. برای تشخیص نوشتار، سیستم پیشنهادی ابتدا، شکل موج EOG را بازسازی و الگوسازی می‌کند تا سیستم به نوعی آموزش ببیند. سپس، سیستم ورودی‌های جدید را با یک میزان خطای احتمالی شناسایی می‌کند. در این کار، نتایج آزمایشات با ۲۰ شرکت کننده نشان داد که میزان تشخیص میانگین ۸۷/۳۸٪ برای ۲۹ الگوی مختلف نمادین (۲۶ حرف حروف الفبا و سه الگوی ورودی عملیاتی که نشان دهنده رفتن به خط بعدی، فاصله و کلید Enter هستند) می‌باشد.

کاویتا و ناگاپان [۹] در سال ۲۰۱۵ مطالعه‌ای مبتنی بر سیگنال‌های EOG برای کاربرد در سیستم‌های توانبخشی و کنترل یک ویلچر انجام دادند. آنها از پنج سنسور Ag / AgCl برای ثبت سیگنال استفاده کردند و الگوریتمی برای هدایت ویلچر معلولان پیشنهاد دادند.

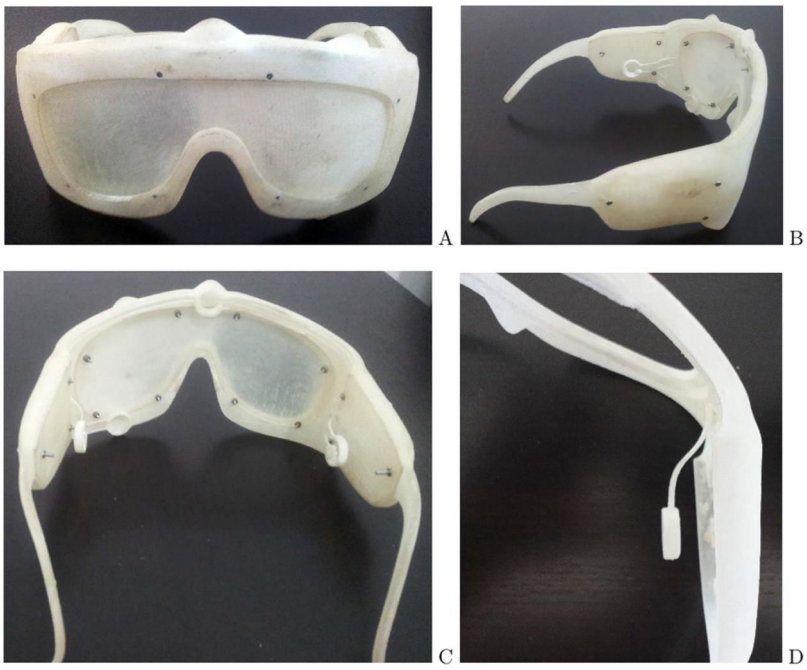
کاربر با حرکت دادن چشم به سمت بالا، پایین، چپ و راست و پلک زدن صندلی چرخدار را هدایت می‌کند تا به جلو، عقب، چپ، راست حرکت کرده و یا متوقف شود. آنها الگوریتم جدیدی به نام «الگوریتم نقطه‌ای حرکت ناوبری» برای حرکت در صندلی چرخدار طراحی کردند بطوریکه مسیر مستقیم را از مبدأ به نقطه هدف در حرکت چشم پیدا کند. همچنین سنسور تشخیص مانع نیز برای اطلاع رسانی در مورد مانعی که ممکن است در مسیر یافت شود، استفاده شده است. فاصله بین ویلچر

و نزدیک‌ترین مانع توسط این سنسور تشخیص داده می‌شود. فرآینـد، زمـانی بـه پایـان مـی‌رسـد کـه صندلی چرخدار به نقطه هدف برسد.

مانابی و همکارانش [۱۰] در سال ۲۰۱۵ تکنیک‌های غیرخطی برای تعیین جهت و زاویه حرکـت چشم را با خطای کمتر از ۴ درجه با استفاده از سیگنال EOG ارائه کردند. آنها از هفت سنسـور بـرای ثبت سیگنال و تهیه دو پایگاه داده برای آزمایش روش پیشنهادی بهره بردند. اشخاص این آزمـایش در حالت استراحت قرار گرفتند و از آنها خواسته شد که به اهداف نگاه کنند. پتانسیل‌های هفـت الکتـرود با استفاده از آمپلی فایرهای تزویج DC و با نمونه برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد. یک فیلتر پایین گـذر بـا فرکانس قطع بالای ۳۰ هرتز برای حذف نویز خط برق اعمال شد. ۲۱ کانـال EOG از ایـن ۷ الکتـرود محاسبه گردید. سپس متوسط گیری با استفاده از پنجره‌ای به طول ۲۵۰ میلی ثانیه برای حـذف نـویز فرکانس بالا از سیگنال‌های EOG انجام شد. تکنیک پیشنهاد شده در اینجا براساس غیر خطـی بـودن EOG است و راه حلی برای مشکل زاویه‌های چشم قبل و بعد از یک حرکت سریع چشم می‌باشد، این تکنیک هیچ گونه تلاشی از طرف کاربر نیـاز نـدارد، بلکـه فقـط از تفـاوت کانـال‌هـای EOG اسـتفاده می‌کند. نتایج بدست آمده از آزمایشات با شرکت پنج شخص تایید مـی‌کنـد کـه روش پیشـنهاد شـده می‌تواند زاویه چشم را با خطای کمتر از ۴ درجه تخمین بزند. تعـداد زیـاد سنسـورهایی کـه بایـد بـه اطراف چشم فرد متصل شود از معایب این روش می‌باشد.

لانـــز و همکـــارانش [۲۴] در ســال ۲۰۱۳ رابـط کـاربری کـامپیوتر و انســان کــه از ســیگنال الکترواکولوگرام استفاده می‌کند را بررسی کردند. این تحقیق یک رابـط کـامپیوتر و انسـان مبتنـی بـر الکترواکولوگرام (EOG) است که امکان تعامل بـا کـامپیوتر بـا اسـتفاده از حرکـات چشـم را توصـیف می‌کند. در این روش، یک عینک EOG جدید برای بهبود راحتی کاربر و حذف روش دستی برای قـرار دادن الکترودهای EOG در اطراف چشم کاربر طراحی شده است. شکل ۲-۱ عینـک طراحـی شـده در

این روش را نشان می‌دهد. رابط، که شامل الکترودهای EOG است، از الگوریتم پردازش جدیدی استفاده می‌کند که می‌تواند جهت حرکت و پلک زدن را از سیگنال‌های EOG تشخیص دهد. این سیستم به طور قابل اعتماد افراد را قادر به کنترل حرکت نقطه‌ای بر روی یک صفحه نمایش ویدئویی می‌کند. روش آنها، ابتدا یک فیلتر متوسط گیر متحرک برای حذف نویزهای موجود استفاده می‌کند. سپس، مشتق سیگنال برای تشخیص تغییرات ناگهانی و در نهایت به منظور بدست آوردن جهت دید و پلک زدن سیگنال ارزیابی می‌شود. درصد موفقیت به دست آمده در این روش ۹۰٪ است. ۷٪ از ۱۰٪ شکست الگوریتم مربوط به عدم تشخیص و ۳٪ مربوط به خطا در تشخیص است. تمام خطاها با حرکات چشمی و پلک زدن‌های نا خودآگاه تولید می‌شوند. با توجه به اینکه همبستگی زمانی سیگنال‌های EOG زیاد است، امکان بروز خطا در حرکات ناخودآگاه چشم بالا می‌رود. این تحقیق نشان می‌دهدکاربران قادر به رسیدن به اهداف با خطای کم و شاخص سرعت بالا هستند.



شکل ۲-۱ رابط کاربری کامپیوتر و انسان با استفاده از سیگنال الکترواکولوگرام[۲۴]

شانگ لی وو و همکارانش [۲۵] در سال ۲۰۱۳ یک روش طبقه بندی برای استفاده در دستگاه‌های رابط انسان و ماشین بی سیم مبتنی بر EOG برای تشخیص حرکات چشم در هشت

جهت معرفی کردند. این دستگاه شامل قطعات بی‌سیم ثبت سیگنال EOG می‌باشد. فیلتر میانگین متحرک ۶۰ هرتز برای حذف نویز ناخواسته از سیگنال های ضبط شده استفاده شد. فیلتر میانگین متحرک با یک پنجره پنج نقطه‌ای می‌تواند به طور موثر نویز خط برق را حذف کند. پس از پیش پردازش نمونه‌های سیگنال EOG را از ۲۵۶ به ۵۱/۲ هرتز کاهش می‌دهند تا پیچیدگی محاسباتی کاهش یابد. با آستانه گذاری سیگنال EOG، ویژگی‌های حرکتی چشم را می‌توان به راحتی تجزیه و تحلیل و طبقه بندی کرد. الگوریتم طبقه بندی EOG سیگنال‌های الکتریکی مربوط به هشت جهت حرکت چشم (بالا، پایین، چپ، راست، بالاچپ، پایین چپ، بالاراست و پایین راست) و پلک زدن دسته بندی می‌کند. شناخت و پردازش ویژگی‌های مختلف این هشت گروه حرکت چشم در شرایط زندگی واقعی به دست آمده‌اند که نشان می‌دهد این دستگاه قابل اعتماد بوده و می‌تواند یک روش موثر برای شناسایی حرکات چشم باشد.

سوامی ناتان و همکارانش [۲۶] در سال ۲۰۱۲ طراحی یک سیستم تایپ براساس EOG را انجام دادند. این روش شامل یک صفحه کلید مجازی برای تایپ حروف در مانیتور با استفاده از ۸ نوع از الگوهای EOG مجزا می‌باشد. الگوی EOG براساس شناسایی دامنه و زمان اجزای مثبت و منفی سیگنال طراحی شده است. در این تحقیق پنج الکترود برای اندازه گیری سیگنال EOG استفاده شد. سیگنال‌های ثبت شده پس از تقویت، فیلتر و به دیجیتال تبدیل می‌شوند. مرحله فیلترکردن با یک فیلتر میان گذر با فرکانس‌های قطع ۳۰-۲ هرتز انجام شده‌است. همچنین برای کم کردن اثر نویز برق شهر از یک فیلتر ناچ با فرکانس قطع ۵۰ هرتز استفاده شد. فرکانس نمونه برداری در این آزمایش ۱۲۸ هرتز بود. الگوریتم طبقه بندی به وسیله مقادیر آستانه برای بخش‌های مثبت و منفی سیگنال به کار گرفته شد. از آنجا که هر رخداد خاصی در بخش‌های مثبت و منفی هر الگوی EOG بسته به نوع حرکت چشم انجام می‌شود، پس از تشخیص بخش‌های مثبت / منفی، الگوریتم منتظر یک زمان خاص برای حضور جزء بعدی می‌شود. برای مثال، وقتی که دامنه بزرگتر از آستانه است، دامنه سیگنال در ۰/۷۸ ثانیه بعدی بررسی می‌شود. اگر دامنه در این منطقه کمتر از ۵۰- میکروولت باشد،

الگوریتم آن را به عنوان حرکت بالا شناسایی می‌کند. همین روش برای جهت‌های دیگر نیز استفاده می‌شود. وقتی دامنه حرکت بیشتر از مقدار آستانه باشد، آن را یک مقدار معتبر برای طبقه‌بندی درنظر می‌گیرد. معمولا، مقدار آستانه از طریق آزمون و خطا تعیین می‌شود. این حرکات چشم می‌توانند یک صفحه کلید مجازی را کنترل کنند. مکان نما بر روی مربع‌های حروف صفحه کلید روی صفحه نمایش حرکت کرده و عمل تایپ انجام می‌شود. حرکات چشم بجای مکان نما و پلک زدن عمدی چشم، عمل انتخاب را انجام می‌دهد. سرعت تایپ این سیستم ۱۵ حرف/دقیقه و دقت آن ۹۵٪ است. از معایب این روش وابسته بودن آن به آستانه‌های انتخاب شده می‌باشد.

یوساکلی و همکارانش [۲۷] در سال ۲۰۱۰ به ایجاد و توسعه یک صفحه کلید مجازی که به کاربر برای ارسال پیام و برقراری ارتباط با دیگران کمک می‌کند مبادرت ورزیدند. برای ثبت سیگنال EOG از ۵ الکترود Ag / AgCl با نرخ نمونه برداری ۱۷۶ هرتز استفاده کردند. آنها از مشتقگیر برای حذف سطح DC سیگنال و یک فیلتر برای حذف نویز ۵۰ هرتز استفاده کردند. الگوریتم نزدیکترین همسایه برای پردازش‌های بعدی سیگنال EOG استفاده شده است.

هدف از این مطالعه ارائه سیگنال الکترواکولوگرام به عنوان رابط کاربری انسان و کامپیوتر جهت ایجاد یک کانال جایگزین موثر برای برقراری ارتباط بدون بیان واژگان و حرکات دست بوده است. این مسئله در افزایش کیفیت زندگی بیماران مبتلا به سفت شدگی جانبی بافت‌ها (آمیوتروفیک[۳۱]) یا بیماری‌های دیگر که از حرکت صحیح اندام و عضلات صورت جلوگیری می‌کنند، نقش بسزایی دارد. در این تحقیق، سیستم مبتنی بر P300 و سیستم جدیدی مبتنی بر EOG مقایسه شده است. یک کلمه پنج حرفی با EOG می‌تواند به طور متوسط در ۲۵ ثانیه و با دستگاه مبتنی بر EEG در ۱۰۵ ثانیه نوشته شود. دادن پیام‌هایی مانند "پاک کردن صفحه" را می‌توان در ۳ ثانیه با سیستم پیشنهادی انجام داد. نتایج مقاله نشان داد که این سیستم از لحاظ دقت، سرعت، کاربرد و بهره وری

[31] Amyotrophic

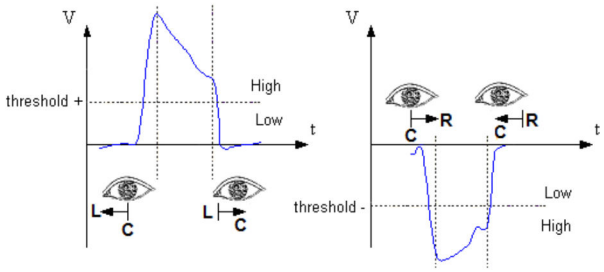
هزینه، کارایی بیشتری نسبت به سیستم BCI مبتنی بر P300 دارد.

آنگساگون و همکارانش [۲۸] در سال ۲۰۱۲ رابط انسان و کامپیوتر مبتنی بـر الکترواکولـوگرافی (EOG) قوی که توسط حرکات هشت جهته کنترل می‌شود را توسعه دادند. در این کار یـک الگـوریتم طبقه بندی قوی برای هشت جهت حرکت پیشنهاد شده که مـی‌توانـد اثـر نـویز را در سـیگنال EOG بخصوص برای حرکات غیر عمدی و پلک زدن کاهش دهد. الگوریتم پیشنهادی بر اساس ویژگـی‌هـای زمانی و مشتق سیگنال است. هشت ویژگی مشخصه زمانی مفید از جمله قله[۳۲] و موقعیت‌هـای دامنـه دره[۳۳]، و دامنه‌های بالا و پایین کانال‌های عمودی و افقی EOG پیشنهاد شده است. بر اسـاس مقـادیر آستانه بهینه، نتایج نشان داد که دقت طبقه بندی برای آزمایش سه موضوع، به ۱۰۰٪ رسید. علاوه بـر این، روش پیشنهادی در [۲۸] اولین روش بـه منظـور اجتنـاب از حرکـات غیـر ارادی چشـم و دیگـر ویژگی‌های حوزه زمان بود. با وجود دستیابی به نرخ تشخیص ۱۰۰٪، وابسته بودن الگوریتم به مقـادیر آستانه از معایب آن می‌باشد.

مانوئل مارینو و همکارانش [۲۹] در سال ۲۰۱۱ به ایجاد یک سیسـتم تشـخیص حرکـت چشـم براساس سیگنال EOG پرداختند . آنها از سنسور Ag / AgCl برای ثبت EOG اسـتفاده کردنـد. نـرخ نمونه برداری ۱۲۸ هرتز بوده و نویز توسط یک فیلتر میانگین‌گیر حذف شـده اسـت. الگـوریتم توسـعه یافته برای طبقه بندی EOG بستگی به سطح دامنه مشتق سیگنال EOG دارد. مشتق سیگنال EOG برای تشخیص لبه‌های سیگنال استفاده شده‌است. این الگوریتم از لبه اولیه، لبه نهـایی، و منطقـه بـین لبه‌ها استفاده می‌کند. یک حرکت چشم شامل فراز و فرود دامنه سیگنال EOG است. دو سطح ولتـاژ، "کم" و "زیاد"، می‌تواند به منظور تشخیص حرکت عمدی و غیر عمدی مورد اسـتفاده قـرار گیـرد. دو سطح "پایین" و "بالا"، را می‌توان با یک مقـدار آسـتانه تعریـف شـده بطوریکـه در شـکل ۲-۲ دیـده

[32] Peak
[33] valley

می‌شود، مشخص کرد. در طول حرکت چشم، سه مرحله مختلف در سیگنال EOG را می‌توان شناسایی کرد: افزایش دامنه سیگنال از سطح "پایین" به سطح "بالا"، تثبیت در سطح "بالا" و در نهایت، کم کم ناپدید شدن در سطح "پایین". به این ترتیب، چهار جزء مختلف می‌تواند مشخص شود: لبه اولیه، لبه نهایی، منطقه بین لبه‌ها و خطا. از این واقعیت برای از بین بردن نویز سیگنال استفاده شده است. برای مثال، اگر از یک زمان سنج استفاده کنیم می‌توانیم عرض منطقه تثبیت را اندازه گیری کنیم. برای حرکت بسمت بالا و پلک زدن، لبه اولیه مثبت است و لبه نهایی منفی است. زمان‌سنج عرض ناحیه بین لبه‌ها را محاسبه می‌کند. در یک پالس اگر عرض منطقه بین دولبه کوچکتر از ۲۵۰میلی ثانیه بود به عنوان پلک زدن طبقه بندی شده و حذف می‌شود.



شکل ۲-۲ حرکت چشم و تغییر دامنه سیگنال[۲۴]

شکل ۲-۲ حرکت چشم و تغییر دامنه سیگنال را نمایش می‌دهد. وابسته بودن عملکرد الگوریتم پیشنهاد شده توسط زاولو و همکارانش به درجه مدل پیش بینی کننده خطی یکی از ایرادات آن محسوب می‌شود.

لو و همکارانش [۳۰] در سال ۲۰۱۰ الگوریتم تشخیص حرکت و رابط کامپیوتر انسانی مبتنی بر EOG را توسعه دادند. ضرایب کپستروم پیش بینی کننده خطی (LPCC[۳۴]) پالس‌های EOG به عنوان بردارهای ویژگی استخراج می‌شوند. انحراف زمان پویا (DTW[۳۵]) برای حل اختلاف در مدت

[34] Linear Prediction Coding Cepstrum
[35] Dynamic Time Warping

زمان پالس EOG در شرایط مختلف می‌باشد. علاوه بر این، الگوریتم آنتروپی[۳۶] طیفی[۳۷] برای تشخیص نقاط انتهایی پالس‌های EOG استفاده می‌شود که می‌تواند قدرت تشخیص را بهبود بخشد و میزان تشخیص را در پس زمینه‌های پر نویز افزایش دهد. نتایج تجربی و شبیه سازی بر اساس سیگنال‌های واقعی EOG نشان می‌دهد که الگوریتم پیشنهادی دارای عملکرد پایدار است و می‌تواند برای کنترل و ارتباط آنلاین در سیستم HCI مبتنی بر EOG استفاده شود.

باری و همکارانش [۳۱] در سال ۲۰۰۲ یک روش کنترل چشمی مبتنی بر الکترواکولوگرام (EOG) را توسعه دادند. یکی از مهم ترین ویژگی‌هایش متشکل بودن آن از بخش‌های کوچک است. در واقع سیستم پیشنهادی آنها با نیازهای خاص هر کاربر با توجه به نوع و درجه آزادی مربوطه سازگار می‌شد. در این تحقیق سیگنال EOG توسط پنج الکترود در اطراف چشم ثبت می‌شود، دو الکترود در سمت راست و چپ برای تشخیص حرکت افقی و یک جفت دیگر در بالا و پایین چشم برای تشخیص حرکت عمودی، و الکترود مرجع بر روی پیشانی. تفاوت دامنه سیگنال EOG برای هر درجه از حرکات چشم تقریبا ۲۰ مگاوات است. در این سیستم سیگنال‌ها با نرخ ۱۰ هرتز نمونه برداری ثبت می‌شوند. سیگنال EOG در نتیجه تعدادی از عوامل، از جمله چرخش چشم، حرکت پلک، منابع مختلف مصنوعی مانند حرکات سر، تاثیر نور و غیره ممکن است نویزی شود. برای جلوگیری از این مشکل، یک تقویت کننده دیفرانسیل با ولتاژ AC (۱۰۰۰-۵۰۰۰) همراه با یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع در ۰/۰۵ هرتز و ثابت نسبتا بزرگ و یک فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع در ۳۵ هرتز استفاده می‌شود. در این کار از الکترودهای سطحی فلزی شناور Ag-AgCl استفاده می‌شود.

تمرکز این رابط کاربری انسان و ماشین (HMI) بر روی هدایت و کنترل صندلی چرخدار برای افراد معلول بوده است، که کنترل بوسیله حرکات چشم انجام می‌شود. این سیستم شامل یک صندلی

[36] entropy
[37] Spectral

چرخدار استاندارد الکتریکی با یک کامپیوتر لمسی(نوت بوک)، حسگرها و یک رابط کاربری گرافیکی می‌باشد که توسط کامپیوتر اجرا می‌شود. به این ترتیب، این روش کنترل برای اداره رابط گرافیکی، از چشم به عنوان موشواره کامپیوتر استفاده می‌کند. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که این روش کنترل می‌تواند در برنامه‌های چندگانه، مانند کمک‌هایی برای پویایی و ارتباطات برای افراد معلول مفید باشد. این سیستم کنترل به طور خاص به افراد معلول اجازه می‌دهد تنها از هماهنگی چشم‌ها برای کنترل وسایل استفاده کنند.

۲-۲-۲ براساس شناسایی حرکات چشم

ارکایماز و همکارانش [۳۲] در سال ۲۰۱۵ یک مدل هوشمند برای شناسایی حرکات چشم براساس شبکه عصبی ارائه‌کردند که علاوه بر تشخیص جهت حرکت چشم، تیک چشمی و پلک زدن را تشخیص می‌داد. آنها از پنج سنسور برای ثبت اطلاعات استفاده کردند و نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز در ۱۲۰ ثانیه سیگنال استفاده شد. الگوریتم شناسایی تنها از دو دسته ویژگی عمودی و افقی بهره برده است. آنها با انتخاب مقدار آستانه مناسب هفت حالت شامل حرکت به چهارطرف، تیک چشمی، پلک زدن و نگاه ثابت را شناسایی کردند.

در این تحقیق تنها دو ویژگی از سیگنال الکتروالوگرام استخراج شد که به عنوان ورودی برای یک شبکه عصبی مصنوعی استفاده شود. پس از ضبط سیگنال‌های EOG، مرحله دوم فرآیند که پیش پردازش است با هدف حذف سیگنال‌های ناخواسته انجام شد. در این مرحله با آستانه گذاری، سیگنال‌های ناخواسته حذف شد. آنها مقادیر آستانه را به طور ضمنی تعیین کردند. مرحله بعد از پیش پردازش تقویت سیگنال‌های ثبت شده است. در این مرحله، دامنه‌های سیگنال EOG عمودی و افقی با گین[۳۸] ۵۰ تقویت می‌شوند. سپس فرایند استخراج ویژگی با محاسبه دو ویژگی از سیگنال‌های عمودی و افقی در این مرحله انجام می‌شود. بر اساس دو ویژگی، آنها همه انواع حرکات چشم را

[38] Gain

تعیین کردند. در این مراحل، تعیین مقادیر آستانه برای تعیین هر نوع حرکات از اهمیت زیادی برخوردار است. آخرین مرحله شامل تصمیم گیری برای نوع حرکت چشم از طریق شبکه عصبی مصنوعی است. آنها یک رویکرد جدید برای محاسبه دو ویژگی ایجاد کردند که محدوده حرکت را محاسبه می‌کرد. نتایج نشان می‌دهد که مدل پیشنهادی آنها می‌تواند یک ابزار جدید برای تعیین جهت صحیح حرکات چشم باشد. ولی وابستگی به مقادیر آستانه یکی از محدودیت‌های اصلی روش پیشنهادی ارکایماز و همکارانش می‌باشد.

جوهانگ جو و همکارانش [۳۳] در سال ۲۰۱۶ سیستمی تک کاناله برای ثبت و ضبط سیگنال الکترواکولوگرام را استفاده کردندکه در آن از سه سنسور انعطاف پذیر با نوار طلا برای ثبت سیگنال استفاده شد. آنها به جای استفاده از تک ویژگی از بردار ویژگی، و به جای مقدار آستانه ثابت برای شناسایی کلاس‌ها از مقادیر آستانه متفاوت برای شناسایی هر کلاس از حرکات چشم استفاده کردند. این انتخاب به آنها اجازه داد تا بهبود چشمگیری در عملکرد و شناسایی کلاس‌ها بدست بیاورند.

این مطالعه نشان می‌دهد که الکترواکولوگرافی تک کانال (EOG) ضبط شده توسط الکترودهای انعطاف پذیر می‌تواند به طور عملی برای کنترل کامپیوتر یا دستگاه با استفاده از الگوریتم‌های تشخیص مناسب و روش‌های کنترل کارآمد مورد استفاده قرار گیرد. روش این تحقیق به این ترتیب است که ابتدا فرآیند تولید میکرو تکنولوژی برای تهیه یک سنسور قابل انتقال شامل سه الکترود (یک الکترود اندازه گیری، یک الکترود زمین و یک الکترود مرجع) مورد استفاده قرار گرفت. هر الکترودی از یک نوار طلایی به شکل یک مارپیچ پلاستیکی تشکیل شده بود تا بتواند تماس پوستی و کشش پذیری را فراهم کند. سنسور تقریبا مثلثی با طول ۵ سانتیمتر و ضخامت ۷۰ اونس بود. این الکترودها می‌توانند تا ۱۰٪ بدون آسیب، کشیده شوند. وزن سنسور ۱۸۰ میلی‌گرم بود. آنگاه، EOG توسط سنسور پیشنهاد شده ثبت شد. حداکثر مقدار دامنه در سیگنال‌های ثبت شده به عنوان ویژگی‌هایی برای تشخیص انواع حرکت‌های چشم با استفاده از الگوریتم تشخیص مبتنی بر آستانه استخراج شد.

در نهایت، یک سیستم رابط انسان وکامپیوتر با تبدیل حرکات چشم به دستورات کامپیوتر از جمله حرکت به بالا، حرکت به پایین و... انجام شد. برای تأیید اثربخشی سیستم، هشت نفر با استفاده از حرکات چشم خود برای حرکت به یک سند روی صفحه نمایش آموزش داده شدند. نتایج به این ترتیب بود که سیستم توانایی تشخیص کنترل‌های مداوم با دقت متوسط ۸۴٪ را داشت. سیستم پیشنهادی یک تجربه کاربری راحت، یک روش کنترل پایدار و چارچوب سیستماتیک ساده برای توسعه سیستم‌های رابط انسان و ماشین عملیاتی را فراهم کرد.

۲-۲-۳ براساس سیستم تشخیص احساسات

رنوگا و سوندار‌یا [۳۴] در سال ۲۰۱۷ سیستم تشخیص احساسات براساس حرکات چشم انسان با استفاده از سیگنال‌های الکترواکولوگرافی (EOG) را بررسی کردند. در روش پیشنهادی آنها، سیگنال EOG براساس احساسات به عنوان : شاد، غمگین، عصبانی، ترسیده و دلپذیر طبقه بندی شدند. قبل از طبقه بندی، سیگنال‌های الکترواکولوگرافی پیش پردازش شده و برای استخراج ویژگی‌ها از روش‌های آماری و تکنیک ICA[۳۹] استفاده شد. با استفاده از این تکنیک‌ها، احساسات شناسایی و وارد سیستم تکنیک واقعیت تقویت شده (AR[۴۰]) می‌شوند که در آن انسان‌ها می‌توانند با سیستم ارتباط برقرار کنند یا به آن پاسخ دهند. ویژگی‌هایی مانند میانگین، واریانس، انحراف استاندارد، ناهمواری، همبستگی خودکار، درجه اوج در یک نمودار آماری، حداکثر و مجموع برای سیگنال EOG افقی و عمودی از همه شرکت کنندگان محاسبه شد. تجزیه و تحلیل اجزای مستقل (ICA)، به عنوان روشی برای انتخاب ویژگی مورد استفاده قرار گرفت. ICA سیگنال حذف نویز شده را به قطعات جداگانه تقسیم می‌کند و مقدار متوسط فردی را برای همه شرکت کنندگان محاسبه می‌نماید. آنها از طبقه بند SVM برای دسته بندی احساسات در سیگنال‌ها استفاده کردند.

[39] Independent Component Analysis

[40] augmented reality

۲-۲-۴ براساس سیستم تشخیص بیماری

بانرجی و همکارانش [۳۵] در سال ۲۰۱۴ سیستمی برای تشخیص زودهنگام حرکات چشم افراد مبتلا به بیماری اتیسم بوسیله سیگنال EOG را ارائه کردند که برای آموزش آنها نیز استفاده می‌شود. اتیسم یک نوع بیماریست که با اختلال حرکات چشم و نداشتن الگوی حرکتی مناسب چشم نمایان می‌شود. تشخیص زود هنگام بیماری در کودکی کمک زیادی به بهبود آن می‌کند. بانرجی و همکارانش برای ثبت سیگنال‌ها از پنج الکترود و برای حذف نویز از فیلتر باتروورث استفاده کردند. در روش آنها سیگنال‌های چشم از افراد نرمال در مدت پنج روز با استفاده از یک سیستم ثبت سیگنال الکترواکولوگرام توسعه یافته در آزمایشگاه ثبت شد. پارامترهای هنجاری مانند فعالیت، تحرک و پیچیدگی به عنوان ویژگی‌های سیگنال مورد استفاده قرارگرفتند. جهت حرکت چشم در پاسخ به یک محرک بصری برای ردیابی یک شی با استفاده از دسته بندهای گروهی[۴۱] طبقه بندی شدند. حداکثر دقت طبقه بندی ۸۳/۰۹٪، ۹۰/۲۷٪، ۸۰/۷۵٪ و ۹۲/۲۷٪ درگروه بندی بسته بندی شده[۴۲] می‌باشد. این سیستم برای اندازه گیری دقت ردیابی چهار نتیجه مختلف حرکت یک شی در چهار جهت مختلف طراحی شده است. میانگین دقت ردیابی بیش از ده فرد نرمال با در نظر گرفتن همه چهار محرک متوالی از ۷۸/۶۴٪ به ۹۰/۹۶٪ در پنج روز افزایش می‌یابد که با کاهش خطای خیره شدن از ۳۶/۶٪ به ۱/۲۹٪ همراه است. این امر تشخیص راحت خطاهای چشم / خطای خیره شدن در افراد مبتلا به اوتیسم را با افزایش تدریجی ردیابی یک دنباله از اشیاء در ۵۰٪ از موارد از طریق آموزش بهبود می‌بخشد. طبقه بندهای گروهی و بسته‌ای (BnB[۴۳]) برای تمایز حرکات چشم در جهت‌های مختلف و همچنین دقت آموزش دیده‌اند. طبقه بندهای آموزش یافته برای طبقه بندی حرکت‌های چشم مختلف جهت استفاده از یک محرک بصری آزمایشی که شامل ردیابی توپ بر روی صفحه

[41] ensemble
[42] bagging
[43] Bagging and Boosting

کامپیوتر است استفاده می‌شود. به این ترتیب عملکرد طبقه بندی‌های گروهی که جهت حرکت جنبش چشم را مشخص می‌کنند، تجزیه و تحلیل می‌شود. سپس بهترین طبقه بندی کننده برای پیدا کردن دقت ردیابی موفق یک فرد در یک رشته کامل در نظر گرفته می‌شود. اگر دقت ردیابی کمتر از ۵۰٪ باشد، می‌توان نتیجه گرفت که فرد نمی‌تواند حرکت توپ را ردیابی کند و احتمالا تحت تاثیر اوتیسم قرار می‌گیرد. اگر یک شخص به عنوان اوتیستیک تشخیص داده شود، از او خواسته می‌شود تا روزانه از این سیستم استفاده کند تا دقت ردیابی بیش از ۵۰٪ افزایش یابد و خطاهای خیره شدن زیر ۲۰٪ کاهش یابد.

۲-۲-۵ براساس سیستم تشخیص فعالیت

بولینگ و همکارانش [۳۶] در سال ۲۰۱۱ الگوریتمی برای تجزیه و تحلیل حرکات چشم به منظور تشخیص فعالیت‌ها ارائه دادند. اطلاعات حرکات چشم با استفاده از یک سیستم الکترواکولوگرام(EOG) چهار کاناله با نرخ نمونه برداری ۱۲۸ هرتز ثبت شد. سیگنال EOG با استفاده از آرایه ای شامل پنج الکترود ۲۴ میلی متری Ag / AgCl مرطوب[۴۴] که اطراف چشم قرار گرفته شده، ثبت می‌شود. سیگنال افقی با استفاده از یک الکترود درکنار بینی و الکترود دیگر در طرف دیگر چشم راست جمع آوری می‌شود. سیگنال عمودی با استفاده از یک الکترود در بالای ابروی راست و الکترود دیگری در لبه پایین چشم راست، ثبت می‌شود. الکترود پنجم، برای ثبت مرجع سیگنال، وسط پیشانی قرار داده شده است. آنها برای اولین بار به توصیف و ارزیابی الگوریتمی برای تشخیص ویژگی‌های سه نوع حرکت چشم از سیگنال EOG شامل حرکت سریع چشم، حرکت ثابت چشم و پلک زدن پرداختند و یک روش برای ارزیابی الگوهای تکراری حرکات چشم ارائه کردند. سپس ۹۰ ویژگی مختلف بر اساس این نوع حرکات چشم استخراج و زیر مجموعه ای از آنها را با استفاده از

[44] wet

الگوریتم حداقل افزونگی حداکثر ارتباط (mRMR[۴۵]) انتخاب کردند. آنها این روش را با مطالعه بر روی هشت شرکت کننده در محیط یک دفتر و با استفاده از مجموعه‌ای از پنج کلاس شامل : کپی کردن متن، خواندن مقاله چاپ شده، یادداشت برداری دست نوشته، تماشای فیلم و مرور وب ، اعتبارسنجی کردند. آنها با استفاده از طبقه بند ماشین بردار پشتیبان (SVM) توانستند دقت[۴۶] متوسط از ۷۶/۱ درصد و فراخوان[۴۷] ۷۰/۵درصد را به دست بیاورند. این کار به رسمیت شناختن شناسایی فعالیت‌ها براساس حرکات چشم (EAR[۴۸]) را نشان می‌دهد و بحث در مورد کاربرد وسیع‌تری از EAR برای شناسایی فعالیت‌های دیگر که به سختی قابل تشخیص و یا حتی با استفاده از روش‌های رایج غیر ممکن است، را باز می‌کند.

۲-۲-۶ براساس نظارت بر خواب

لیانگ و همکاران [۳۷] در سال ۲۰۱۵ یک سیستم مبتنی بر الکترواکولوگرافی (EOG) خودکار برای نظارت بر خواب را طراحی و ارزیابی کردند. در مقایسه با ضبط الکتروانسفالوگرام[۴۹] ، EOG دارای مزیت ثبت آسان است و می‌تواند براحتی توسط کاربران مورد استفاده قرار گیرد. آنها همچنین ماسک چشم هوشمند را که برای اندازه گیری مرحله خواب و کیفیت آن است، طراحی کردند. دو آزمایش کاربردی انجام شد تا نشان دهند که سیستم پیشنهادی اندازه گیری‌های معتبر خواب را تولید می‌کند. یافته‌ها نشان می‌داد که این سیستم همچنین می‌تواند برای نظارت بر خواب طولانی مدت یا کنترل محیط خواب استفاده شود تا کیفیت خواب کاربر بهبود یابد و راحت تر باشد. برای طراحی ماسک چشم، الکترودهای EOG سنتی را نمی‌توان به راحتی توسط کاربران غیر حرفه ای در خانه بکار برد. ایده اصلی سخت افزار این پژوهش طراحی ماسک چشم با الکترودهای EOG ادغام شده

[45] Minimum Redundancy Maximum Relevance
[46] accuracy
[47] recall
[48] Eye-based Activity Recognition
[49] ElectroEncephaloGram

می‌باشد. الکترودهای معمولی EOG از پدهای چسبی و رسانا استفاده می‌کنند که این پدها قابل استفاده مجدد نیستند. بنابراین، آنها الکترودهای معمولی را با الکترودهایی که می‌توان از آنها بطور مجدد و راحت استفاده کرد، جایگزین کردند. همچنین از پارچه‌های ماسک چشم که راحت و آماده هستند برای این کار استفاده شد. EXCELENT 47 (شرکت Moxie Corporation) یک حسگر پارچه ای اختصاصی با ترکیب نقره / پلی آمید (۲۰٪ / ۸۰٪) طراحی کرد. برای کاهش فشار روی چشم‌ها، آنها از اسفنج‌ها که بین سنسور و ماسک چشم قرار گرفته‌اند استفاده کردند. این سیستم در محیط سیستم اندازه گیری خواب ثابت که معمولا در تحقیقات خواب بالینی استفاده می‌شود، دقت ۸۴/۳۳٪ را بدست آورد و در آزمایش خواب شبانه، نتیجه کلی دقت ۸۳/۰۸٪ بوده است.

۲-۲-۷ براساس سیستم بهبود عملکرد

دیملو و دیسوزا [۳۸] در سال ۲۰۱۲ به پیاده سازی سیستمی در نرم افزار LabView برای طبقه‌بندی سیگنال EOG پرداختند. آنها از الکترود Ag / AgCl برای ثبت سیگنال EOG استفاده کردند. برای غلبه بر تضعیف الکترولیت‌ها روی پوست، از ژل کلرید سدیم استفاده شد. سپس سیگنال EOG تقویت و با استفاده از یک فیلتر میان گذر با فرکانس‌های قطع ۳۰ هرتز و ۰/۵هرتز نویز آن حذف شد. آنها از این واقعیت که دامنه سیگنالEOG در زمان پلک زدن بالاتر از دامنه سیگنال در زمان حرکت چشم است، استفاده کردند. آنها مقادیر دامنه سیگنال را با یک مقدار آستانه مقایسه کرده و اگر دامنه سیگنال بیش از آستانه بود، آن را به عنوان یک پلک زدن در نظر گرفتند.

چانگ و همکارانش [۳۹] در سال ۲۰۱۳ سیستمی برای حذف وابستگی متقابل بین مولفه‌های عمودی و افقی چشم در الکترواکولوگرام که منجر به کاهش نویز می‌شود ابداع کردند. برای ثبت سیگنال EOG از۶ الکترود Flat-Type استفاده کردند بطوریکه چهار الکترود به ترتیب در اطراف چشم و دو الکترود روی استخوان پشت گوش چپ و راست به عنوان مرجع و زمین قرار گرفت. نرخ

نمونه برداری ۶۴ هرتز و تعداد نمونه‌ها ۲۰۴۸ بود. آنها از فیلتر میانه برای حذف نویز استفاده کردند. پس از فیلتر شدن و تقویت، سیگنال‌های EOG به کامپیوتر منتقل شد. آنها یک روش برای حذف وابستگی ناخواسته میان کانال افقی و عمودی EOG را با معرفی یک ثابت فردی، که می تواند به راحتی از یک دوره کوتاه سیگنال EOG ثبت شده در طول یک حرکت «چپ به راست» به دست آید، پیشنهاد کردند. نتایج این تحقیق نشان داد ضریب همبستگی با شکل موج ایده آل EOG را می‌توان با استفاده از الگوریتم تشخیص ساکاد تبدیل موجک گسسته افزایش داد.

۲-۲-۸ براساس توسعه سیستم‌های بازی مبتنی بر EOG

رو کیم و یوون [۴۰] در سال ۲۰۱۳ یک بازی با استفاده از الکترواکولوگرام (EOG) طراحی کردند. در این بازی از سیگنال EOG برای کنترل بازی استفاده می‌شود. یک میکروکنترلر سیگنال‌ها را برای شبیه سازی یک بازی DDR[۵۰] پردازش می‌کند. این بازی ممکن است به عنوان ورزش چشم برای تمرکز و دقت بصری استفاده شود. الکترودهای Ag / AgCl یکبار مصرف برای اندازه‌گیری EOG مورد استفاده قرار گرفتند. در این تحقیق یک مجموعه از سه الکترود وجود داشت، بطوریکه یکی به ورودی مثبت، یکی دیگر به ورودی منفی و آخرین به عنوان ورودی مرجع تقویت کننده (IA[۵۱]) متصل شدند. تقویت تفاضلی توسط IA حذف سیگنال مشترک با امپدانس ورودی بسیار بالا و سیگنال EOG خام شناسایی شده است.در این سیستم از باتری‌ها به عنوان منبع تغذیه استفاده شد و ولتاژ بین ۹ و ۹- به عنوان ولتاژ منبع تنظیم شد. برای حذف مولفه‌های DC و فرکانس بالا، فیلتر میان گذر با فرکانس‌های قطع ۰/۰۵ و ۵۰ هرتز اعمال شد. سپس سیگنال در چند مرحله جداگانه تقویت می‌شود تا بتوان پهنای باند گسترده‌تری به دست آورد. نویز ۶۰ هرتز نویز منبع تغذیه در همه جا وجود دارد. بنابراین، فیلتر ناچ ۶۰ هرتز برای حذف این نویز اضافه می‌شود. کنترل سیگنال با

[50] Dance Dance Revolution
[51] Instrumentation amplifier

"روشن" و "خاموش" انجام می‌شد. برای جلوگیری از عملیات معیوب، تقویت سیگنال و برای ایجاد شکل موج دیجیتالی، به میکروپروسسور یک مقایسه کننده اضافه شد.

۳-۲ جمع بندی

در این فصل درباره آثار مرتبط با سیگنال EOG که تاکنون به انجام رسیده بحث گردید. هرکدام از آثار را از نظر نوع سیگنال، نوع فیلتر پیش پردازش، استخراج ویژگی، نوع طبقه‌بند و کاربرد درنظر گرفته شده، براساس آنچه در مقاله‌ها ارائه شده‌اند، بررسی شدند.

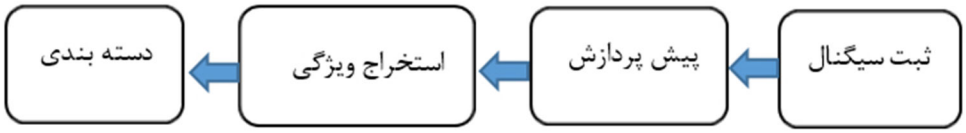
فصل ۳ توصیف روش پیشنهادی

۳-۱ مقدمه

تاکنون سیگنال الکتریکی چشم معرفی گردید. در مورد چگونگی ثبت و ضبط سیگنال بحث گردید. همچنین مختصری درباره آثار مرتبط با سیگنال EOG که تاکنون به انجام رسیده شرح دادیم. در این فصل میخواهیم به مراحل پیش پردازش سیگنال، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی سیگنال‌ها توسط روش پیشنهادی که در این تحقیق انجام شده است، بپردازیم.

۳-۲ مراحل انجام کار

برای استفاده مناسب از سیگنال EOG ابتدا پیش پردازش‌های لازم از جمله حذف نویز و تعیین محدوده سیگنال مناسب روی داده‌های ورودی صورت می‌گیرد. سپس با استفاده از مقادیر آستانه نوع حرکت چشم مشخص شده و پس از آن استخراج ویژگی و سپس دسته بندی سیگنال‌ها که خود شامل مرحله آموزش و تست است، انجام می‌شود. در نهایت می‌توانیم با استفاده از ویژگی‌های مربوط به طرز نگاه افراد، نوع فعالیت کاربر را تشخیص دهیم. شکل ۳-۱ مراحل انجام کار را بطور گرافیکی نمایش می‌دهد. مراحل اصلی شامل ثبت سیگنال، پیش پردازش، استخراج ویژگی و دسته بندی می‌باشد.

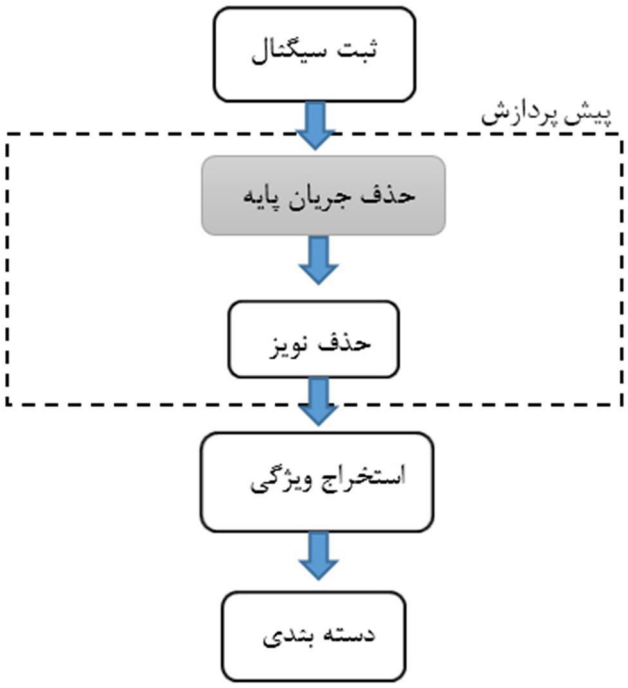


شکل ۳-۱ مراحل انجام کاردر روش پیشنهادی این تحقیق

۳-۳ پیش پردازش

پس از ثبت و نمونه برداری مناسب از سیگنال الکتریکی حاصل از حرکت چشم‌ها نوبت به مرحله پیش پردازش می‌رسد. به دلیل این که اطلاعات سیگنال EOG به طور عمده با تداخل سیگنال‌های

دیگر از جمله سیگنال EMG یا ماهیچه چشم همراه است و این نوعی نویز محسوب می‌شود، معمولا از یک فیلتر برای حذف نویزهای مختلف استفاده می‌شود. نویزی که ممکن است به دلیل اختلال در الکترودها یا اختلال در حواس شخص به هنگام ضبط سیگنال به وجود آمده باشد با یک فیلتر دیگر حذف می‌شود. شکل ۳-۲ نشان می‌دهد که در مرحله پیش پردازش حذف جریان پایه انجام می‌شود.



شکل ۳-۲ مراحل انجام کار پیش پردازش

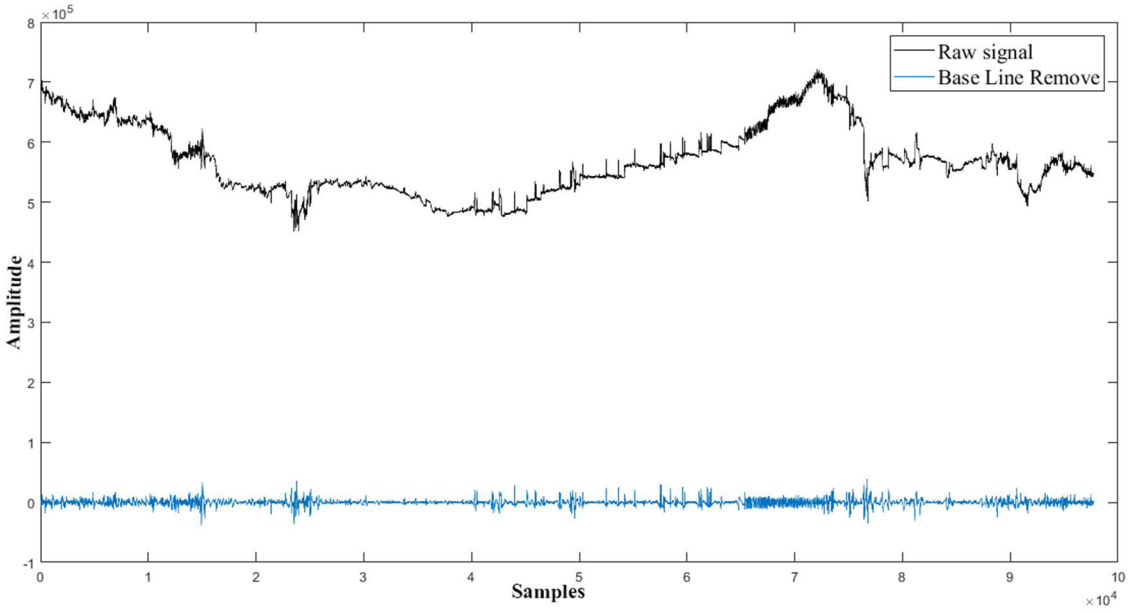
۳-۳-۱ حذف جریان پایه[52]

جریان پایه، تغییر فوق‌العاده آهسته سیگنال EOG است که بصورت یک جزء فرکانس پایین در سیگنال دیده می‌شود. جریان پایه فقط مخصوص حرکات چشم نیست و بسیاری از سیگنال‌ها با آن درگیر هستند. این جریان ممکن است از منابع بسیاری به وجود بیاید، به عنوان مثال، تداخل سیگنال پس زمینه و یا قطبی شدن الکترود می‌تواند باعث بوجود آمدن جریان پایه شود [۴۱]. اگرچه، تمام حرکات دیگر چشم در معرض جریان پایه هستند، این نویز بیشتر در طول نگاه شامل حرکت سریع چشم در سیگنال EOG دیده می‌شود. در ثبت سیگنال با استفاده از پنج الکترود، که در این کار

[52] baseline drift

استفاده شده، جریان پایه همچنین ممکن است از تاثیر سیگنال EOG افقی و عمودی بر روی هم ایجاد شود. روش‌های متعددی برای حذف جریان پایه قبلا در سیگنال نوار قلب[۵۳] بررسی شده‌است [۴۲-۴۴]. با توجه به اینکه ECG ویژگی‌های سیگنال پریودیک را نمایش می‌دهد، الگوریتم‌های پیشنهادی در از بین بردن جریان پایه برای سیگنال‌های پریودیک موثر هستند. اما برای سیگنال‌های با ویژگی‌های غیر تکراری مانند EOG، هنوز الگوریتم‌های توسعه داده شده برای از بین بردن جریان پایه، در حوزه‌های پژوهشی فعال هستند. در این پایان‌نامه با توجه به پژوهش بولینگ و همکارانش و نتایج قابل قبول آنها، از الگوریتمی بر اساس تبدیل موجک استفاده شده است [۳۶].

در این الگوریتم، سیگنال EOG در نه سطح با استفاده از موجک Daubechies تجزیه شده‌است. ضرایب تجزیه بازسازی شده، جریان پایه را تخمین می‌زنند. کم کردن این برآورد از هر جزء سیگنال اصلی، سیگنال اصلاح شده با کاهش انحراف جریان را بوجود می‌آورد. در شکل ۳-۳ یک نمونه از سیگنال خام و همان سیگنال در حالی که جریان پایه آن حذف شده را می‌بینید.



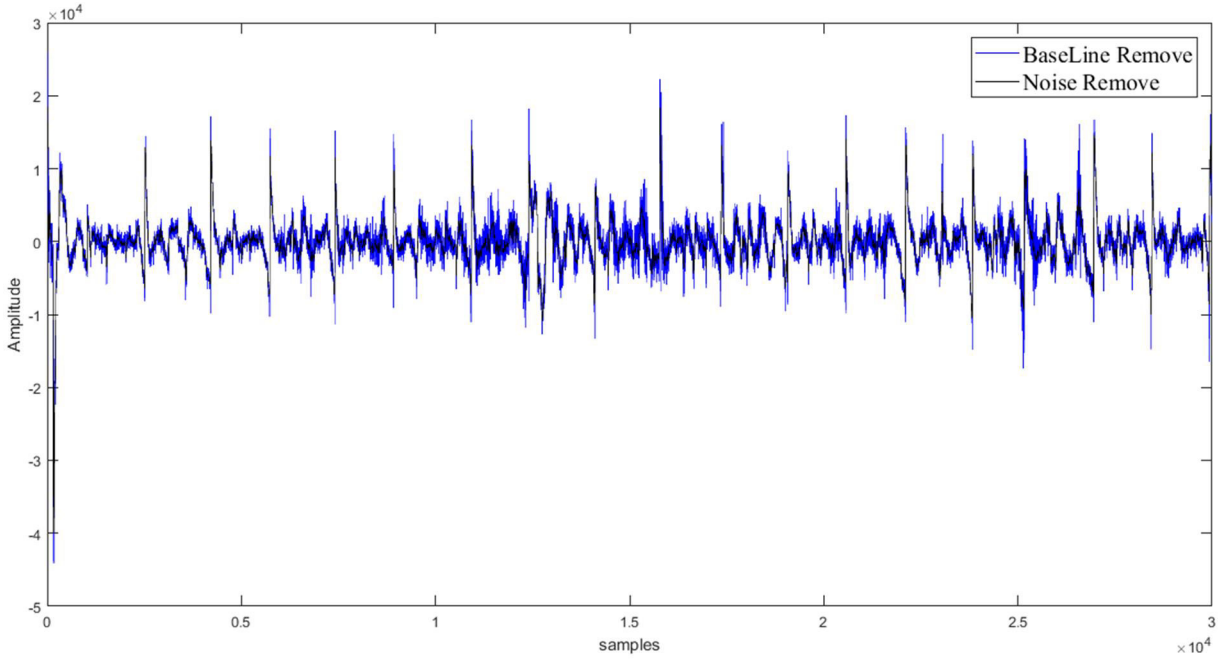
شکل ۳-۳ نمونه ای از سیگنال خام و همان سیگنال با حذف جریان پایه[۶]

[53] ECG Signal

۳-۳-۲ حذف نویز

سیگنال EOG ممکن است با نویز ناشی از منابع مختلفی، مانند خطوط برق مسکونی، مدارهای اندازه‌گیری، الکترود، سیم و یا تداخل دیگر منابع فیزیولوژیک مانند سیگنال‌های الکترومیوگرافی(EMG) خراب شود. علاوه بر این، فعالیت بدنی به طور همزمان ممکن است الکترود را شل کند یا موجب حرکت الکترود بر روی پوست شود. همانطور که قبلا اشاره شد، سیگنال EOG معمولا غیرتکراری است. این مسئله، مانع استفاده از الگوریتم‌های کاربردی حذف نویز که از دانش ساختاری و زمانی سیگنال‌های تکراری استفاده می‌کنند، می‌شود. حفظ چند ویژگی سیگنال EOG بعد از حذف نویز از اهمیت زیادی برخوردار است. اولین ویژگی مهم، تیزی لبه سیگنال است که بوسیله آن قادر به تشخیص پلک زدن و نگاه با حرکت سریع چشم هستیم. دومین ویژگی مهم، دامنه سیگنال EOG است. زیرا با استفاده از دامنه سیگنال تمایز بین انواع و جهت حرکت‌های متفاوت در چشم امکان‌پذیر است. در نهایت، فیلتر حذف نویز باید طوری باشد که در مراحل بعدی پردازش، مصنوعات سیگنال به عنوان نگاه با حرکت سریع چشم یا پلک زدن تفسیر نشوند.

برای شناسایی روش‌های مناسب برای حذف نویز، با بررسی بصری سیگنال حذف نویز شده و با توجه به پژوهش بولینگ و همکاران و نتایج قابل‌قبول آنها، متوجه شدیم که فیلتر میانه بهترین عملکرد را داشته است [۳۶]. این فیلتر تیزی لبه سیگنال نگاه با حرکت سریع چشم و دامنه سیگنال EOG را حفظ می‌کند و هیچ سیگنال مصنوعی را به عنوان سیگنال اصلی معرفی نمی‌کند. اندازه پنجره فیلترگذاری برای حفظ پالس سیگنال، به ویژه قسمت‌هایی که ناشی از پلک زدن است باید به اندازه کافی کوچک باشد. یک فیلتر میانه با عرض کوچکتر از میانگین دامنه سیگنال، پالس‌ها را حفظ می‌کند. با در نظر گرفتن مدت زمان متوسط پلک زدن، اندازه پنجره ۱۵۰ میلی ثانیه در نظر گرفته شده است [۳۶]. در شکل ۳-۴ یک نمونه از سیگنال خام و همان سیگنال در حالی که نویز آن حذف شده است، را می‌بینید.



شکل ۳-۴ سیگنال آبی سیگنال حذف جریان پایه شده و سیگنال سیاه سیگنال حذف نویز شده[۶]

۳-۴ انواع حرکات چشم

در مرحله استخراج ویژگی برای اینکه بتوانیم از تجزیه و تحلیل حرکات چشم برای تشخیص فعالیت‌ها استفاده کنیم، مهم است که انواع مختلف حرکات چشم را معرفی کنیم. سه نوع حرکت اساسی چشم وجود دارد که می‌تواند به راحتی با استفاده از EOG شناسایی شود: حرکت سریع چشم، نگاه ثابت و پلک زدن.

۳-۴-۱ حرکت سریع چشم

چشم در هنگام مشاهده یک صحنه بصری ساکن باقی نمی‌ماند، بلکه چشم‌ها در بخش‌های جالب این صحنه به طور مداوم حرکت می‌کنند و یک "نقشه" ذهنی ایجاد می‌کنند. دلیل اصلی آن این است که تنها یک منطقه مرکزی کوچک از شبکیه چشم، قادر به درک با شدت بالا است. جنبش به طور همزمان هر دو چشم ساکاد[۵۴] نامیده می‌شود. مدت زمان یک ساکاد بستگی به فاصله جنبش دارد و زاویه چشم‌ها در طول این جنبش به اصطلاح دامنه ساکاد نامیده می‌شود. دامنه حرکات ساکاد

[54] Saccade

معمولا ۲۰ درجه و مدت زمان آن ۱۰ تا ۱۰۰ میلی ثانیه می‌باشد [۴۵].

۳-۴-۲ نگاه ثابت

نگاه ثابت[۵۵] وضعیتی از چشم است که در طی آن نگاه بر یک مکان خاص در صحنه بصری متمرکز می‌شود. نگاه ثابت معمولا به عنوان زمان بین دو حرکت سریع چشم تعریف می‌شود. مدت زمان آن بطور متوسط بین ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه است [۴۶].

۳-۴-۳ پلک زدن

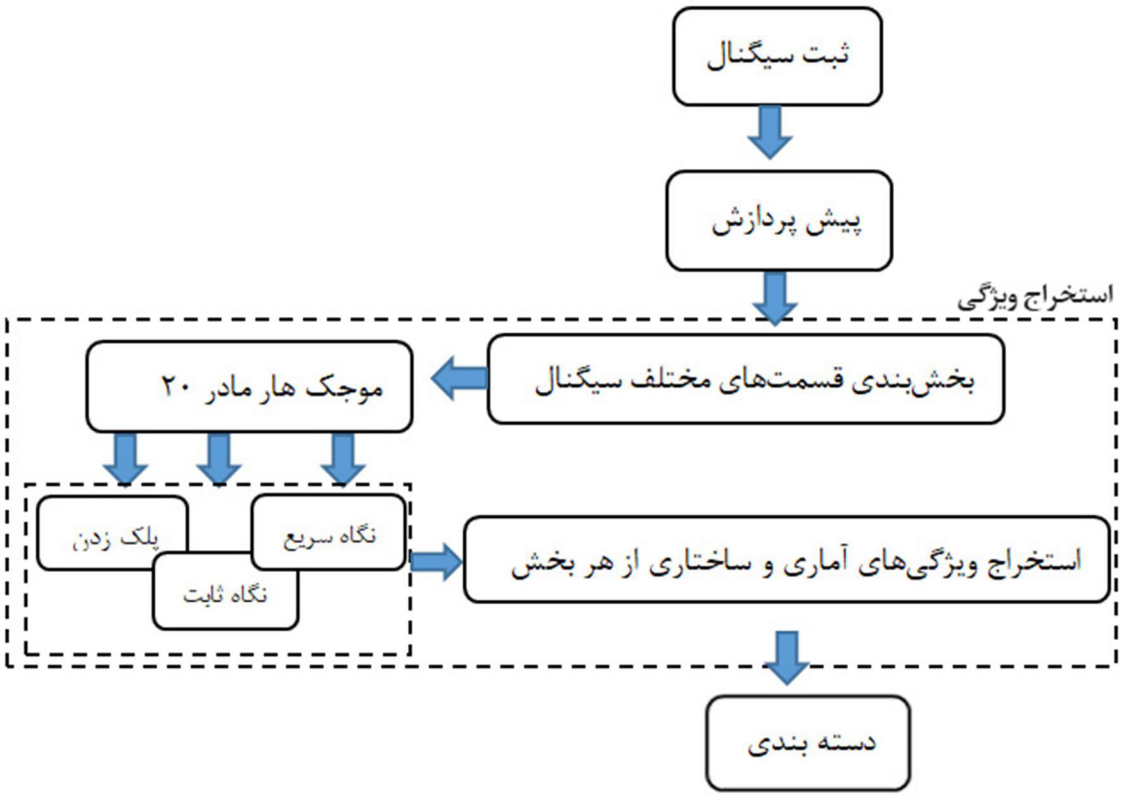
بخش جلویی قرنیه با یک پرده نازک مایع پوشش داده‌شده که به اصطلاح "پرده اشک آور[۵۶]" نامیده می‌شود. گسترش این مایع در سراسر سطح قرنیه، برای باز و بسته شدن پلک‌ها بطور منظم و یا پلک زدن، مورد نیاز است. نرخ متوسط پلک زدن بین ۱۲تا۱۹ پلک در هر دقیقه در حالت استراحت می‌باشد [۴۷]؛ که توسط عوامل محیطی مانند رطوبت نسبی، درجه حرارت، روشنایی، فعالیت بدنی، حجم کار تشخیصی، و یا خستگی تحت تاثیر قرار می‌گیرد [۴۸]. متوسط مدت زمان پلک زدن در هنگام دروغ گفتن بین ۱۰۰ تا ۴۰۰ میلی ثانیه است[۴۹].

۳-۵ تشخیص انواع حرکت‌های اساسی چشم

انواع حرکات چشم را می‌توان با پردازش سیگنال EOG شناسایی کرد. در این پایان‌نامه، تشخیص نگاه سریع، نگاه ثابت و پلک زدن، نقطه شروع استخراج ویژگی‌های توصیف کننده حرکات چشم برای طبقه‌بندی رفتار می‌باشد. استحکام الگوریتم برای تشخیص این حرکات، کلیدی برای دستیابی به عملکرد شناسایی قابل قبول است. تشخیص نگاه سریع به طور ویژه مهم است زیرا تشخیص نگاه ثابت و سایر مراحل بازشناسی همه متکی به آن است. در ادامه، الگوریتم‌های تشخیص نگاه سریع و پلک زدن را معرفی می‌کنیم و عملکرد آنها را بر روی سیگنال EOG ثبت شده تحت شرایط مشخص

[55] Fixation
[56] Precornial

توصیف می‌کنیم. شکل ۳-۵ نشان می‌دهد که در مرحله استخراج ویژگی ابتدا قسمت‌های نگاه سریع، نگاه ثابت و پلک زدن را از هر بخش جدا می‌کنیم.



شکل ۳-۵ جزیئات مرحله استخراج ویژگی

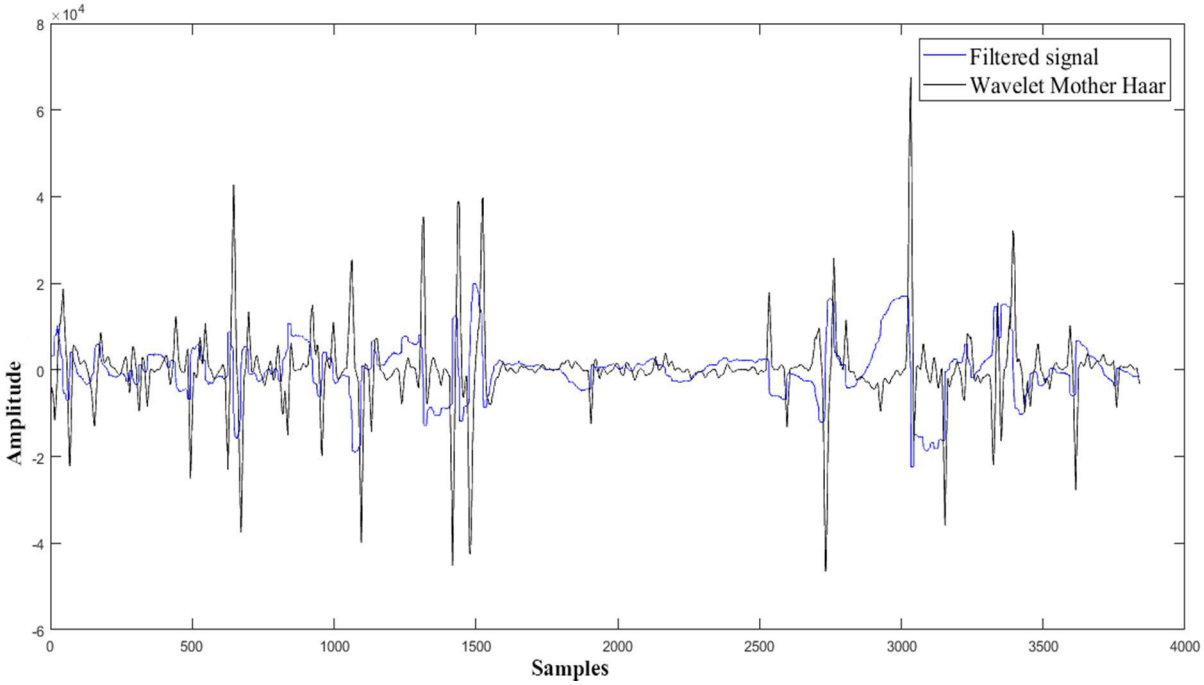
۳-۵-۱ شناسایی نگاه ثابت و ساکاد

برای تشخیص نگاه سریع چشم، ما الگوریتم تشخیص ساکاد با استفاده از تبدیل موجک گسسته (CWT-SD[۵۷]) را پیاده سازی کردیم. ورودی الگوریتم CWT-SD سیگنال‌های EOG افقی و عمودی هستند که نویز و جریان پایه آنها حذف شده است. این الگوریتم اول ضرایب D۱ موجک گسسته در مقیاس ۲۰ را با استفاده از یک موجک مادر هار[۵۸] محاسبه می‌کند که در شکل ۳-۷ قابل مشاهده است. موجک سطح ۲۰ هار مادر باعث می شود پیک‌ها و دره‌ها در سیگنال واضح‌تر شود که این امر

[57] Continuous Wavelet Transform—Saccade Detection
[58] Haar

برای استفاده از مقادیر آستانه بسیار مفید است. فرض کنید S یکی از اجزاء سیگنال وΨ موجک مادر است. ضریب موجک C_b^a از S در مقیاس a و موقعیت b در رابطه (۳-۱) تعریف شده‌است:

$$C_b^a(s) = \sum_{-\infty}^{+\infty} S(t)\,\overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} \qquad (۳-۱)$$

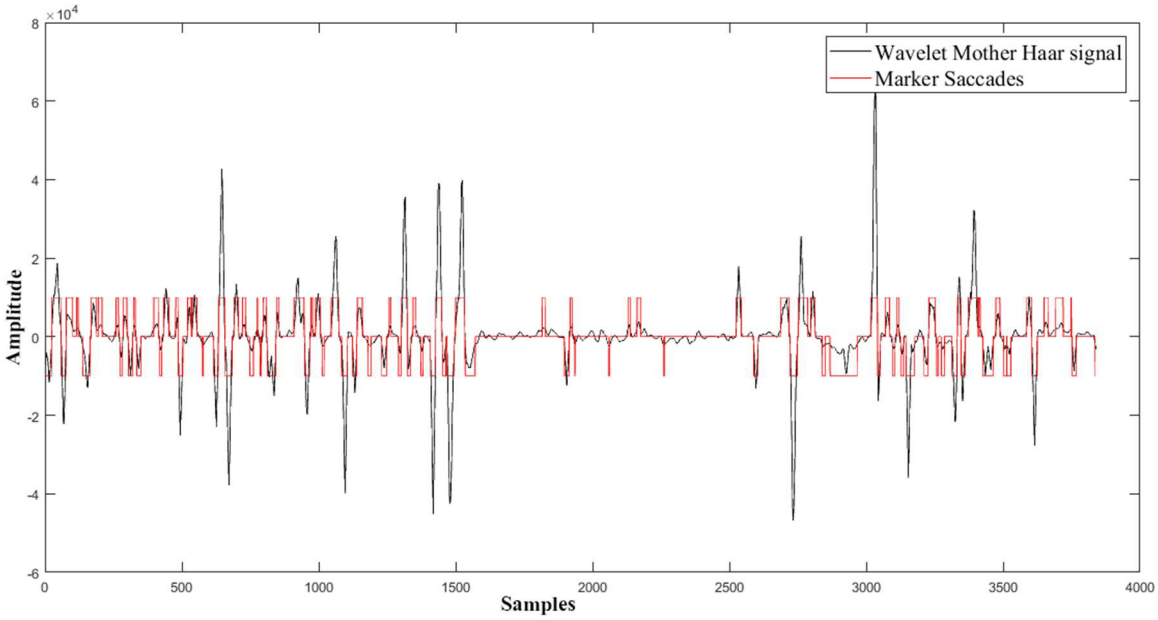


شکل ۳-۶ سیگنال آبی سیگنال پیش پردازش شده و سیگنال سیاه نتیجه اعمال موجک مادر هار سطح ۲۰ روی این سیگنال است.

با اعمال یک آستانه کاربردی خاص در ضرایب $C_i(S) = C_i^{20}(S)$ ، CWT-SD، بردار M با عناصر M_i بوسیله رابطه (۳-۲) بدست می‌آید:

$$M_i = \begin{cases} -1, & \forall i : C_i(s) < -th_{sd} \\ 1, & \forall i : C_i(s) > th_{sd} \\ 0, & \forall i : -th_{sd} \le C_i(s) \le th_{sd} \end{cases} \qquad (۳-۲)$$

در رابطه (۳-۲) اگر مقدار دامنه سیگنال از مقدار منفی آستانه کوچکتر باشد با عدد ۱- و اگر از مقدار مثبت آستانه بیشتر باشد با عدد ۱ و اگر مقداری بین دو آستانه مثبت و منفی داشته باشد با عدد صفر علامتگذاری می‌شود.



شکل ۳-۷ تشخیص بخش‌های ساکاد

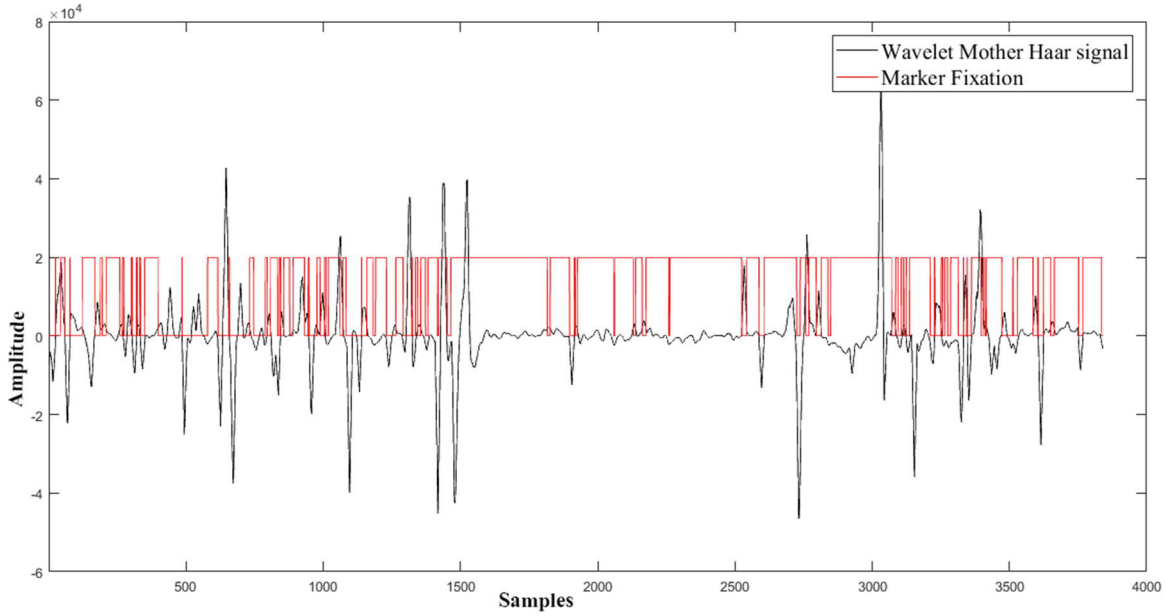
این مرحله EOG افقی و عمودی را به دو بخش ساکاد (M=1,-1) و غیر ساکاد (fixation or Blink) (M=0) تقسیم می‌کند. بخش ساکاد کوتاه‌تر از ۲۰ میلی‌ثانیه و طولانی‌تر از ۲۰۰ میلی‌ثانیه حذف خواهند شد. این مرزهای تقریبی از روی ویژگی‌های فیزیولوژیکی معمولی توصیف شده در تحقیق‌های قبلی بدست آمده اند [۴۰]. CWT-SD سپس دامنه و جهت هر یک از ساکادهای شناسایی شده را محاسبه می‌کند. دامنه هر ساکاد، متفاوت از دامنه سیگنال EOG قبل و بعد از خودش است. شکل ۳-۷ بوسیله رابطه ۳-۲ ساخته شده که بخش‌های ساکاد مثبت و منفی و غیر ساکاد را نمایش می‌دهد. هرجایی از سیگنال که از مقدار آستانه مثبت بیشتر بوده، ساکاد مثبت و هرجا که از مقدار آستانه منفی کوچکتر بوده، ساکاد منفی را نمایش می‌دهد. جهت نگاه سریع از علامت عناصر مربوطه در M حاصل می‌شود. بخش‌های کوچکی از سیگنال با اینکه از مقدار آستانه مثبت، بزرگ‌تر بوده یا از آستانه منفی، کوچک‌تر بوده اما به عنوان ساکاد در نظر گرفته نشده است که

این از خطای این الگوریتم می‌باشد، که با توجه به قابل قبول بودن خطا از آن صرفنظر می‌کنیم.

نگاه‌کردن انسان‌ها به طور معمول بین حرکات ساکاد و نگاه ثابت تناوب دارد. این به ما اجازه می‌دهد تا از الگوریتم CWT-SD برای تشخیص نگاه ثابت نیز استفاده کنیم. نگاه ثابت را می‌توان با آستانه مشخص شده در معیار پراکندگی نقاط معین کرد [۵۰]. برای یک بخش به عنوان S متشکل از یک سیگنال EOG افقی S_h و یک سیگنال EOG عمودی S_v، پراکندگی به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\text{Dispersion(s)} = \max(S_h) - \min(S_h) + \max(S_v) - \min(S_v) \qquad (۳-۳)$$

در ابتدا، فرض می‌شود همه بخش‌های غیر ساکاد شامل نگاه ثابت هستند. سپس الگوریتم از بخش‌هایی که پراکندگی بیش از آستانه ۱۰۰۰۰ دارند یا اگر مدت زمان نگاه ثابت کمتر از حداقل آستانه ۲۰۰ میلی ثانیه باشد صرف‌نظر می‌کند. مقادیر گفته شده از میانگین دامنه ثابت بصورت تقریبی بدست آمده است. شکل ۳-۸ یک سیگنال پیش پردازش شده و قسمت‌هایی از سیگنال که به عنوان نگاه ثابت شناسایی شده است را نمایش می‌دهد. یک فعالیت خاص ممکن است به حرکات ساکاد چشم با فاصله و جهت‌های مختلف نیاز داشته باشد. به عنوان مثال، خواندن شامل یک دنباله ساکاد کوچک که از اسکن هر خط از متن نتیجه می‌شود و یک ساکاد بزرگ برای پرش به ابتدای خط بعدی، تشکیل شده است. در الگوریتم پیاده سازی شده در این پایان‌نامه ساکاد با دو دامنه مختلف، "کوچک" و "بزرگ " شناسایی می‌شود. این امر به دو آستانه $th_{sd_{large}}$ و $th_{sd_{small}}$، برای تقسیم محدوده وسیعی از مقادیر ممکن C به سه قسمت نیاز دارد: غیر ساکاد ($-th_{sd_{small}} < C < th_{sd_{small}}$)، ساکادکوچک ($-th_{sd_{large}} < C < th_{sd_{small}}$ یا $th_{sd_{small}} < C < th_{sd_{large}}$) و ساکادبزرگ($C > th_{sd_{large}}$ یا $C < -th_{sd_{large}}$). بسته به مقدار دامنه، هر ساکاد به یکی از این محدوده‌ها اختصاص داده می‌شود.



شکل ۳-۸ تشخیص نگاه ثابت

بولینگ و همکارانش برای ارزیابی الگوریتم CWT-SD، یک آزمایش با پنج شرکت کننده ترتیب دادند [۳۶]. برای پوشش اثرات شرایط مختلف در قراردادن الکترودها و تماس الکترودها با پوست، این آزمایش در دو روز مختلف انجام شد. در فاصله زمانی بین دو روز الکترودها از شرکت کنندگان جدا شد. آنها در مجموع ۲۰ ضبط برای هر شرکت کننده (۱۰ضبط درهر روز) تهیه کردند. هر آزمایش شامل ردیابی چشم شرکت کنندگان در حالی که آنها یک دنباله از نقاط پلک زن بر روی صفحه نمایش کامپیوتر را دنبال می‌کردند، بود. با تطبیق وقایع ساکاد و تفسیر جدول صحت[۵۹]، مثبت درست (TP_s[۶۰]) ، مثبت کاذب (FP_s[۶۱]) (فریم در ثانیه) و منفی کاذب (FN_s[۶۲]) محاسبه شد. معیارهای دقت[۶۳] ($\frac{TP}{T}$) ، فراخوانی[۶۴] ($\frac{TP}{TP+F}$) و امتیاز F1 ($2*\frac{precision*recall}{prec}$) که بوسیله بولینگ و همکاران استفاده شده، به این ترتیب بدست آمد [۳۶]. در این بررسی، میانگین امتیازات F1 حدود ۰/۹۴ بود. این آزمایش نشان داد که الگوریتم‌های شناسایی می تواند تا ۰/۹۴ دسته بندی بخش‌های اصلی

[59] Ground Truth
[60] True Positive
[61] False Psitive
[62] False Negative
[63] Precision
[64] Recall

حرکات چشم را به درستی انجام دهند.

۳-۵-۲ شناسایی پلک زدن

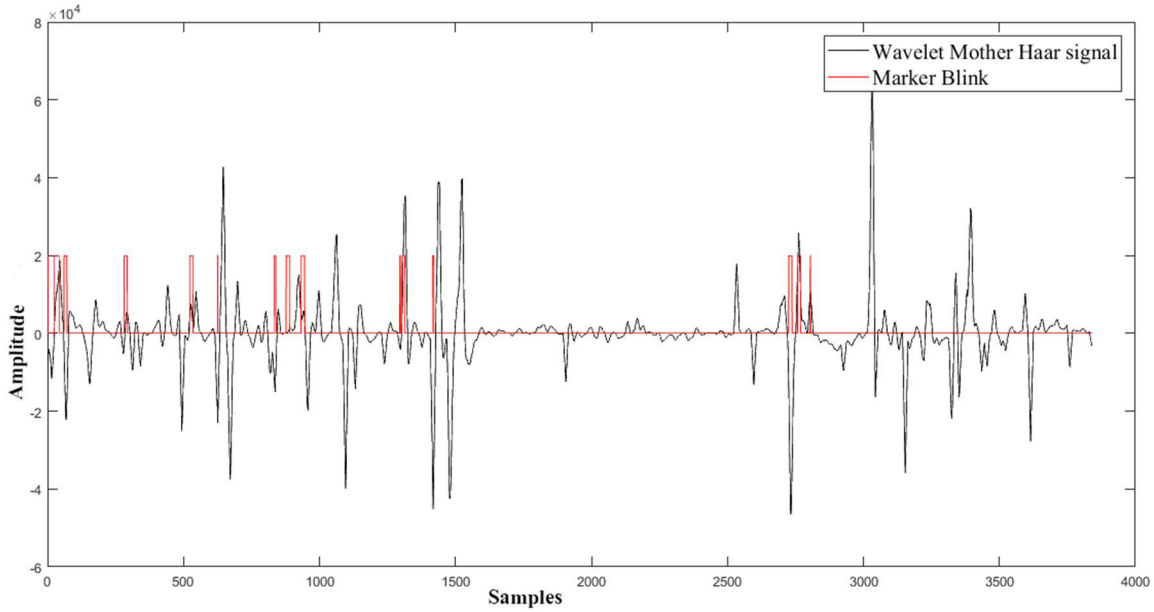
در این پایان‌نامه برای تشخیص پلک زدن، از الگوریتم ارائه شده توسط بولینگ و همکارانش که بر پایه تبدیل موجک گسسته (CWT-BD[۶۵]) است [۳۶]، استفاده کردیم. به طور مشابه با الگوریتم تشخیص ساکاد و نگاه ثابت، این الگوریتم نیز از آستانه گذاری ضرایب موجک برای تشخیص پلک زدن، البته فقط در EOG عمودی استفاده می‌کند. پلک زدن بصورت یک تغییر دامنه در سیگنال EOG عمودی با دو قله بزرگ، یکی مثبت و دیگری منفی می‌باشد. زمان میان این قله‌ها کوچکتر از حداقل زمان بین دو ساکاد پی در پی در جهت مخالف که به سرعت انجام می‌شود، است. این نتیجه ناشی از این است که معمولا بین دو ساکاد حداقل یک نگاه ثابت کوتاه وجود دارد. به همین دلیل، پلک زدن می‌تواند با استفاده از آستانه گذاری با این اختلاف زمانی شناسایی شود.

بولینگ و همکارانش این الگوریتم را بر روی سیگنال EOG ثبت شده در یک محیط ثابت با شرکت پنج نفر که به طور ثابت به تصاویر مختلف نگاه می‌کردند مورد ارزیابی قراردادند. افراد حاضر در این آزمایش شامل دو زن و سه مرد با سن بین ۲۵تا۲۹ سال بودند. در مجموع ۷۰۶ پلک زدن در سیگنال EOG عمودی ثبت شده، برچسب زده شد. نرخ متوسط پلک زدن، ۱۲ پلک در هر دقیقه بود. این نتیجه از پردازش پلک زدن حدود یک ساعت از حرکت چشم ارزیابی شده توسط الگوریتم CWT-BD استخراج شد.

همانطور که گفته شد، امتیاز F1 با تطبیق جدول صحت و استخراج پلک زدن‌ها محاسبه می‌شود. CWT-BD بهترین عملکرد را در طول بین ۴۰۰ تا ۶۰۰ میلی ثانیه دارد که بهترین نتیجه (نمره F1: 0.94) با استفاده از آستانه ۵۰۰ میلی ثانیه‌ای بدست می‌آید. این نتیجه به خوبی نشان‌دهنده ارزش میانگین مدت زمان پلک زدن است. شکل ۳-۹ قسمت‌هایی از سیگنال که به عنوان پلک زدن

[65] Continuous Wavelet Transform—Blink Detection

شناسایی شده است را نمایش می‌دهد.

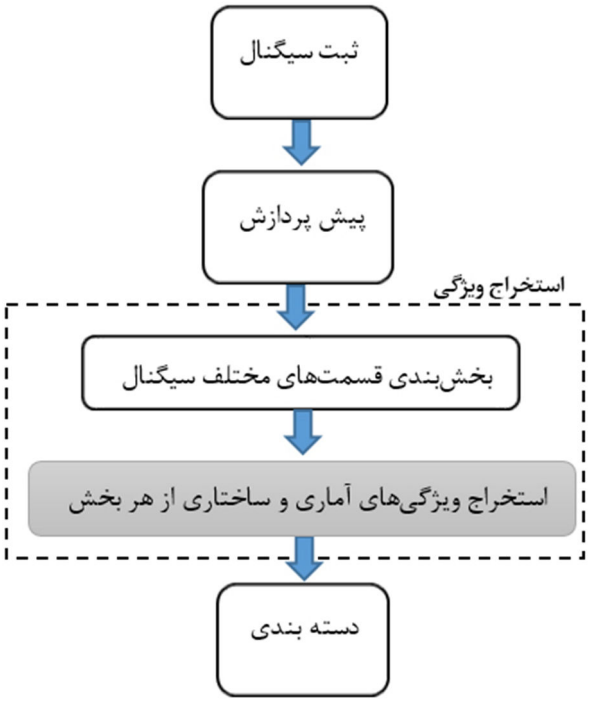


شکل ۳-۹ تشخیص بخش‌های پلک زدن

۳-۶ استخراج ویژگی[۶۶]

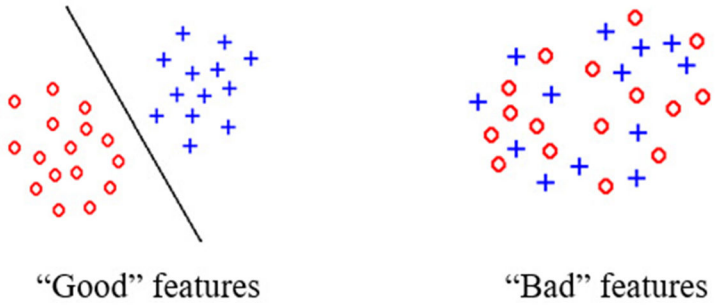
در این بخش ویژگی‌هایی که قادرند وجه تمایز الگوها را مشخص کنند تولید می‌شوند. ویژگی‌های مناسب دو خاصیت مهم دارند: اولاً همهٔ الگوهای متعلق به یک کلاس، این ویژگی‌ها را دارند. ثانیاً الگوهای متعلق به کلاس‌های دیگر، آن ویژگی‌ها را ندارند. شکل ۳-۱۰ نمایش می‌دهد در مرحله استخراج ویژگی، پس از بخش‌بندی قسمت‌های سیگنال نوبت به استخراج ویژگی مناسب می‌رسد.

[66] Feature Extraction



شکل ۳-۱۰ مراحل مختلف الگوریتم پیشنهادی جهت پردازش سیگنال EOG

هر الگو بر حسب چند ویژگی توصیف می شود و به عنوان نقطه‌ای در فضای چند بعدی ویژگی‌ها در نظر گرفته می شود. طبقه‌بندی‌کننده، فضای ویژگی‌ها را به چندین ناحیه متناظر با هر کلاس تقسیم می‌کند. انتخاب ویژگی در بسیاری از مسائل تشخیص الگو با حذف ویژگی‌های بی ربط و غیرکارا بسیار مهم است. این کار باعث کاهش پیچیدگی سیستم و کاهش زمان پردازش می‌شود و اغلب بهبود دقت و صحت شناسایی را سبب می‌شود. مسئله انتخاب ویژگی ، پیداکردن یک زیرمجموعه بهینه از میان N ویژگی اصلی است [۵۱]. الگوریتم‌های بسیاری برای انتخاب این زیر مجموعه وجود دارند که به طورکلی می‌توانند به عنوان یک پوشش و یا فیلتر، با توجه به عملکرد معیار، مورد استفاده قرار گیرند. شکل ۳-۱۱ نشان می‌دهد اگر ویژگی‌های خوب انتخاب شوند، می‌توانند بیشترین تمایز را ایجاد کنند.



شکل ۳-۱۱ استخراج ویژگی مناسب و نا مناسب

در این قسمت چند دسته ویژگی برای سیگنال EOG محاسبه و استخراج می‌شود این ویژگی‌ها بطور کلی به چند دسته تقسیم می‌شود. اولین دسته ویژگی با نام کتاب لغات[۶۷] است که حرکات چشم را کدگذاری می‌کند. دسته دوم، ویژگی‌های آماری توصیف کننده سیگنال هستند و دسته سوم ویژگی‌های بدست آمده توسط تبدیل هرمیت یا ضرایب پیش بینی خطی هستند. در بخش‌های بعدی جزئیات نحوه محاسبه ویژگی‌ها بیان شده است.

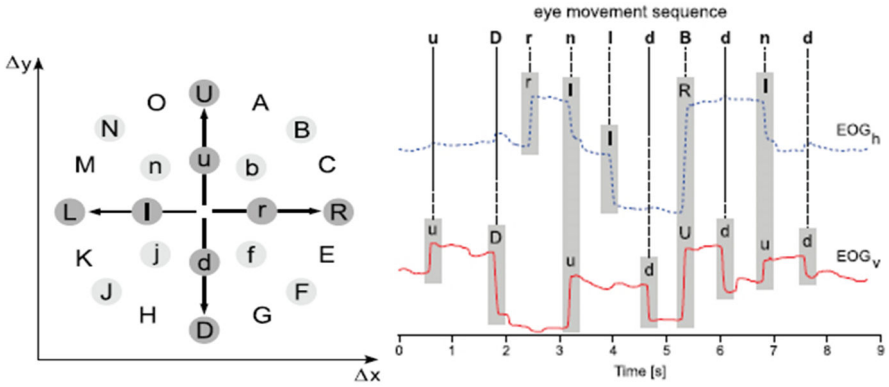
۳-۶-۱ تجزیه و تحلیل الگوی حرکات چشم

فعالیت‌هایی مانند خواندن به طور معمول شامل توالی مشخصی از چند حرکت متوالی چشم است [۵۲]. در مرجع [۳۶] رمز گذاری حرکات چشم شامل ساکاد، توسط نقشه برداری از جهت و دامنه‌های مختلف بوسیله حروف گسسته پیشنهاد شده است. رشته‌ای از حرف‌ها با توجه به نوع و تعدادشان در کتاب لغت، برای تجزیه و تحلیل اطلاعات الگوهای حرکات چشم تکراری جمع آوری می‌شوند. یعنی پس از مشخص شدن بخش‌های ساکاد هر قسمت، نیازمند آن هستیم که این بخش‌های ساکاد را تفسیر کنیم. این تفسیر به نوعی کدگذاری ساکادها است. این کار برای آن است که بتوانیم برای هر فعالیتی مثلا خواندن یک الگوی حرکتی خاص چشم را استخراج کنیم.

[67] Word Book

۳-۶-۲ کدگذاری حرکات چشم

الگوریتم ارائه شده توسط بولینگ و همکاران برای رمزگذاری حرکات چشم به این ترتیب است که، اطلاعات منحصر به فرد از هر دو کانال EOG را بر روی ۲۴ حرف گسسته می‌نگارد [۳۶]. (به شکل ۳-۱۲ نگاه کنید) هر ساکاد با ویژگی‌هایی از ترکیب دامنه و جهت آن کدگذاری می‌شود. برای مثال، یک ساکاد کوچک در EOG افقی با جهت مثبت به عنوان"r"و یک ساکاد بزرگ با جهت منفی به عنوان "L" کد گذاری می‌شود. ساکاد کوچک، با حروف کوچک و ساکاد بزرگ، با حروف بزرگ نشان داده می‌شود. خروجی الگوریتم CWT-SD به عنوان ورودی الگوریتم کدگذاری استفاده می‌شود. الگوریتم کدگذاری، ساکادهای استخراج شده را به طور همزمان در هر دو سیگنال EOG افقی و عمودی چشم بررسی می‌کند. اگر دو ساکاد به طور همزمان شناسایی نشود، حرف ساکاد به طور مستقیم برای دلالت بر یک حرف حرکت چشم استفاده می‌شود. اما اگر دو ساکاد همزمان شناسایی شود الگوریتم دو طرح را باهم ترکیب می‌کند و از حرفها برای توصیف ساکاد با توجه به دامنه آنها استفاده می‌شود. نحوه ترکیب ویژگی ساکادها و اختصاص حرف به آنها طبق شکل ۳-۱۲ انجام می‌شود. مثلا در تصویر سمت چپ شکل ۳-۱۲، "l" در کانال EOG افقی با ساکاد کوچک منفی و "u" در کانال EOG عمودی با ساکاد کوچک مثبت متناظر هستند که اگر هر دو باهم وجود داشته باشند با حرف "n" متناظر می‌شوند، یا مثلا اگر در هر دو سیگنال افقی و عمودی ساکاد بزرگ داشته باشیم "R" و "U" می‌شوند"B". اگر همزمان دو ساکاد بیش از ۵۰ درصد دامنه شان باهم متفاوت باشد حرف آنها ادغام حرف نزدیکترین همسایه خواهد بود. مثلا "l" و "U" میشود "O" . این رویه حرکات چشم را به حرفهای مجزا رمزگذاری می‌کند. به این ترتیب از ساکادهای بدست آمده از هردو سیگنال EOG افقی و عمودی، یک توالی از حرفها که مشخص کننده حرکات چشم هستند، بدست می‌آید. نتیجه، نمایش جدیدی از الگوی تغییرات سیگنال است که می‌تواند برای پردازش و تجزیه و تحلیل موثر باشد.



شکل ۳-۱۲ شناسایی الگوی حرکات ساکاد[۳۶]

۳-۶-۳ تحلیل کتاب لغات

آنالیز کتاب لغات برای تعیین الگوی حرکات چشم ارائه شده است. پس از کدکردن حرکات چشم شامل ساکاد، نوبت به تحلیل و تفسیر آنها می‌رسد. یک الگوی حرکت چشم بوسیله رشته‌ای از حرف‌های متوالی با طول L تعیین می‌شود. برای مثال رشته ای با طول ۴ (L=4) و الگوی "LrBd"، به ساکادهای چپ بزرگ (L) راست کوچک (r) راست مورب بزرگ (B) پایین کوچک (d) ترجمه می‌شود. برای اینکه بتوانیم الگوهای شبیه به این الگو را بیابیم لازم است تا به جستجوی این الگو بپردازیم. در این تحقیق، کد گذاری ساکادها برای پنجره‌های به طول ۱تا ۴ و با اندازه گام یک، اسکن توالی حرکات چشم انجام می‌شود. هر الگوی حرکت چشمی که پیدا می‌شود به کتاب لغات متناظر اضافه می‌گردد. بطور مثال وقتی برای فعالیتی تعداد الگوی "Lrrr" زیاد باشد این به ما نشان می‌دهد که فعالیت مورد نظر خواندن است.

۳-۶-۴ ویژگی‌های آماری

در این پایان‌نامه ویژگی‌های آماری و کتاب لغات برای بخش‌های نگاه سریع، پلک زدن، نگاه ثابت را استخراج کردیم. ویژگی‌ها براساس قطعه‌های بدست آمده در نتیجه پنجره گذاری برای هردو

سیگنال EOG افقی و عمودی محاسبه می‌شوند. اندازه پنجره۳۰ ثانیه و گام حرکت پنجره[۶۸] ۵ ثانیه درنظر گرفته شده است.

در این پژوهش چهار کتاب لغات استخراج شده است. برای هر کدام از آنها پنج ویژگی استخراج کردیم: اندازه کتاب لغات، بیشترین تعداد لغات استخراج شده، اختلاف بین بیشترین و کمترین تعداد لغات صحیح استخراج شده، واریانس و میانگین تعداد لغات استخراج شده.

ویژگی‌های محاسبه شده برای حرکات ساکاد قسمت بزرگی از ویژگی‌های استخراج شده را تشکیل می‌دهند. ویژگی‌ها برای بخش ساکاد شامل میانگین ساکاد مثبت و منفی افقی و عمودی، میانگین ساکاد بزرگ وکوچک افقی و عمودی، میانگین ساکاد بزرگ وکوچک مثبت افقی و عمودی، میانگین ساکاد بزرگ وکوچک منفی افقی و عمودی، واریانس ساکاد مثبت و منفی افقی و عمودی، واریانس ساکاد بزرگ وکوچک افقی و عمودی، واریانس ساکاد بزرگ وکوچک مثبت افقی و عمودی، واریانس ساکاد بزرگ وکوچک منفی افقی و عمودی، بیشترین مقدار دامنه ساکاد ، بیشترین مقدار دامنه ساکاد بزرگ وکوچک افقی و عمودی، بیشترین مقدار دامنه ساکاد مثبت افقی و عمودی، بیشترین مقدار دامنه ساکاد منفی افقی و عمودی، بیشترین مقدار دامنه ساکاد بزرگ وکوچک مثبت افقی و عمودی، بیشترین مقدار دامنه ساکاد بزرگ وکوچک منفی افقی و عمودی، نرخ دامنه ساکاد نرمال‌شده ، نرخ دامنه ساکاد مثبت و منفی، نرخ دامنه ساکاد بزرگ و کوچک، نرخ دامنه ساکاد بزرگ وکوچک مثبت، نرخ دامنه ساکاد بزرگ وکوچک منفی می‌باشند.

بااستفاده از نگاه ثابت پنج ویژگی متفاوت شامل: میانگین و واریانس دامنه سیگنال در قسمت نگاه ثابت، میانگین و واریانس طول نگاه ثابت و نرخ نگاه ثابت را بررسی کردیم. برای پلک زدن سه ویژگی شامل: نرخ پلک زدن، میانگین و واریانس طول پلک زدن را استخراج کردیم.

ما علاوه بر ویژگی‌های بالا برای بهبود نتایج، دو نوع ویژگی دیگر از جمله ضرایب تبدیل هرمیت و ضرایب پیش بینی خطی را نیز استخراج کردیم؛ که در ادامه توضیح داده می‌شود.

[68] Step Feature extraction

۳-۶-۵ تبدیل هرمیت

در ریاضیات چند جمله‌ای‌های هرمیت به یک دنباله از چند جمله‌ای‌های متعامد کلاسیک گفته می‌شود که نسبت به یک تابع وزن متعامد می‌باشند. آنها همچنین در تئوری سیستم‌ها در ارتباط با حذف نویز گاوسی استفاده می‌شوند.

معادله زیر را معادله هرمیت می‌نامیم:

$$y'' - 2xy' + 2xy = 0 \quad (۴-۳)$$

چندجمله‌ای‌های هرمیت در حالت پیوسته و گسسته بصورت زیر محاسبه می‌شوند:

$$H\{f(x)\} = F_H(n) = \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-x^2} H_n(x) f(x) dx \quad (۵-۳)$$

$$H^{-1}\{F_H(n)\} = f(x) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{\pi} 2^x n} H_n(x) f_H(n) \quad (۶-۳)$$

تعدادی از چند جمله‌ای‌های هرمیت به صورت زیر می‌باشند:

$H_0(x) = 1$

$H_1(x) = 2x$

$H_2(x) = 4x^2 - 2$

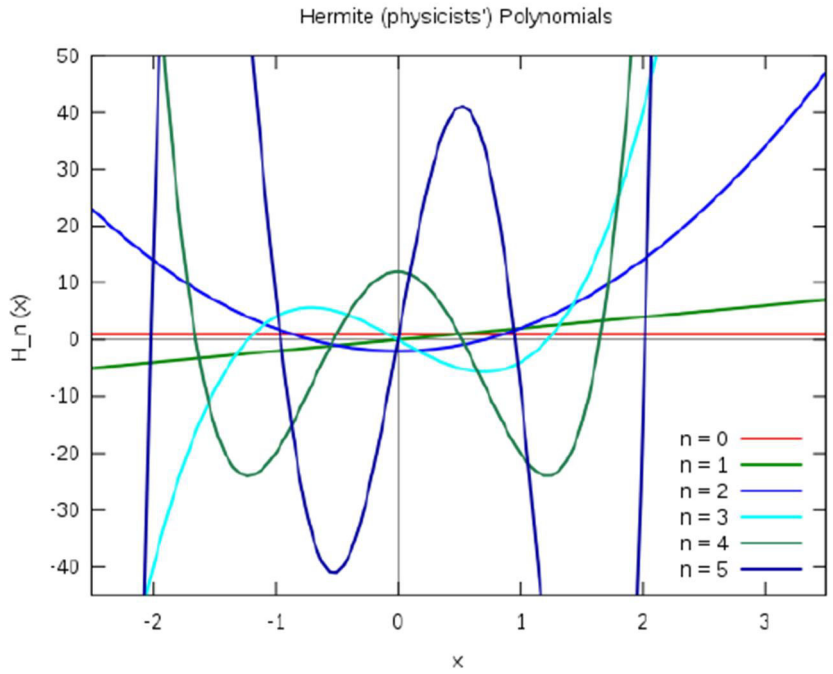
$H_3(x) = 8x^3 - 12x$

$H_4(x) = 16x^4 - 48x^2 + 12$

$H_5(x) = 32x^5 - 160x^3 + 120x$

□

نمودار چندجمله‌ای‌های هرمیت به ازای ...و۵و۴و۳و۲و۱و۰=n را می‌توانید در شکل ۳-۱۳ ببینید.



شکل ۳-۱۳ نمودار چندجمله‌ای‌های هرمیت به ازای ...و۵و۴و۳و۲و۱و۰=n

تبدیل هرمیت یک روش مدلسازی سیگنال است که توسط مارتنز و همکاران معرفی شده است [۵۳]. تبدیل هرمیت از پنجره‌های گاوسی برای استخراج توابع تولید کننده سیگنال استفاده می‌کند. تبدیل هرمیت پیوسته یک روش پردازش سیگنال شناخته شده است و بسیاری از کاربردهای آن در پردازش سیگنال زیست پزشکی بررسی شده است [۵۴] [۵۵]. تبدیل هرمیت گسسته DHT یک نسخه از تبدیل هرمیت پیوسته با قابلیت اعمال بر سیگنال‌های دیجیتال است که با استفاده از توابع پایه گسسته، h_k، حاصل می‌شود. توابع پایه گسسته بردارهای ویژه تبدیل فوریه شیفت یافته سیگنال، F_c، هستند [۵۶]. بردارهای ویژه، h_kها، باید در رابطه زیر صدق کنند:

$$F_c h_k = j^k h_k \qquad (۷-۳)$$

که $j=\sqrt{-1}$ و k=1, . . . , n است.

همانطور که مشاهده می شود $h_1, h_2, \ldots, h_n$ به عنوان توابع پایه ماتریس با ابعاد n در تبدیل هرمیت گسسته می‌باشند. به منظور تولید توابع پایه، در یک ماتریس سه قطری (یعنی قطر اصلی و دو

قطر بالا و پایین قطر اصلی مقدار دارند)، T، که بردارهای یکسانی دارد، از عنصر خاصی با عنوان F_cاستفاده می‌شود. بردار ویژه‌های ماتریس T نسبت به یکدیگر متعامد می‌باشند، زیرا T ماتریس متقارن n × n است. عناصر ماتریس هرمایت را می‌توان با استفاده از معادلات زیر محاسبه کرد [۵۴].

عنصر K ام در قطر اصلی بصورت زیر محاسبه می‌شود:

$$T(k,k) = -2\cos\left(\frac{\pi}{\sigma^2}\right)\sin\left(\frac{\pi k}{n\sigma^2}\right)\sin\left(\frac{\pi}{n\sigma^2}\left((n-1)-k\right)\right) \qquad 1\leq k\leq n \qquad (۸-۳)$$

عنصر K ام در قطر غیر اصلی بصورت زیر محاسبه می‌شود:

$$T(k,k-1) = T(k-1,k) = \sin\left(\frac{\pi k}{n\sigma^2}\right)\sin\left(\frac{\pi}{n\sigma^2}(n-k)\right) \qquad 2\leq k\leq n\text{-}1 \qquad (۹-۳)$$

بقیه عناصر ماتریس T صفر هستند. ماتریس هرمیتی ماتریسی است مربعی که ترانهادِ مزدوج مختلط آن با خودش برابر باشد. درایه‌های قطر اصلی ماتریس هرمیتی حقیقی هستند و بردارهای ویژه ماتریس هرمیت متعامد هستند.

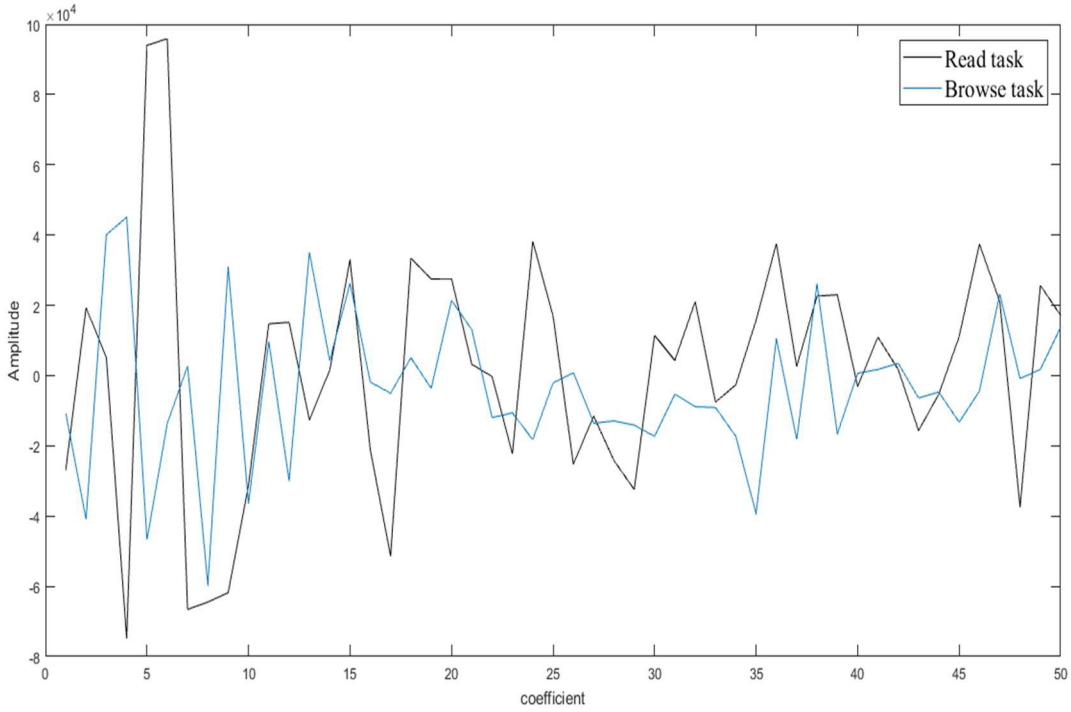
پارامتر $\sigma \geq 1$ در معادلات فوق، که به عنوان پارامتر ایجاد تاخیر شناخته می‌شود، پهنای توابع پایه دیجیتال را کنترل می‌کند [۵۷]. انتخاب مقدار پارامتر تاخیر یک مسئله مهم است. یک مقدار مناسب برای این پارامتر اجازه می‌دهد تا تبدیل هرمیت، سیگنال را با حداقل تعداد جملات مدل کند. تبدیل هرمیت یک سیگنال دیجیتال، **x**، با اندازه n × ۱، می‌تواند توسط ضرب داخلی بین سیگنال ورودی و توابع پایه محاسبه شود. نتیجه این ضرب مجموعه‌ای از مقادیر تبدیل یافته است که به صورت زیر نشان داده می‌شود:

$$C_k =< x, h_k > \qquad k=1,\ldots,n \qquad (۱۰-۳)$$

در حقیقت، ضرایب C_k شکل اجزای سیگنال را نشان می‌دهد. بطوری که با استفاده از رابطه (۳-۸) می‌توانیم به نحوی سیگنال اصلی را دوباره بدست آوریم.

$$\hat{x} = \sum_{k=1}^{p} C_k \, h_k \qquad (۱۱-۳)$$

در این پایان‌نامه ضرایب C_k از بخش‌های ساکاد و نگاه ثابت سیگنال EOG استخراج شده و به عنوان ویژگی استفاده گردیده است. تعداد ضرایب استخراج شده ۳۰، با سیگمای برابر سه (σ =3) می‌باشد. این ضرایب استخراج شده به انتهای بردار ویژگی اضافه می‌شوند تا در مرحله آموزش و تست کلاس‌ها شرکت کنند. شکل ۳-۱۴ ضرایب تبدیل هرمیت مربوط به یک بخش از فعالیت خواندن و یک بخش از فعالیت مرور وب را نمایش می‌دهد.



شکل ۳-۱۴ ضرایب تبدیل هرمیت مربوط به یک بخش از فعالیت خواندن و یک بخش از مرور وب

۳-۶-۶ ضرایب پیش بینی خطی (LPC[۶۹])

پیش‌بینی خطی یک عملیات ریاضی است که در آن مقدار نمونه بعدی یک سیگنال گسسته به عنوان یک تابع خطی از نمونه‌های قبلی تخمین زده می‌شود. در پردازش سیگنال دیجیتال، پیش‌بینی خطی اغلب کدگزاری پیش‌بینی خطی (LPC) نامیده می‌شود و در نتیجه می‌تواند به عنوان یک زیر

[69] Linear Prediction Coding

مجموعه از فیلترها درنظر گرفته شود. در تجزیه و تحلیل سیگنال‌ها، پیش بینی خطی می‌تواند به عنوان بخشی از مدل سازی ریاضی و یا بهینه‌سازی در نظر گرفته شود [۵۸].

رابطه (۳-۱۲) نشان می‌دهد که بوسیله ضرایب پیش بینی خطی می‌توانیم سیگنال اصلی را به نحوی بازسازی کنیم.

$$\hat{\boldsymbol{x}}(\boldsymbol{n}) = \sum_{\boldsymbol{i=1}}^{\boldsymbol{p}} \boldsymbol{a_i x(n-i)} \qquad (۱۲-۳)$$

که در آن $\hat{\boldsymbol{x}}(\boldsymbol{n})$ مقدار سیگنال پیش بینی شده، x(n-i) مقادیر قبلی سیگنال و a_i ضریب پیش‌بینی کننده است. خطای این تخمین از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$\mathbf{e(n) = x(n) - \hat{x}(n)} \qquad (۱۳-۳)$$

که $\mathbf{x(n)}$ در رابطه بالا سیگنال اصلی است [۵۹]. تفاوت در انتخاب مقدار ضریب a_i است. این ضرایب با بهینه سازی رابطه زیر که مربوط به محاسبه خطای پیش بینی می‌باشد، تخمین زده می‌شوند:

$$\boldsymbol{e(n) = \|x(n) - \hat{x}(n)\|} \qquad (۱۴-۳)$$

که $\|.\|$ نرم مقدار خطا را نشان می‌دهد.

در این پایان‌نامه ضرایب پیش بینی خطی از بخش‌های ساکاد و نگاه ثابت سیگنال EOG استخراج شده و به عنوان ویژگی استفاده گردیده است. تعداد ضرایب استخراج شده ۳۰ می‌باشد. تعداد این ضرایب با آزمون و خطا محاسبه و بهترین تعداد ضریب یعنی ۳۰ براساس نتایج حاصله تعیین شده است. این ضرایب استخراج شده به انتهای بردار ویژگی اضافه می‌شوند تا در مرحله آموزش و آزمایش کلاس‌ها شرکت کنند.

۳-۷ طبقه بندی

پس از انجام مرحله استخراج ویژگی نوبت به طبقه بندی داده‌ها بـه منظـور مشـخص شـدن نتـایج حاصله می‌رسد. طبقه بند به وسیلهٔ مجموعه‌ای از توابع مجزاکننده این کـار را انجـام مـی‌دهـد. طبقـه بندی می‌تواند انواع مختلفی داشته باشد از جمله طبقه بندهای معروف در داده کاوی می‌توان به طبقه بند SVM[۷۰]، نزدیکترین همسایه، شبکه عصبی و . . . اشاره کرد. شکل ۳-۱۵ دو مدل از طبقـه بنـدی فضای ویژگی را نمایش می‌دهد.

شکل ۳-۱۵ طبقه‌بندی فضای ویژگی‌ها

در این تحقیق ما از طبقه بند SVM با هسته طبقه بندی خطـی[۷۱] اسـتفاده کـردیم. ویژگـی‌هـای استخراج شده از سیگنال‌های مربوط به ۴ شخص را به عنوان آموزش و ویژگی‌هـای اسـتخراج شـده از سیگنال‌های مربوط به یک شخص را به عنوان داده آزمایش به طبقه بند ارائه کردیم. ایـن رونـد بـرای سیگنال‌های مربوط به همه اشخاص انجام شد.

۳-۸ جمع بندی

در این فصل درباره مراحل انجام کار با سیگنال، از جمله پیش پردازش، جداکردن بخش‌های اصـلی سیگنال، استخراج ویژگی، طبقه بندی سیگنال‌ها و ویژگی‌های پیشنهادی کـه در ایـن تحقیـق انجـام شده پرداختیم. پیش پردازش شامل حـذف نـویز و حـذف جریـان پایـه بـود. جـداکردن سـیگنال بـه

[70] Support Vector Machine
[71] Linear

بخش‌های اصلی شامل نگاه ثابت، نگاه سریع و پلک زدن انجـام شـد. اسـتخراج ویژگـی‌هـای آمـاری و ساختاری از هر بخش از سیگنال به طور جداگانه بوده و در نهایت آموزش و تست بـرای تشـخیص هـر سیگنال ورودی بوسیله طبقه بند SVM انجام شد.

فصل ۴ نتایج شبیه سازی

۴-۱ مقدمه

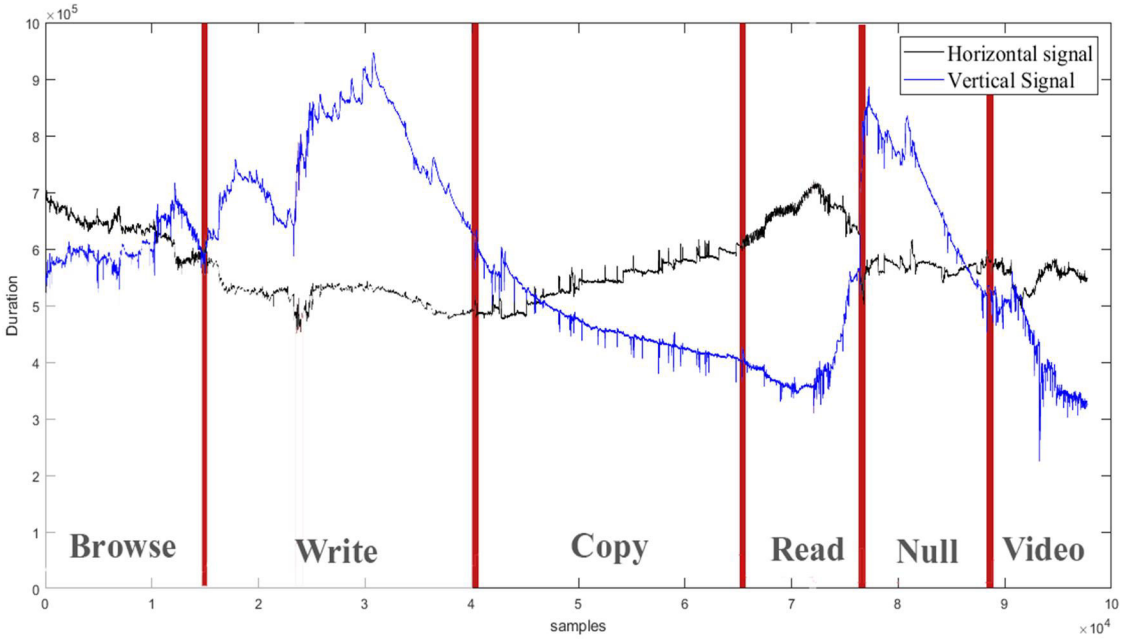
تاکنون سیگنال الکتریکی چشم، چگونگی ثبت و ضبط سیگنال و مراحل انجام کار با سیگنال از جمله پیش پردازش، استخراج ویژگی و طبقه بندی سیگنال‌ها، مختصری درباره تحقیقات مرتبط با سیگنال EOG که تاکنون به انجام رسیده و همچنین درباره روش پیشنهادی که در این تحقیق انجام شده بحث کردیم.

در این فصل درباره پایگاه داده‌ای که روشهای این تحقیق روی آن مورد ارزیابی قرار گرفته، نتایج حاصله، نمودارها و مقایسه نتیجه حاصل با نتایج پیشین بحث می‌کنیم.

۴-۲ توضیح پایگاه داده

پایگاه داده مورد استفاده در این تحقیق توسط موسسه Max Planck و گروه Perceptual User Interfaces آن در کشور آلمان در سال ۲۰۱۱ تهیه شده است [۶]. این مجموعه داده شامل ثبت مجموعا ۸ ساعت داده‌های حرکت چشم افراد مختلف در هنگام انجام کارهایی چون خواندن، نوشتن، تماشا کردن فیلم ویدیویی، کپی کردن متن و جستجو در وب است. برای ثبت این سیگنالها از هشت نفر (دو خانم، شش آقا) در رده سنی ۲۳-۳۱ سال کمک گرفته شده است. از این میزان ثبت داده‌ها برای هر شخص حدود ۵ دقیقه سیگنال در محدوده فعالیتی متفاوت ثبت شده است [۶].

سیگنال EOG با استفاده از آرایه‌ای شامل پنج الکترود ۲۴ میلی‌متری Ag / AgCl مرطوب که از سازمان بهداشت و درمان آلمان گرفته شده‌اند و اطراف چشم قرار گرفته شده، ثبت می‌شود. سیگنال افقی با استفاده از یک الکترود کنار چشم راست و الکترود دیگر در کنار چشم چپ، سیگنال عمودی با استفاده از الکترودی که در بالای ابروی سمت راست و دیگری زیر چشم راست قرار داده شده، ثبت می‌گردد. الکترود پنجم، سیگنال مرجع را ثبت می‌کند و در وسط پیشانی قرار می‌گیرد. فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ هرتز می‌باشد.



شکل ۴-۱ یک نمونه سیگنال EOG به طوری که محدوده هر فعالیت مشخص شده است[۶]

۴-۳ بحث نتایج بدست آمده

شکل ۴-۱ یک نمونه سیگنال با محدوده فعالیت‌های هر بخش را نمایش می‌دهد. در این تحقیق ابتدا سیگنال‌های خام تحت عملیات پیش پردازش می‌گیرند و از دو فیلتر برای حذف نویز و حذف جریان پایه عبور می‌کنند. فیلتر موجک مادر هار برای حذف جریان پایه و فیلتر میانه برای حذف نویز استفاده شده است. سپس با عملیات پنجره گذاری سیگنال‌ها به اندازه‌های ۳۰ ثانیه ای با گام حرکت ۵ ثانیه قسمت بندی شده و وارد مرحله بعدی می شوند. در مرحله بعد به منظور تشخیص نوع نگاه چشم که شامل نگاه ثابت، نگاه سریع و پلک زدن می‌باشد، از موجک سطح ۲۰ هار مادر استفاده می‌کنیم. با اعمال آستانه مناسب برای هرکدام از انواع حرکات چشم می توانیم محدوده هرکدام را مشخص کنیم.

پس از این مرحله، استخراج ویژگی‌ها از هر بخش صورت می گیرد. ما یکبار ۸۰ ویژگی شامل ویژگی‌های آماری و کتاب لغات را برای سیگنال‌های مربوط به رفتارهای مختلف استخراج و به آنها

ویژگی تبدیل هرمیت و ضرایب پیش بینی خطی را اضافه کردیم. سپس عملکرد طبقه بند را با استفاده از این ویژگی‌ها بررسی کردیم.

یکبار دیگر ۲۸ ویژگی که تفاوت تشخیص بهتری داشتند را استخراج و ویژگی تبدیل هرمیت و ضرایب پیش بینی خطی را اضافه کردیم و عملکرد طبقه بند را با استفاده از آنها نیز بررسی نمودیم. ۲۸ ویژگی بوسیله الگوریتم mRMR یکبار برای همه افراد انتخاب شده است[۵۵].

مهم‌ترین شاخصه برای ارزیابی و مقایسه عملکرد یک روش جدید مقایسه دقت تشخیص قبل و بعد از اعمال روش می‌باشد. در این تحقیق ما ابتدا تعدادی ویژگی از میان آنهایی که بولینگ و همکارانش بررسی کرده بودند [۳۶] را مورد ارزیابی قرار دادیم. البته در آن مقاله بطور متناوب تعداد ویژگی‌های مختلفی برای تست سیگنال‌های هر شخص در نظر گرفته شده است. این یعنی برای هر شخص جدیدی که وارد آزمایش می‌شود یکبار الگوریتم انتخاب ویژگی اجرا و تعداد ویژگی متفاوتی برای آن شخص محاسبه می‌شود. در این تحقیق، ما با تعداد ویژگی ثابت، یکبار ۸۰ ویژگی و بار دیگر ۲۸ ویژگی سیگنال‌های همه اشخاص را تست کردیم. برای بهبود عملکرد تشخیص به این تعداد ویژگی‌های ثابت دو ویژگی تبدیل هرمیت و ضرایب پیش بینی خطی را اضافه کردیم. معیار بهبود نتیجه استفاده شده در این پایان نامه، درصد تشخیص به صورت زیر محاسبه می‌شود.

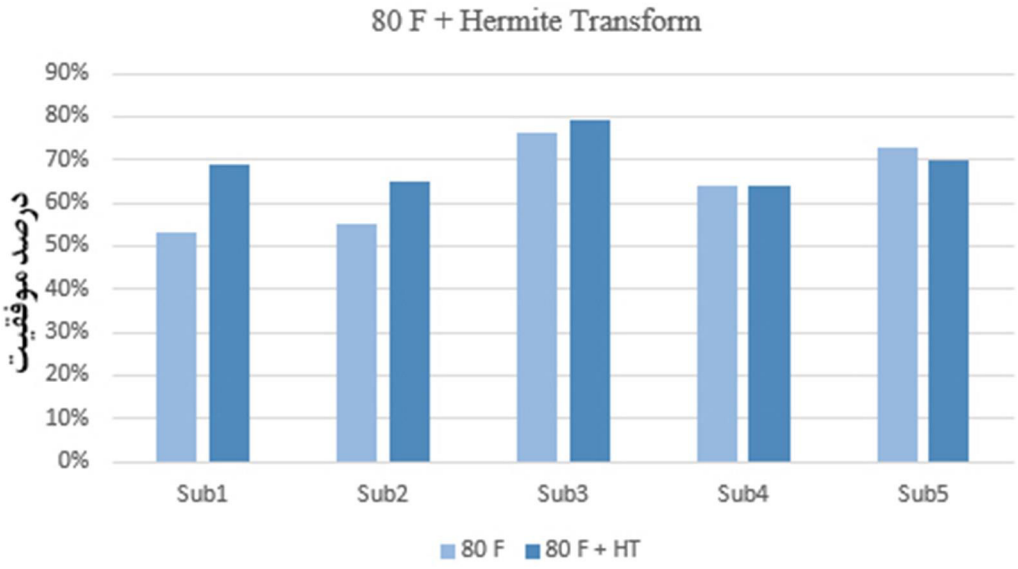
درصد تشخیص = (تعداد نمونه‌های درست / تعداد کل نمونه‌ها) * ۱۰۰ (۴-۱)

نتیجه درصد تشخیص مربوط به اضافه شدن تبدیل هرمیت را می‌توانیم در جدول ۴-۱و نتیجه مربوط به اضافه شدن ضرایب پیش بینی خطی را می‌توانیم در جدول ۴-۲ ببینیم. در این جدول‌ها هر Subject **نتایج** مربوط به درصد تشخیص هر شخص برای ویژگی‌های متفاوت را نشان می‌دهد.

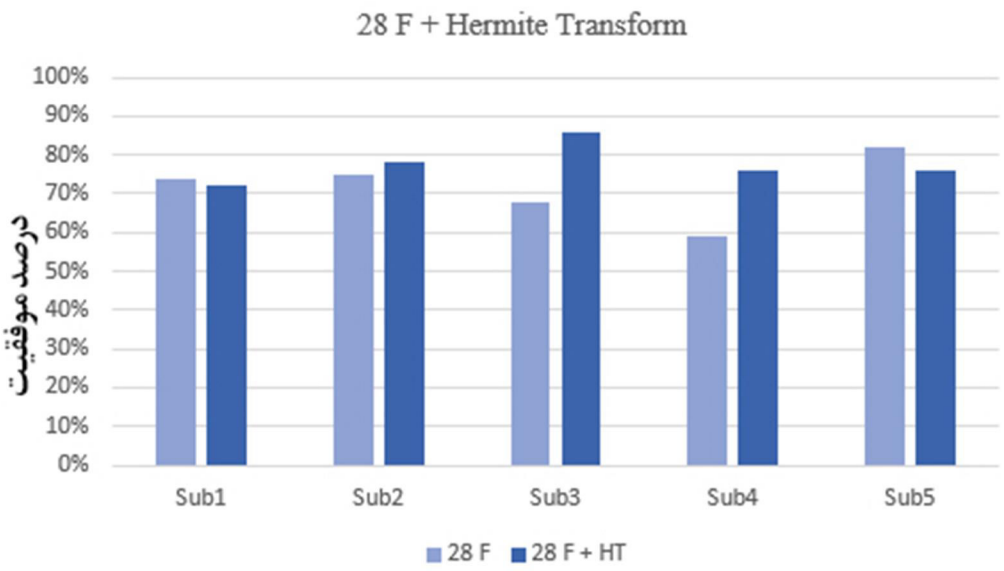
جدول ۴-۱ بررسی نتایج برای ۲۸ و ۸۰ ویژگی، همراه با ویژگی تبدیل هرمیت

	80Features	Features80 +HermiteT	28Features	28Features +HermiteT
Subject 1	**53%**	**69%**	**74%**	**72%**
Subject 2	**55%**	**65%**	**75%**	**87%**
Subject 3	**76%**	**79%**	**68%**	**86%**
Subject 4	**64%**	**64%**	**59%**	**76%**
Subject 5	**73%**	**70%**	**82%**	**76%**
Mean	**64%**	**69%**	**71%**	**79%**

همانطور که در جدول ۴-۱ می‌بینیم ۲۸ ویژگی منتخب نتایج بهتری نسبت به ویژگی‌های ۸۰ تایی داشته‌اند و در نتیجه اضافه کردن تبدیل هرمیت باعث بهبود بهتری روی نتایج تشخیص شده است. دلیل این امر این است که در این نوع سیگنال لزوما تعداد ویژگی زیاد باعث بهبود تشخیص نمی‌شود و برای داشتن نتیجه بهتر باید با هوشمندی ویژگی بهتر را انتخاب کنیم. شکل ۴-۲ نتایج حاصل از ۸۰ ویژگی قبل و بعد از اضافه شدن تبدیل هرمیت و شکل ۴-۳ نتایج حاصل از ۲۸ ویژگی قبل و بعد از اضافه شدن تبدیل هرمیت را بصورت نمودار نمایش می‌دهد.

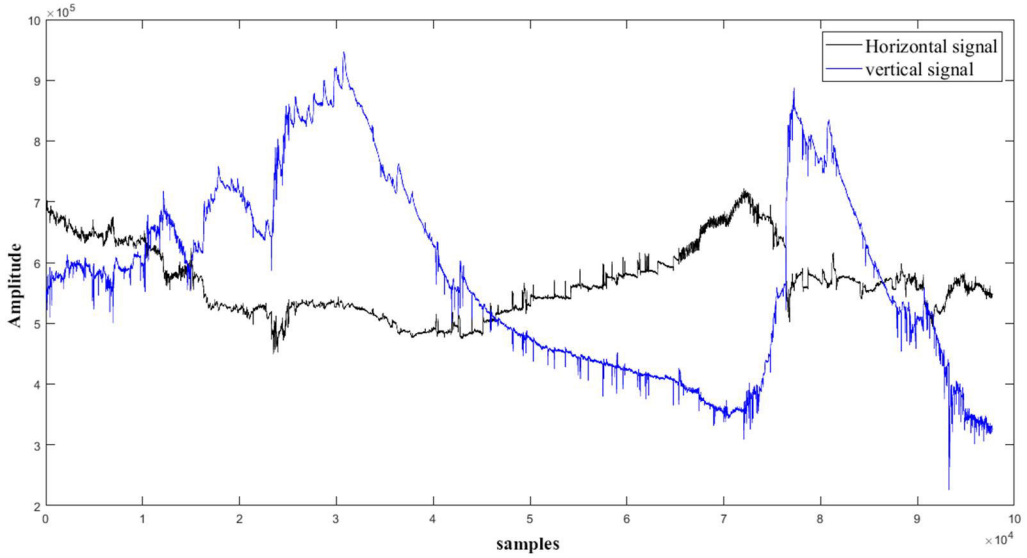


شکل ۴-۲ نمودار مقایسه ۸۰ ویژگی با و بدون تبدیل هرمیت



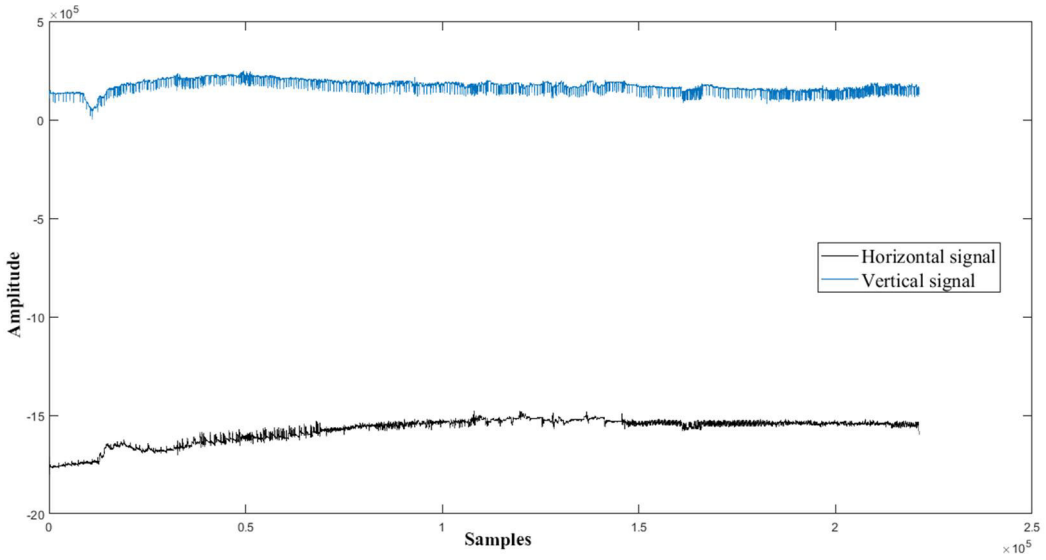
شکل ۴-۳ نمودار مقایسه ۲۸ ویژگی با و بدون تبدیل هرمیت

ردیف اول جدول ۴-۱و شکل ۴-۴ سیگنال‌های افقی و عمودی شخص اول که درصد تشخیص پایینی دارد را نمایش می‌دهد.



شکل ۴-۴ سیگنال افقی و عمودی مربوط به سابجکت اول

ردیف سوم جدول ۴-۱و شکل ۴-۵ سیگنال‌های افقی و عمودی شخص سوم که درصد تشخیص بالایی دارد را نمایش می‌دهد.



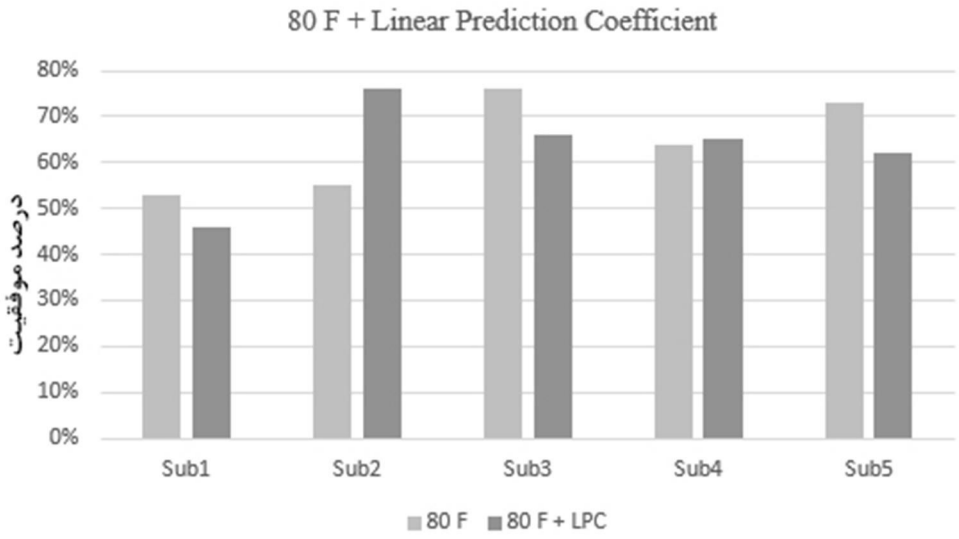
شکل ۴-۵ سیگنال افقی و عمودی مربوط به سابجکت سوم

نتایج اضافه شدن ضرایب پیش بینی خطی در جدول ۴-۲ نشان داده شده است. نتایج بدست آمـده حاکی از آن است که استفاده از ضرایب پیش بینی خطی باعث بهبود در تشخیص نمی‌شود.

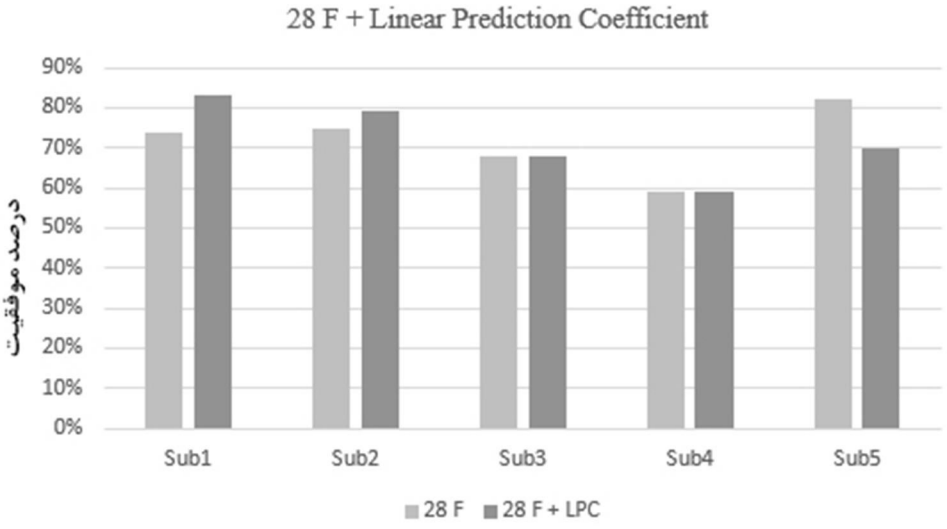
جدول ۴-۲ بررسی نتایج برای ۲۸و۸۰ ویژگی، همراه با ویژگی پیش بینی خطی

	80Features	80Features +LPC	28Features	28Features +LPC
Subject 1	**53%**	**46%**	**74%**	**83%**
Subject 2	**55%**	**76%**	**75%**	**79%**
Subject 3	**76%**	**66%**	**68%**	**68%**
Subject 4	**64%**	**65%**	**59%**	**59%**
Subject 5	**73%**	**62%**	**82%**	**70%**
Mean	**64%**	**63%**	**71%**	**71%**

شکل ۴-۷ نتایج حاصل از ۸۰ ویژگی قبل و بعد از اضافه شدن ضرایب پیش بینـی خطـی و شـکل ۴-۸ نتایج حاصل از ۲۸ ویژگی قبل و بعد از اضافه شدن ضرایب پیش بینی خطـی را بصـورت نمـودار نمایش می‌دهد.



شکل ۴-۶ نمودار مقایسه ۸۰ ویژگی با و بدون ضرایب پیش بینی خطی



شکل ۴-۷ نمودار مقایسه ۲۸ ویژگی با و بدون ضرایب پیش بینی خطی

نتایج نشان می دهد روش پیشنهادی ما یعنی اضافه کردن ویژگی هرمیت به ویژگی‌های ۸۰ تایی و ۲۸ تایی بهبود ایجاد کرده اما بهبود در ویژگی‌های ۲۸ تایی بهتر بوده است.

۴-۴ مقایسه نتایج بدست آمده

در [۳۶] درصد تشخیص فعالیت‌ها ۷۶ درصد بوده است اما در آن از تعداد ویژگی‌های متفاوتی که توسط الگوریتم mRMR تشخیص داده می‌شود استفاده شده است [۶۰]، که باعث تاخیر در روند کار می‌شود. این الگوریتم باید برای هر شخص که وارد می‌شود ابتدا اجرا شود. اما در تحقیق پیش‌رو از تعداد ویژگی‌های ثابت برای این کار استفاده شده است. یعنی الگوریتم mRMR یکبار برای همه افراد بررسی و تعداد ۲۸ ویژگی مناسب انتخاب شده است که این امر باعث سریع‌تر شدن و سهولت در انجام کار می‌شود. با انتخاب این ویژگی‌ها به دقت تشخیص ۷۱ درصد و در نهایت با اضافه شدن تبدیل هرمیت به دقت تشخیص ۷۹ درصد رسیدیم که بهبود ایجاد شده است.

فصل ۵ نتیجه گیری

۵-۱ مقدمه

با توجه به مطالب ارائه شده تاکنون، در این فصل به جمع بندی، بیان دست‌آوردها، ارائه روش‌های پیشنهادی و بیان مشکلات و محدودیت‌ها می‌پردازیم.

۵-۲ جمع بندی و بیان دست‌آوردها

پژوهش حاضر با بیان مفاهیم مقدماتی و تعریف و توضیح سیگنال EOG در فصل اول آغاز شده و فضاسازی لازم برای ورود به موضوع در فصل دوم با بیان کارهای گذشته دیگر محققین انجام شد. در فصل سوم درباره روش کار این تحقیق و پیشنهاد جدید بحث شد. در فصل چهارم بطور کلی روش انجام گرفته در این تحقیق و نتایج حاصله توضیح داده شد. با بررسی نتایج حاصله، در نهایت به این نتیجه رسیدیم که انتخاب نوع ویژگی‌ها در افزایش دقت تشخیص بسیار مهم است و لزوما افزایش تعداد ویژگی باعث افزایش دقت شناسایی نمی‌شود. ما از ابتدا در نظر داشتیم دو ویژگی جدید تبدیل هرمیت و ضرایب پیش بینی خطی را مورد بررسی قرار دهیم، پس از بررسی به این نتیجه رسیدیم که ویژگی تبدیل هرمیت باعث بهبود نتایج می‌شود اما ضرایب پیش بینی خطی نتوانست در این موارد باعث بهبود شود.

در [۳۶] درصد تشخیص فعالیت‌ها ۷۶ درصد بوده است اما در آن از تعداد ویژگی‌های متفاوتی که توسط الگوریتم خاصی تشخیص داده می‌شود استفاده شده که باعث تاخیر بیشتر در روند کار می‌شود. به عنوان مثال اگر بخواهیم این تحقیق را بر روی یک سیستم BCI بلادرنگ اجرا کنیم برای هر شخص ابتدا باید الگوریتم mRMR گفته شده در [۶۰] را اجرا کرده و بعد به انجام سایر فعالیت‌ها بپردازیم اما در تحقیق پیش‌رو از تعداد ویژگی‌های ثابت برای این کار استفاده شده است. این امر باعث سریع‌تر شدن و سهولت در انجام کار می‌شود.

۵-۳ ارائه پیشنهادها

از آنجایی که نوع ویژگی تاثیر زیادی در بهبود تشخیص دارد بهتر است در آینده روی روش‌هایی برای انتخاب نوع ویژگی‌های بهتر و تعداد کمتر تمرکز ایجاد شود زیرا تعداد ویژگی کمتر باعث افزایش سرعت پردازش می‌شود که این امر در سیستم‌های رابط کاربری بلادرنگ بسیار حائز اهمیت است.

همچنین اگر بتوانیم خودمان به عنوان ثبت کننده سیگنال عمل کنیم می‌توانیم سیگنال‌های چشمی در هنگام راستگویی و دروغگویی افراد، همچنین سیگنال‌های چشمی افراد بزه‌کار و غیر بزه‌کار را ضبط کنیم و روی آنها بررسی انجام دهیم.

می‌توانیم با تحقیق و بررسی در حالت خواب آلوده بودن، افراد خواب آلود را شناسایی و آنها را از رانندگی و کارهای با توجه زیاد منع کنیم. همچنین می‌توان با بررسی سیگنال الکترواکولوگرام مربوط به شخص دارای بیماری، بیماری را پیش بینی و از گسترش آن جلوگیری کرد. تعداد سنسورهای مورد استفاده در ثبت سیگنال EOG نیز می‌تواند مورد پژوهشی خوبی برای ادامه تحقیقات در این زمینه باشد.

۵-۴ موانع و مشکلات

یکی از محدودیت‌های کار فعلی این است که تعداد محدودی از فعالیت‌ها مورد آزمایش قرارگرفته‌اند. البته مهم است که توجه داشته باشیم که معماری و مجموعه ویژگی‌ها به طور مستقل از این فعالیت‌ها توسعه یافته اند. علاوه بر این، این روش به EOG محدود نمی شود و نشان می‌دهد که رویکرد ما در سایر فعالیت‌ها، تنظیمات و تکنیک‌های ردیابی چشم قابل استفاده است. این مطالعه همچنین برخی از پیچیدگی‌هایی که ممکن است در استفاده از چشم‌ها به عنوان یک منبع اطلاعات، در مورد انجام فعالیت یک فرد صورت بگیرد را نشان می‌دهد. این پایان‌نامه راه تحقیقات پیچیده‌تر را باز کرده و به ما اجازه می‌دهد که فعالیت‌های پیچیده‌تر را در خارج از فضای آزمایشگاهی بررسی کنیم. حتی فعالیت‌های تحقیق فعلی می‌توانند در یک زمان کوتاهتر تعریف شوند، مثلا فعالیت مرور

وب به فعالیت‌های کوچکتر مانند "استفاده از نوار اسکرول"، "خواندن"، "نگـاه کـردن بـه تصـویر" یـا "تایپ" تقسیم شود.

منابع و مراجع

[1] Ahsan M R, Ibrahimy M I and Khalifa O, (**2009**), "EMG Signal Classification for Human Computer Interaction: A Review", **European Journal of Scientific Research**, **33, 3**, pp: **480-501**.

[2] Lotte N S, Struijk A, (**2006**), "An Inductive Tongue Computer Interface for Control of Computers and Assistive Devices", **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **53**, **12**, pp: **2594-2597**.

[3] Gopi E S, Sylvester R, Rangarajan V and Nataraj L, (**2006**), "Brain Computer Interface Analysis using Wavelet Transforms and Auto Regressive Coefficients", **International Conference on Electrical and Computer Engineering (ICECE'06), Dhaka, Bangladesh**, pp: **169–172**.

[4]توحیدخواه ف، یاوری ف، (۱۳۹۳) ، **"کاربرد فناوری اطلاعـات در پزشـکی"**، جلـد اول، چـاپ اول، انتشارات دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ص ۸۹.

[5] Nolan Y M, (**2005**), "Control and communication for physically disabled people, based on vestigial signals from the body", **National University of Ireland, Dublin press**, pp: **7-18**.

[6] http://perceptual.mpi-inf.mpg.de/research/datasets/

[7] Marmor M., Brigell M., McCulloch D., Westall C., Bach M., (2010), "ISCEV Standard for Clinical Electro-Oculography (EOG)," **Documenta Ophthalmologica**, vol. **113**, no. **3**, pp. **205-212**.

[8] Guoa X., Peia W., Wanga Y., Chena Y., Zhanga H., Wua X., Yanga X., Chena H., Liub Y., Liu R., (**2016**), "A human-machine interface based on single channel EOG and patchable sensor", **Biomedical Signal Processing and Control 30**, pp **98–105**.

[9] Kavitha C., Nagappan G., (**2015**), "Sensing and Processing of EOG Signals to Control Human Machine Interface System", **International Journal of Science, Engineering and Technology Research (IJSETR)**, Volume **4**, Issue **5**, pp: **1330-1336**

[10] Manabe H., Fukumoto M., and Yagi T., (**2015**), "Direct Gaze Estimation Based on Nonlinearity of EOG", **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, VOL.**62**, NO. **6**, pp: **1553 – 1562**.

[11] Singh H., Singh J., (**2012**), "Human Eye Tracking and Related Issues: A Review", **International Journal of Scientific and Research Publications**, Volume **2**, Issue **9**, pp: **1053-1062**.

[12] Kherlopian A.R., Gerrein J.P., Yue M., Kim K.E., Kim J.W., Sukumaran M., Sajda P., (2006), "Electrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification model", Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3.

[13] Venkataramanan S., Prabhat P., Choudhury S. R, Nemade H. B., Sahambi J.S., (2005), "Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System " , lCISIP IEEE.

[14] Kunze, K., Iwamura, M., Kise K., Uchida, S., and Omachi, S., (2013), "Activity recognition for the mind: Toward a cognitive quantied self Computer", ICDAR, pp: 105-108.

[15] Kunze, K., Kawaichi, H., Yoshimura, K., and Kise, K., (2013), "The wordmeter - estimating the number of words read using document image retrieval and mobile eye tracking", ICDAR 2013, pp: 256–277

[16] Kunze, K., Utsumi, Y., Shiga, Y., Kise, K., and Bulling, A, (2013), "I know what you are reading: recognition of document types using mobile eye tracking", In Proceedings of the 17th annual international symposium on International symposium on wearable computers, ACM, pp: 113-116.

[17] Nathaniel B, Camilleri T A, (2016), "Interfacing with a speller using EOG glasses ", IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, SMC Budapest, Hungary, pp: 101-106

[18] Ishimaru S., Uema Y., Kai K., Koichi K., Katsuma T., Masahiko I.,(2014), "Smarter Eyewear– Using Commercial EOG Glasses for Activity Recognition " , UBICOMP '14 Adjunct, September 13 - 17, SEATTLE, WA, USA, pp: 239-242

[19] Hitinui R, koichi k, Augereau O, (2017), "Real-time wordometer demonstration using commercial EoG glasses", ACM New York, NY, USA, pp: 277-280

[20] Ding Q., Tong K., and Li G., (2005), "Development of an EOG (Electro-Oculography) Based Human-Computer Interface", Proc. 27th Int'l Conf. Eng. in Medicine and Biology Soc., pp: 6829-6831.

[21] Chen Y. and Newman W.S., (2004), "A Human-Robot Interface Based on Electrooculography", Proc. IEEE Int'l Conf. Robotics and Automation, vol. 1, pp: 243-248.

[22] Rakshit A, Banerjee A, Tibarewala D. N., (2016), "Electrooculogram based Digit Recognition to Design Assitive Communication system for Speech Disabled Patients", IEEE 978-1-4673-6621-2/16/31.00.

[23] Kwang-Ryeol L., Won-Du C., Sungkean K., and Chang-Hwan I., (**2015**), "Real-time 'eye-writing' recognition using electrooculogram (EOG)", **IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, VOL.**25**, NO.**1** pp: **37-48**

[24] Ianez E., Azorin J.M., Perez-Vidal C., (**2013**), "Using Eye Movement to Control a Computer: A Design for a Lightweight Electro-Oculogram Electrode Array and Computer Interface", **PLoS ONE 8(7): e67099/journal.pone.0067099**.

[25] Wu S., Liao L., Lu S., Jiang W., Chen S., Lin C., (**2013**), "Controlling a Human–Computer Interface System With a Novel Classification Method that Uses Electrooculography Signals", **IEEE Transactions on Biomedical Engineering,** VOL**. 60,** NO**. 8**, pp: **2133-2141**

[26] Nathan D S, Vinod A P and Thomas P K, (2012), "An Electrooculogram based Assistive Communication System with Improved Speed and Accuracy Using Multi-Directional Eye Movements", 35th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), Prague, Czech Republic, pp: 554-558.

[27] Usakli A B, Gurkan S, Aloise F, Vecchiato and Babiloni F, (2010), "On the Use of Electrooculogram for Efficient Human Computer Interfaces", Computational Intelligence and Neuroscience, pp: 1-5.

[28] Aungsakun S., Phinyomark A, Phukpattaranont P. and Limsakul C., (**2012**), "Development of robust electrooculography (EOG)-based human-computer interface controlled by eight-directional eye movements", **International Journal of Physical Sciences** Vol. **7, 14**, pp: **2196-2208**.

[29] Merino M, Rivera O, Gómez I, Molina A and Dorronzoro E, (2010), "A Method of EOG Signal Processing to Detect the Direction of Eye Movements", Proceedings of the 2010 First International Conference on Sensor Device Technologies and Applications, Venice, Italy, pp: 100-105.

[30] Lv Z., Wu X., Li M., Zhang D., (**2010**), "A novel eye movement detection algorithm for EOG driven human computer interface" , **Pattern Recognition Letters 31** ,pp: **1041–1047**.

[31] Barea R., Boquete L., Mazo M., and Lopez E., (**2002**), "System for Assisted Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculography", **IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Eng**, vol. **10**, no. **4**, pp: **209-218**.

[32] Erkaymaz H., Ozer M., Orak I. M., (**2015**), "Detection of directional eye movements based on the Electrooculogram signals through an artificial neural network", **Chaos, Solitons and Fractals 77**, pp: **225–229**.

[33] Guo X., Pei W., Wang Y., Chen Y., He Zhang, Wu X., Yang X., Chen H., Liu Y., Liu R., (**2016**), "A human-machine interface based on single channel EOG and patchable sensor", **Biomedical Signal Processing and Control 30,** pp: **98–105**.

[34] Soundariya .R. S and Renuga .R, (**2017**),"Emotion Recognition based on Eye Movement", **Advances in Natural and Applied Sciences**. 11(5), pp: **38-43**.

[35] Banerjee A., Pal M., Datta S., Tibarewala D.N., Konar A., (**2014**), " Eye movement sequence analysis using electrooculogram to assistautistic children" , **Biomedical Signal Processing and Control 14**, pp: **134–140**.

[36] Bulling A, Ward J. A., Gellersen H., and Troster G., (**2011**), "Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography", **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, VOL. **33**, NO. **4**.

[37] Liang S., Kuo C., Lee Y., Lin W., Liu Y., Chen P., Cherng F., and Shaw F., (**2015**), "Development of an EOG-Based Automatic Sleep-Monitoring Eye Mask", **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, pp: **2977-2985**

[38] D'Mello P. C., D'Souza S., (**2012**), "Design and development of a Virtual Instrument for Biosignal Acquisition and Processing using LabVIEW", **International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering**, pp: **1-5**.

[39] Won-Du C., Ho-Seung C., Chang-Hwan I., (2016), PhD thesis, "Removing the Interdependency between Horizontal and Vertical Eye-Movement Components in Electrooculograms", Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul 04763, Korea.

[40] Ro K. M., Gilwon Y., (**2013**), "Control Signal from EOG Analysis and Its Application", **International Journal of Electrical, Computer, Energetic, Electronic and Communication Engineering**, Vol: **7**, No: **10**, pp: **1352-1355.**

[41] Gu J.J., Meng M., Cook A., Faulkner G., (2001), "A Study of Natural Eye Movement Detection and Ocular Implant Movement Control Using Processed EOG Signals", Proc. IEEE Int'l Conf. Robotics and Automation, vol. 2, pp: 1555-1560.

[42] Pan N., V.M. I, UN M.P., and Hang P.S., (2007), "Accurate Removal of Baseline Wander in ECG Using Empirical Mode Decomposition", Proc. Joint Meeting Sixth Int'l Symp. Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the Int'l Conf. Functional Biomedical Imaging, pp: 177-180.

[43] Chouhan V.S. and Mehta S.S., (2007), "Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal", Proc. 17th Int'l Conf. Computer Theory and Applications, pp: 512-515.

[44] Xu L., Zhang D., and Wang K., (**2005**), "Wavelet-Based Cascaded Adaptive Filter for Removing Baseline Drift in Pulse Waveforms", **IEEE Trans. Biomedical Eng**, vol. **52**, no. **11**, pp: **1973-1975**.

[45] Duchowski A.T., (**2007**), "**Eye Tracking Methodology: Theory and Practice**", Springer-Verlag New York, Inc.

[46] Manor B.R. and Gordon E., (**2003**), "Defining the Temporal Threshold for Ocular Fixation in Free-Viewing Visuocognitive Tasks", **J. Neuroscience Methods**, vol. **128**, nos. **1/2**, pp: **85-93**.

[47] Karson C.N., Berman K.F., Donnelly E.F., Mendelson W.B., Kleinman J.E., and Wyatt R.J., (**1981**), "Speaking, Thinking, and Blinking", **Psychiatry Research**, vol. **5**, no. **3**, pp: **243-246**.

[48] Schleicher R., Galley N., Briest S., and Galley L., (**2008**), "Blinks and Saccades as Indicators of Fatigue in Sleepiness Warnings: Looking Tired?", **Ergonomics**, vol. **51**, no. **7**, pp: **982-1010**.

[49] Mansor F.A., Sudirman R., (2015), "Effects of an Eye Massage Device towards Electrooculography Signals", 6th International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation, 2166-0670/15 $31.00.

[50] Salvucci D.D. and Goldberg J.H., (2000), "Identifying Fixations and Saccades in Eye-Tracking Protocols", Proc. Symp. Eye Tracking Research & Applications, pp: 71-78.

[51] Liu H. and Motoda H., (1998), "Feature Selection for Knowledge Discovery and

Data Mining", **Kluwer Academic Publishers**, pp: **198**.

[52] Bulling A., Ward J.A., Gellersen H., and Troster G., (2008), "Robust Recognition of Reading Activity in Transit Using Wearable Electrooculography", Proc. Sixth Int'l Conf. Pervasive Computing, pp: 19-37.

[53] Martens J.B., (**1990**), "The Hermite Transform-Theory", **IEEE Transactions on Acoustics.Speech and Signal Processing**, VOL **38**. NO Y.

[54] Poularikas A. D., (**1999),** "The Handbook of Formulas and Tables for Signal Processing", **CRC Press**, pp: 204-208**.**

[55] Lagerholm M., Peterson C., Braccini G., Edenbr L., and Srnmo L., (2000), "Clustering ECG complexes using Hermite functions and selforganizing maps", **IEEE Trans. on Biomed. Eng**., vol. **47**, pp: **838–848**.

[56] Clary S., Mugler D. H., (**2003**), "Shifted Fourier Matrices and Their Tridiagonal Commutors", **SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications**, vol. **24**, no. **3**, pp: **809**.

[57] Mahadevan A., Acharya A., Sheffer S., and Mugler D. H., (**2008**), "Ballistocardiogram artifact removal in EEG-fMRI Signals Using Discrete Hermite Transforms", **In Signal Process.**, vol. **2**, no. **6**, pp: **839–853**.

[58] Makhoul J., (**1975**), "linear Prediction: A Tutorial Review", **Proceedings of the IEEE**, VOL. **63**, NO. **4**.

[59] Al-Shrouf A., Abo-Zahhad M., and Ahmed Sabah M., (**2003**), "A novel compression algorithm for electrocardiogram signals based on the linear prediction of the wavelet coefficients", **Digital Signal Processing 13**, pp: **604–622**.

[60] Peng H., Long F., and Ding C., (**2005**), "Feature Selection Based on Mutual Information Criteria of Max-Dependency, Max-Relevance, and Min-Redundancy," **IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence**, vol. **27**, no. **8**, pp. **1226-1238**.

Abstract

With the advent of technology and extensive advances in rehabilitation techniques, research is being developed to use reliable, low-cost, and easy-to-use devices. Among the techniques of rehabilitation, research on human-machine-to-machine interactions (HMI) can be a great help for physically disabled people.

This study examines and analyzes eye movements as a new method for identifying the activities of individuals. Eye movement information is obtained using the electrocautogram signal recording system (EOG). One of the easiest signals that can be used to help people with disabilities is the EOG signal. Also, using this signal, you can detect the behavioral pattern and the way people deal with different issues. The study examines eye movements using signals that are recorded in three classes, including rest, reading articles and web browsing.

In this study, the pre-processing is performed first to reduce the noise and determine the appropriate signal range. Then, using the threshold values, the type of motion of the eye is determined. Sections of saccades, Fixation and blink are segregated. Then, by extracting the temporal characteristics of these areas, the eye movement is evaluated when performing activities. In this study, we extracted two new features called Hermit Transform coefficients and linear prediction coefficients from Saccades and Fixation areas, by adding these features we found that the first feature improves performance and the latter does not affect performance improvement. The accuracy of the detection for 80 features is 64% and for the 28 features is 71%. These precisions have been increased to 79% by adding the coefficients of the Hermit Transform for 28 features and 67% for 80 features.

Keywords:
Signal Processing, Electroocolugram, Categorize, Hermit Transform, Linear prediction coefficient

Shahrood University of Technology

Faculty of Electrical and Robotics Engineering

M.Sc. Thesis in Robotics Engineering:

Visiul activity recognition of human using EOG signal

By: Zahra Ebrahimi

Supervisor:
Saideh Ferdowsi

Advisor:
Vahid Abolghasemi

January 2018