

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی برق و ریاتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مدارهای مجتمع الکترونیک

شناسایی جهت حرکت چشم با استفاده از سیگنال EOG

نگارنده:

علیرضا قلی زاده

استاد راهنما:

دکتر عماد ابراهیمی

بهمن ۱۳۹۶

فرم شماره ۶

گروه برق

پایان نامه کارشناسی ارشد آقای علیرضا قلی زاده به شماره دانشجویی ۹۴۱۴۰۸۴ تحت عنوان: شناسایی جهت حرکت چشم با استفاده از سیگنال EOG در تاریخ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد مورد ارزیابی و با درجه مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	---		دکتر ابراهیمی

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی :		

تقدیم به تمام کسانی که به من انگیزه پیشرفت دادند.

تشکر و قدردانی:

اول از همه جا دارد تشکر کنم از استاد گران قدرم دکتر ابراهیمی که زحمت زیادی در انجام این پروژه کشیدند و من را در این راه همراهی کردند، همچنین تشکر ویژه خدمت همسر و خانواده عزیز و دوست داشتینم که همیشه حمایت کردند و به من انگیزه زندگی و پیشرفت دادند.

تعهد نامه

اینجانب علیرضا قلی‌زاده دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مدارهای مجتمع الکترونیک دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه شناسایی جهت حرکت چشم با استفاده از سیگنال EOG تحت راهنمایی دکتر عماد ابراهیمی متعهد می‌شوم:

- تحقیقات در این پایان‌نامه توسط اینجانب انجام شده 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 صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان‌نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از رساله رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده 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، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. 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

به لحاظ مزایایی که حرکات چشم نسبت به حرکات سایر اعضای بدن از نظر میزان سرعت عمل در حرکت و یا صرف انرژی دارد، از اهمیت فوق العاده‌ای برخوردار است. امروزه از سیستم‌های ردیاب حرکات چشم در زمینه کنترل ویلچر برای افراد معلول، ارتباط بین بیمار و پرستار در بیمارستان‌ها، میزان و نحوه حرکت چشم بر روی نقاط مختلف تصاویر تبلیغاتی و مواردی از این دست استفاده می‌شود. در این پایان‌نامه به طراحی و ساخت یک چشم رباتیک پرداخته شده است که می‌تواند حرکات چشم یک انسان را با دریافت سیگنال‌های EOG تقلید نماید. این پروژه از دو بخش الکترونیکی و مکانیکی تشکیل شده است. در بخش الکتریکی با استفاده از چهار الکتروود Ag/AgCl سیگنال‌های اطراف چشم دریافت می‌شوند. به دلیل ضعیف و نویزی بودن سیگنال دریافتی از طریق الکترودها، تقویت در دو مرحله انجام گرفته است. طبقه اول تقویت که دقیقاً پس از الکترودها قرار دارد دارای بهره حدود 43dB و طبقه بعدی که پس از پالایه کردن سیگنال و کاهش پهنای باند عبور قرار گرفته دارای بهره 30dB است. برای حذف نویز نیز از دو فیلتر پایین گذر Sallen-Key یکی پس از تقویت اولیه و دیگری پس از ایزولاسیون و قبل از رسیدن سیگنال به میکروکنترلر استفاده شده است. فیلتر اولیه از مرتبه 2 بوده و دارای پهنای باند 28/42Hz و فیلتر ثانویه برای رسیدن سیگنال تمیزتر به میکرو از مرتبه 4 و با پهنای باند 15/9Hz قرار داده شده است. دامنه سیگنال خروجی پس از تقویت و فیلترهای مذکور برای نگاه کردن چشم به سمت راست و بالا حدود 200mV، چپ و پایین حدود 200mV- و برای پلک زدن مقدار بیشینه دامنه حدود 400mV و کمینه دامنه حدود 200mV کمتر از مقدار DC تنظیم شده، اندازه‌گیری شده است.

پس از طراحی مدارات مذکور و پیاده‌سازی سخت‌افزاری آن‌ها در غالب تقویت‌کننده‌ها و فیلترها و ایزولاسیون نوبت به برنامه‌نویسی برای پردازش سیگنال دریافتی می‌رسد. برنامه‌نویسی این پروژه با استفاده از میکروکنترلر AVR و کامپایلر Bascom/AVR و بر روی تراشه Atmega32 انجام گرفته و پالس‌های مربوط به حرکت سروو موتور برای حرکت دادن چشم رباتیک نیز از طریق میکرو به موتورها ارسال می‌گردد. درنهایت پس از تشخیص جهات توسط الگوریتم پیاده‌سازی شده در پردازنده، می‌توان از آن برای کنترل تجهیزات استفاده کرد. همچنین در بخش مکانیکی یک چشم رباتیک ساخته شده است که به هنگام حرکت چشم به جهات مختلف، این چشم رباتیک نیز به همان جهات حرکت می‌کند و هنگام پلک زدن چشم یک LED که در درون کره چشم رباتیک تعبیه شده روشن و پس از چند میلی‌ثانیه خاموش می‌شود که تداعی‌کننده پلک زدن باشد.

کلمات کلیدی: ردیابی حرکات چشم، سیگنال‌های EOG، کنترل با حرکات چشم، چشم رباتیک

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه

۱-۱	پیشگفتار.....	۲
۲-۱	تعریف مسئله.....	۲
۳-۱	انگیزه طرح.....	۴
۴-۱	خلاصه‌ای بر روش‌های موجود و کاربردهای آن‌ها.....	۴
۵-۱	ساختار پایان‌نامه.....	۹

فصل دوم: ساختمان چشم از دیدگاه پتانسیل‌های زیستی

۱-۲	مقدمه.....	۱۲
۲-۲	ساختار چشم.....	۱۲
۳-۲	دوقطبی چشم.....	۱۵
۴-۲	انواع حرکت چشم و سیگنال‌های ناشی از آن.....	۱۷
۵-۲	نتیجه‌گیری.....	۲۲

فصل سوم: روش‌های تشخیص و ردیابی حرکت چشم

۱-۳	تاریخچه.....	۲۴
۲-۳	روش‌های شناسایی جهت حرکت چشم.....	۲۷
۱-۲-۳	استفاده از لنزهای مغناطیسی.....	۲۷
۲-۲-۳	استفاده از روش الکترواکولوگرافی (EOG).....	۲۹
۳-۲-۳	ثبت ویدیویی حرکات چشم (VOG).....	۳۴
۴-۲-۳	استفاده از روش‌های اندازه‌گیری انعکاس نور مادون قرمز.....	۳۶
۳-۳	نتیجه‌گیری.....	۳۹

فصل چهارم: پیاده‌سازی سیستم تشخیص حرکت چشم مبتنی بر EOG و چشم رباتیک

۱-۴	مقدمه.....	۴۲
۲-۴	نحوه ایجاد سیگنال EOG و دریافت آن.....	۴۲
۳-۴	طرح کلی سیستم پیشنهادی.....	۴۵
۱-۳-۴	طراحی منبع تغذیه (باتری) دوگانه.....	۴۹
۲-۳-۴	تقویت اولیه سیگنال و حساسیت‌زدایی نسبت به تغییرات فرکانس پایین.....	۵۰
۳-۳-۴	فیلتر مرتبه دوم برای حذف نویز ۵۰ هرتز برق شهر.....	۵۳

۵۸.....	۴-۳-۴- عایق‌سازی نوری.....
۶۰.....	۵-۳-۴- فیلتر مرتبه چهارم به همراه بهره اضافی.....
۶۶.....	۶-۳-۴- ارسال سیگنال به ADC میکروپروسسور.....
۶۶.....	۷-۳-۴- سیگنال‌های EOG به دست‌آمده به صورت عملی ناشی از حرکات مختلف چشم.....
۷۱.....	۸-۳-۴- نمونه‌برداری و الگویابی به منظور تشخیص جهت حرکت چشم.....
۷۷.....	۹-۳-۴- نمایش مقادیر نمونه‌برداری شده بر روی LCD به منظور تست‌های اولیه.....
۷۹.....	۱۰-۳-۴- ساختار چشم رباتیک مبتنی بر EOG.....

فصل پنجم: نتیجه‌گیری و پیشنهادها

۸۴.....	۱-۵- نتیجه‌گیری.....
۸۵.....	۲-۵- پیشنهادها.....
۸۷.....	پیوست - کدهای مربوط به برنامه نویسی در محیط Bascom/AVR.....
۹۶.....	مراجع.....
۹۹.....	چکیده انگلیسی.....

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: کنترل ویلچر با چشم توسط روش پردازش تصویر..... ۷
- شکل ۲-۱: استفاده از ردیابی چشم در واقعیت مجازی..... ۸
- شکل ۳-۱: نمونه‌ای از استفاده ردیابی چشم در اثربخشی تبلیغات. اگر بچه به بیننده نگاه کند، توجه بیننده به بچه جلب می‌شود ولی اگر بچه در حال نگاه کردن به متن تبلیغات باشد، توجه بیننده به تبلیغات معطوف‌تر خواهد بود..... ۹
- شکل ۱-۲: الف) نمونه‌ای از سیگنال EOG و ب) سیگنال ECG..... ۱۳
- شکل ۲-۲: اجزای مختلف ساختار بینایی..... ۱۴
- شکل ۳-۲: محل قرارگیری قرنیه و شبکیه چشم و پتانسیل قرنیه-شبکیه‌ای..... ۱۵
- شکل ۴-۲: دریافت اختلاف پتانسیل ناشی از حرکت دوقطبی قرنیه-شبکیه‌ای در اطراف چشم..... ۱۷
- شکل ۵-۲: نمایشی از سیگنال EOG ثبت شده در الف) چرخش ۳۰ درجه به سمت راست و ب) چرخش ۱۵ درجه به سمت چپ..... ۱۹
- شکل ۶-۲: نمایشی از پاسخ حرکت چشم به یک محرک پله‌ای (مانند نقطه‌ی نوری که به‌صورت افقی و ناگهانی تغییر مکان می‌دهد)..... ۲۱
- شکل ۱-۳: نحوه حرکت چشم هنگام خواندن یک متن (دایره‌ها نمایان‌گر مقصد هر ساکاد است)..... ۲۴
- شکل ۲-۳: یکی از عینک‌های طراحی‌شده توسط شرکت Tobii برای ردیابی چشم..... ۲۵
- شکل ۳-۳: درایور شرکت Tobii برای ویندوز ۱۰..... ۲۶
- شکل ۴-۳: تایپ کردن با چشم و بدون استفاده از دست..... ۲۶
- شکل ۵-۳: نصب لنز تماسی مغناطیسی بر روی چشم..... ۲۸
- شکل ۶-۳: نمایشی از سیستم مبتنی بر لنز مغناطیسی با استفاده از آهنربا..... ۲۹
- شکل ۷-۳: طراحی مدارات و حسگرها در قالب عینک..... ۲۹
- شکل ۸-۳: نمونه‌ای از اتصال الکترودهای متصل به اطراف چشم برای گرفتن سیگنال EOG..... ۳۱
- شکل ۹-۳: مدار فیلتر میان‌گذر..... ۳۳
- شکل ۱۰-۳: پاسخ فرکانسی فیلتر میان‌گذر با فرکانس مرکزی ۵۰ هرتز..... ۳۴
- شکل ۱۱-۳: نمایشی از سیستم ردیاب چشم با روش پردازش تصویر..... ۳۵
- شکل ۱۲-۳: کاربرد سیستم ردیاب چشم در کنترل ویلچر..... ۳۶
- شکل ۱۳-۳: محل‌های مناسب برای تابش نور مادون‌قرمز..... ۳۷

- شکل ۳-۱۴: نمونه‌ای از حسگرهای فرستنده و گیرنده مادون قرمز نصب شده بر روی عینک.....۳۸
- شکل ۴-۱: نمونه‌هایی از سیگنال مورد انتظار ناشی از نگاه کردن به بالا با زاویه حرکت‌های مختلف.....۴۳
- شکل ۴-۲: الکتروود Ag/AgCl.....۴۴
- شکل ۴-۳: الف) اتصال الکتروودها برای گرفتن سیگنال‌های چشم در نگاه به بالا و پایین ب) اتصال الکتروودها برای گرفتن بخشی از ضربان قلب ج) اتصال الکتروودها برای دریافت سیگنال مربوط به انقباض و انقباض ماهیچه د) اتصال الکتروودها برای گرفتن قسمتی از سیگنال مغزی.....۴۴
- شکل ۴-۴: نمایشی از کابل رابط الکتروود.....۴۵
- شکل ۴-۵: محل اتصال الکتروودها.....۴۶
- شکل ۴-۶: نمایی از فرآیند کلی پروژه.....۴۷
- شکل ۴-۷: مدار طراحی ولتاژ دوپل.....۵۰
- شکل ۴-۸: نمایش دلیل اعمال تقویت سیگنال در دو مرحله.....۵۱
- شکل ۴-۹: تقویت اولیه سیگنال به همراه فیلتر حذف DC و تغییرات فرکانس پایین.....۵۲
- شکل ۴-۱۰: اعمال فیلتر در دو مرحله.....۵۳
- شکل ۴-۱۱: فیلتر پایین گذر مرتبه دوم.....۵۴
- شکل ۴-۱۲: مدار پیشنهادی نرم‌افزار برای فیلتر مرتبه ۲.....۵۵
- شکل ۴-۱۳: نمودار پاسخ فرکانسی فیلتر مرتبه دوم.....۵۶
- شکل ۴-۱۴: پنجره تنظیمات تحلیل مونت-کارلو.....۵۷
- شکل ۴-۱۵: نمودار تحلیل مونت-کارلو فیلتر مرتبه ۲.....۵۷
- شکل ۴-۱۶: مدار مربوط به عایق‌سازی نوری.....۵۹
- شکل ۴-۱۷: فیلتر پایین گذر مرتبه چهار Sallen-key.....۶۱
- شکل ۴-۱۸: مدار پیشنهادی نرم‌افزار برای فیلتر مرتبه ۴.....۶۲
- شکل ۴-۱۹: نمودار پاسخ فرکانسی فیلتر مرتبه چهارم.....۶۳
- شکل ۴-۲۰: نمودار تغییرات پاسخ فرکانسی در تحلیل مونت-کارلو با ۱۰٪ خطا فیلتر مرتبه ۴.....۶۳
- شکل ۴-۲۱: نمودار تغییرات پاسخ فرکانسی در تحلیل مونت-کارلو با ۲۰٪ خطا فیلتر مرتبه ۴.....۶۴
- شکل ۴-۲۲: شمای کلی سیستم ساخته شده بر روی PCB.....۶۵
- شکل ۴-۲۳: سیگنال‌های ناشی از حرکت چشم به سمت چپ و راست (کانال ۱).....۶۸

- شکل ۴-۲۴: سیگنال‌های ناشی از حرکت چشم به سمت بالا و پایین در کنار سیگنال ناشی از پلک زدن (کانال ۲).....۶۸
- شکل ۴-۲۵: نگاه کردن به ترتیب از وسط به راست، از راست به وسط، از وسط به چپ، چپ به وسط، و ۶۹
- شکل ۴-۲۶: نمایش تأثیر حرکت چشم در راستای افقی بر کانال عمودی..... ۷۰
- شکل ۴-۲۷: نمایش تأثیر پلک زدن بر روی کانال افقی..... ۷۰
- شکل ۴-۲۸: تقسیم دامنه برای تشخیص وقوع اتفاق و سپس نوع حرکت چشم..... ۷۴
- شکل ۴-۲۹: شمای کلی فرآیند نرم‌افزار..... ۷۵
- شکل ۴-۳۰: شماتیک طرح حرکت چشم رباتیک توسط سروو موتور با استفاده از شناسایی حرکت چشم به وسیله سیگنال EOG..... ۸۰
- شکل ۴-۳۱: ساختار عملی طرح حرکت چشم رباتیک توسط سروو موتور با استفاده از شناسایی حرکت چشم به وسیله سیگنال EOG..... ۸۲
- شکل ۵-۱: نمایشی از رابط کاربری شماتیک پیشنهادی..... ۸۵
- شکل ۵-۲: نمایشی از ماشین حساب مبتنی بر ردیابی چشم پیشنهادی..... ۸۶

فهرست جداول

- جدول ۳-۱: مقایسه روش‌های موجود در ردیابی حرکات چشم..... ۴۰
- جدول ۴-۱: مقایسه برخی از روش‌های پیشنهادی با ساختار پیاده‌سازی شده در این پایان‌نامه..... ۴۹
- جدول ۴-۲: مقادیر بیشینه و کمینه دامنه سیگنال حاصل شده..... ۷۲

علائم و اختصارات

Electro Oculo Graphic	EOG
Virtual Reality	VR
Electro Mio Graphic	EMG
Retina Pigment Epithelium	RPE
Video Oculo Graphic	VOG
Micro Controling Unit	MCU
Electroencephalographic	EEG

فصل اول

مقدمه

۱-۱- پیشگفتار

امروزه سیستم‌های ردیاب حرکات چشم^۱ با کاربردهای متنوع و پیشرفت‌های چشم‌گیری روبرو هستند. همگام با پیشرفت فناوری که به دلیل راحتی انسان‌ها طراحی می‌شوند، انتظار افراد نسبت به نحوه استفاده از فناوری‌ها و تعامل با آن‌ها نیز افزایش می‌یابد. همان‌طوری که تلفن‌های همراه در ابتدا با صفحه‌کلیدهای سخت‌افزاری کنترل می‌شدند و سپس با پیشرفت فناوری امروزه استفاده از آن‌ها به صورت لمسی صورت می‌گیرد، فرآیند کنترل این‌گونه افزاره‌های الکترونیکی مانند تلفن همراه و کامپیوتر نیازمند پیدایش راه‌های نوین است. از طرفی تعداد زیادی افراد معلول از نواحی مختلف و همچنین قطع نخاع وجود دارند که امکان استفاده از این افزاره‌ها را ندارند یا حتی قادر به حرکت دادن ویلچر خود نیستند. یکی از راه‌های کنترل این افزاره‌ها استفاده از حرکات چشم است.

عمر چشم از نظر حرکت بیش از همه اعضای بدن است. چنان‌چه در افراد پیر و حتی نابینا و یا معلول در اثر صدمات مغزی-نخاعی، آخرین عضوی از بدن که هنوز به حرکت خود ادامه می‌دهد چشم آن‌هاست، همچنین به لحاظ مزایایی که حرکات چشم نسبت به حرکات سایر اعضای بدن از نظر میزان سرعت عمل و یا صرف انرژی دارد، از اهمیت فوق‌العاده‌ای برخوردار است و انواع کاربردها و پردازش‌ها در این زمینه در حال گسترش است.

۱-۲- تعریف مسئله

چشم عضوی است که از لحاظ ایمنی اصولاً مورد توجه زیادی است، تحت مراقبت بیشتری قرار می‌گیرد و امکان آسیب‌دیدگی آن کمتر از نواحی دیگر است. از طرفی حرکت دادن چشم نسبت به باقی اعضا بدن آسان‌تر بوده و انرژی کمتری مصرف می‌کند. از این‌رو گرایش به سمت کنترل افزاره‌ها توسط چشم افزایش چشم‌گیری داشته و راه‌های مختلف برای آن معرفی شده است. این عمل‌کرد در ابتدا نیازمند شناسایی جهت حرکت چشم است که با روش‌های مختلفی قابل‌شناسایی بوده و تحقیقات

^۱ Eye tracking system

همچنان در این زمینه برای یافتن راه کارهای جدیدتر در حال انجام است. یکی از این روش‌ها مبتنی بر سیگنال الکترواکولوگرافی^۱ است که ناشی از سیگنال الکتریکی تولیدشده توسط دوقطبی الکتریکی کره چشم^۲ است که به آن اصطلاحاً دوقطبی قرنیه-شبکیه‌ای گویند؛ یعنی در اطراف چشم اختلاف پتانسیلی وجود دارد که با توجه به جهت قرارگیری دوقطبی قرنیه و شبکیه مقدار آن تغییر می‌کند و با اندازه‌گیری این اختلاف پتانسیل می‌توان جهت حرکت چشم را شناسایی کرد.

ویلچرهای معمولی عموماً نیازمند حرکت دست می‌باشند، هم به صورت فیزیکی برای چرخاندن خود چرخ و هم به صورت پیشرفته‌تر با استفاده از تجهیزات کنترل الکترونیکی برای حرکت اهرمی^۳ به سمت‌های مختلف یا فشردن دکمه‌ای برای حرکت دادن ویلچر به سمت مقصد مورد نظر هستند؛ یعنی برای کسانی که از معلولیت از ناحیه دست رنج می‌برند، ارتباط برقرار کردن با این گونه ویلچرها عملاً سخت و غیرممکن خواهد بود. اما در روش کنترل با چشم دیگر حتی نیاز به فشردن دکمه یا حرکت دادن اهرم برای حرکت ویلچر نیست، بلکه تنها با حرکت دادن چشم به سمت چپ و راست و نگاه کردن به مقصد مورد نظر، بدون هیچ‌گونه حرکت فیزیکی دیگر این کار صورت می‌گیرد و ویلچر به سمت مقصد هدایت می‌شود.

علاوه بر این، از ردیابی چشم در روش‌های واقعیت مجازی^۴ نیز استفاده می‌شود. واقعیت مجازی بحث به‌روز و جالبی برای استفاده در زمینه انواع بازی‌های مهیج و سرگرمی‌های نوین است که با بهره‌گیری از روش‌های ردیابی چشم به وقوع می‌پیوندد. یکی از موارد استفاده، نگاه کردن شخص درون دوربینی سه‌بعدی است و با حرکت دادن چشم به جهات مختلف تصویر به سمت حرکت چشم حرکت می‌کند و با پلک زدن امکان تعویض تصویر یا کلیک کردن و انتخاب نیز می‌تواند اضافه شود.

¹ Electro Oculo Graphic

² Eye dipole

³ Joystick

⁴ Virtual reality

۱-۳- انگیزه طرح

امروزه استفاده از حرکات چشم کاربرد روزافزونی در کنترل تجهیزات معلولین و همچنین عینک‌های واقعیت مجازی یافته است. اصلی‌ترین بخش در همه این تجهیزات تشخیص صحیح حرکات و جهت حرکت چشم است که روش‌های متنوعی در این خصوص ارائه شده است و هر کدام مزایا و معایب و محدودیت‌هایی دارند. در این پژوهش بر آن شدیم تا با استفاده از یک تکنیک مناسب (EOG) در زمینه ردیابی حرکات چشم، سیستمی را طراحی کنیم که به‌درستی جهت حرکت چشم را تشخیص داده و زمینه استفاده از رایانه به افراد معلول را فراهم کند تا به‌این‌ترتیب از منزوی شدن این افراد جلوگیری کرده و به حضور آن‌ها در جامعه کمک شود. علاوه بر توان بخشی به افراد معلول، استفاده از این سیستم برای افراد عادی نیز دارای جذابیت است و باعث افزایش تعامل بین کاربر و رایانه می‌شود. افزون بر دو مورد اشاره‌شده، امروزه از سیستم‌های ردیاب حرکات چشم در زمینه ارتباط بین بیمار و پرستار در بیمارستان‌ها، اختلالات چشمی و غیره نیز استفاده می‌شود.

بنابراین با توجه به کاربردها و مزایایی که حرکات چشم می‌تواند در زندگی معلولین و حتی افراد سالم در زمینه‌های هدایت و کنترل تجهیزات، تعامل با رایانه، واقعیت مجازی، تشخیص اختلالات چشم، ساخت چشم مصنوعی و... داشته باشد، آشکارسازی و تشخیص جهت حرکت چشم با روشی مؤثر و غیرتهاجمی^۱ و با هزینه پایین همواره مورد توجه پژوهشگران حوزه مهندسی پزشکی بوده است.

۱-۴- خلاصه‌ای بر روش‌های موجود و کاربردهای آن‌ها

از روش‌های ردیابی حرکات چشم در ابتدا می‌توان به استفاده از لنزهای مغناطیسی [۱-۸] اشاره کرد که به‌صورت لنز تماسی از جنس پلاستیک نرم با سیم‌پیچ تعبیه شده بر روی آن، بر روی صلیبه چشم قرار می‌گیرند و با قرار دادن شخص در یک میدان مغناطیسی، هنگام حرکت دادن چشم، میزان جریان سیم‌پیچ ناشی از انحراف مغناطیسی تغییر یافته و با اندازه‌گیری این تغییرات جهت حرکت

¹ Invasive

چشم سنجیده می‌شود. از معایب این روش می‌توان به تهاجمی بودن آن اشاره کرد که به‌صورت مستقیم بر روی قرنیه قرار می‌گیرد و احتمال ایجاد خراش بر روی چشم را ایجاد می‌کند. همچنین پاسخ این روش کند و هزینه تمام‌شده آن زیاد است. ولی از طرف دیگر، دارای دقت بسیار خوب در تعیین فواصل حرکت چشم است.

روش دیگر استفاده از فرستنده و گیرنده مادون‌قرمز [۹-۱۱] است. عملکرد این روش به این صورت است که یک زوج گیرنده و فرستنده در چهار جهت چشم نصب می‌شوند و به‌صورت مداوم نور مادون‌قرمز را ارسال و دریافت می‌کنند. در هر لحظه میزان نور بازگشتی اندازه‌گیری می‌شود و طبق آن جهت حرکت چشم تشخیص داده می‌شود. این روش خطرات مبتنی بر اختلالات ناشی از تابیدن نور به‌صورت مداوم را به همراه دارد؛ اما روشی ارزان از لحاظ هزینه و تا حدودی آسان از لحاظ مدارات مورد استفاده نسبت به سایر روش‌ها است.

روش بعدی استفاده از روش پردازش تصویر [۱۲-۱۶] است. در این روش با گرفتن عکس‌های متوالی با دوربین نصب‌شده در مقابل چشم و پردازش تصاویر ثبت‌شده موقعیت چشم تشخیص داده می‌شود. این روش اگرچه روش دقیقی است اما پیچیدگی‌های پردازش تصویر و همچنین هزینه بالایی را به همراه دارد. از موارد مزیت آن می‌توان به غیرتهاجمی بودن آن اشاره کرد، یعنی مانند موارد دیگر نه لنزی بر روی چشم نصب می‌شود که احتمال خراشیدن سطح چشم را به همراه داشته باشد، نه در استفاده طولانی‌مدت خطرات ناشی از تابیدن نور و اختلال در بینایی و یا ایجاد عفونت به دلیل نصب الکترودها به‌صورت مستقیم بر روی پوست را دارد؛ اما مشکل این روش این است که با چشم بسته یا نیمه‌باز امکان تشخیص جهت حرکت چشم وجود ندارد و همچنین تشخیص صحیح جهت حرکت چشم تحت تأثیر حرکات سر، آرایش‌های موجود در چهره و... قرار می‌گیرد.

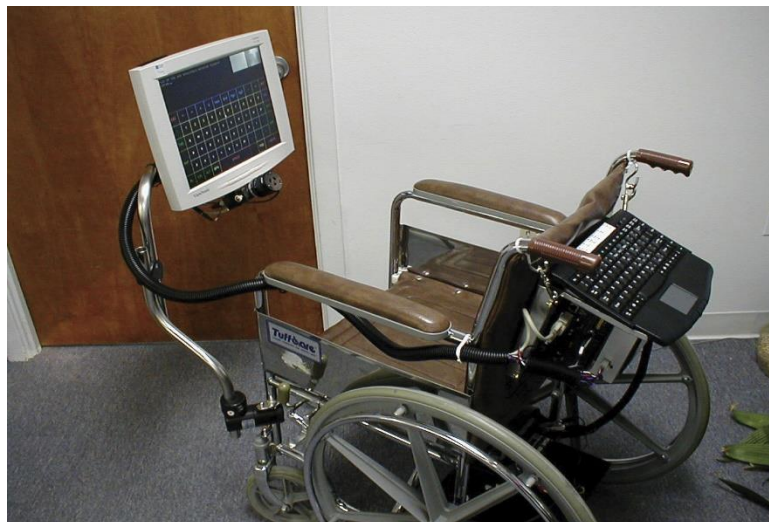
اما روشی که در این پایان‌نامه نیز استفاده شده است، روش استفاده از پتانسیل زیستی EOG [۱۷-۲۹] است. دریافت این سیگنال توسط الکترودهای خاصی انجام می‌شود اما به دلیل ضعیف و

نویزی بودن این سیگنال، استفاده از تقویت‌کننده‌های مناسب و دقیق و همچنین فیلترهای خاص برای به دست آوردن سیگنال تمیز و قابل‌استفاده در تشخیص جهت حرکت چشم امری ضروری است. همچنین در این روش پلک زدن نیز که ناشی از حرکت ماهیچه پلک است و به نام سیگنال الکترومایوگرافیک^۱ شناخته می‌شود نیز با تشخیص الگوی پلک زدن و تمیز دادن آن با نگاه کردن به جهات بالا و پایین قابل‌شناسایی است. الکترودها در چهار جهت چشم‌ها نصب می‌شوند و با توجه به اینکه دو چشم به صورت موازی با یکدیگر حرکت می‌کنند، تنها به چهار الکترودها در اطراف چشم‌ها نیاز است که به‌اضافه‌ی یک الکترودها برای زمین مدار مجموعاً ۵ الکترودها موردنیاز است. اتصال این الکترودها به صورت مستقیم بر روی پوست می‌تواند در افراد مختلف موجب ایجاد حساسیت شود اما استفاده از سیگنال زیستی چشم روشی با هزینه کم و پیچیدگی کمتر نسبت به استفاده از لنز مغناطیسی و همچنین روش پردازش تصویر است.

موارد استفاده ردیابی حرکات چشم هم شامل ملزومات و هم شامل سرگرمی‌ها می‌شود. از جمله ملزومات می‌توان به استفاده از ردیابی چشم در کنترل افزاره‌های الکترونیکی مانند ماوس و صفحه‌کلید کامپیوتر و تلفن همراه برای افراد معلول از ناحیه دست نام برد. استفاده از حرکت چشم در ماوس تقریباً واضح بوده و کافی است اشاره‌گر ماوس به نقطه‌ای که چشم نگاه می‌کند برود. استفاده در صفحه‌کلید نیز می‌تواند به این صورت باشد که با نگاه کردن به چهار جهت، کلید یا حرف موردنظر انتخاب و با پلک زدن عملیات آن انجام یا تأیید شود. همچنین برای معلولینی که توانایی حرکت ندارند، یعنی از ناحیه پا یا هم دست و هم پا معلول‌اند و یا توانایی جسمی برای حرکت دادن ویلچر ندارند مانند افراد مسن، می‌توان از کنترل ویلچر با حرکت دادن چشم به اطراف استفاده کرد. بدین صورت که با حرکت چشم به سمت چپ و راست ویلچر به طرف معین شده حرکت کند و با نگاه به بالا و پایین به ترتیب سرعت حرکت

¹ Electro Mio graphic

ویلچر زیاد و کم شده و همچنین با پلک زدن ویلچر از حرکت خود متوقف شود. نمونه‌ای از ویلچر کنترل شونده توسط چشم در شکل ۱-۱ آمده است.



شکل ۱-۱: کنترل ویلچر با چشم توسط روش پردازش تصویر

علاوه بر موارد اشاره شده، بهره‌گیری از ردیابی چشم در استفاده از کامپیوتر و تلفن همراه و به کار بردن آن در خلق بازی‌های کامپیوتری می‌تواند برای افراد عادی نیز دارای جذابیت باشد. نمونه‌ای از این کاربردها را می‌توان در عینک‌های واقعیت مجازی دید. نمونه‌ای از این عینک‌ها در شکل ۱-۲ آمده است. از این رو هم سرگرمی‌های جدید به وجود می‌آیند و هم استفاده از لوازم الکترونیکی به صورت هوشمندتری درآمده و جذابیت استفاده از آن‌ها بالاتر می‌رود. کاربرد دیگری در زمینه نحوه استفاده از تلویزیون‌های هوشمند نیز برای ردیابی حرکات چشم در نظر گرفته شده است. بدین صورت که تعویض کانال، کم و زیاد کردن صدا با نگاه به چهار جهت اصلی امکان‌پذیر می‌باشد. علاوه بر آن تلویزیون‌های امروزی امکان اتصال به اینترنت نیز وجود دارد و می‌توان در آن‌ها از ردیابی چشم به‌عنوان ماوس شبیه‌سازی شده استفاده کرد تا جذابیت استفاده از تلویزیون‌های هوشمند را دوچندان کند.



شکل ۱-۲: استفاده از ردیابی چشم در واقعیت مجازی

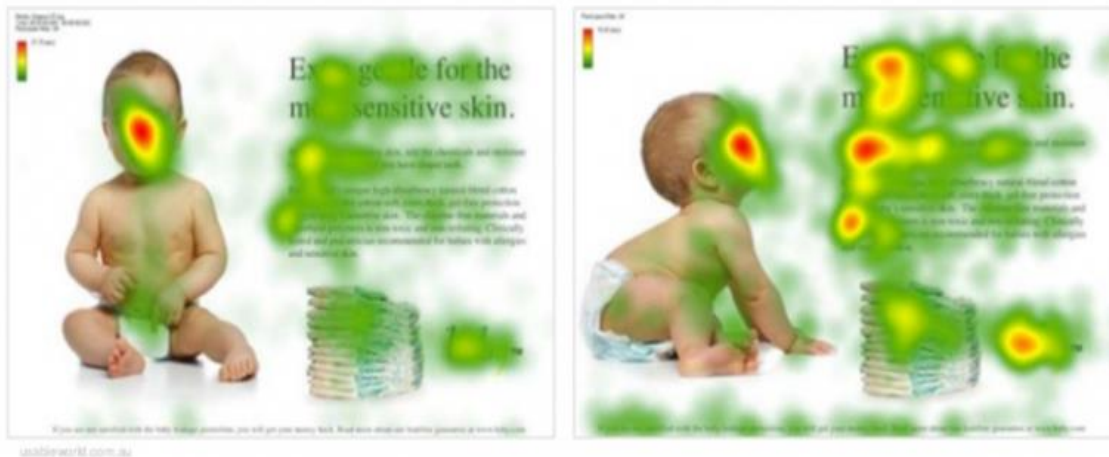
یکی دیگر از انواع کاربردهای ردیابی چشم می‌توان به دوربینی اشاره کرد که شرکت سونی به صورت لنز طراحی کرده است [۳۰]. این دوربین به صورت کنترل شونده با چشم عمل می‌کند و با پلک زدن ثبت تصاویر انجام می‌گیرد. با یک پلک عکس گرفته و با دو پلک پشت‌هم شروع به ثبت ویدیو می‌کند. از دیگر شرکت‌های معروفی که در زمینه ردیابی چشم فعالیت گسترده دارند می‌توان به شرکت Tobii اشاره کرد [۳۱]. این شرکت با تولید عینک‌هایی که قابلیت اتصال به هرگونه دستگاه الکترونیکی از قبیل کامپیوتر و تلفن همراه را داشته باشد قصد دارد در آینده‌ای نزدیک امکان کنترل هرگونه دستگاه الکترونیکی را با چشم فراهم آورد.

همچنین از روش‌های ردیابی چشم در بیمارستان‌ها و تشخیص اختلال‌های چشمی مانند انحراف چشم و تغییرات جهت حرکت ناگهانی چشم^۱، میزان گذر از هدف^۲ و بیماری‌هایی از این قبیل می‌توان استفاده کرد که در بخش مربوط به حرکات چشم به آن‌ها اشاره شده است. میزان و نحوه حرکت چشم بر روی نقاط مختلف تصاویر تبلیغاتی یکی دیگر از کاربردهای سیستم ردیابی چشم است. در این صورت می‌توان دریافت که نگاه بینندگان بیشتر به سمت کدام تبلیغ و همچنین در هر تبلیغ به کدام بخش خاص معطوف شده است. بدین ترتیب می‌توان تبلیغات مؤثر را از طریق دفعات دیده شدن بیشتر

¹ Saccadic eye movement

² overshoot

از تبلیغات ناموفق و کسل کننده که کمتر دیده شده‌اند تشخیص داد. همچنین می‌توان فهمید که کدام بخش از یک تبلیغات، توجه بیشتری جلب کرده و برای بهبود بخشیدن به تبلیغات بر روی آن قسمت‌ها تمرکز بیشتری کرد. نمونه‌ای از تأثیر تبلیغات و مکان‌هایی که بیشتر جلب توجه می‌کنند در شکل ۱-۳ آمده است.



شکل ۱-۳: نمونه‌ای از استفاده ردیابی چشم در اثربخشی تبلیغات. اگر بچه به بیننده نگاه کند، توجه بیننده به بچه جلب می‌شود ولی اگر بچه در حال نگاه کردن به متن تبلیغات باشد، توجه بیننده به تبلیغات معطوف‌تر خواهد بود.

[۴۰]

۱-۵- ساختار پایان‌نامه

در این پایان‌نامه ابتدا در فصل دوم به بررسی ویژگی‌های ساختاری چشم و عملکرد آن پرداخته شده است. در این فصل اجزای مختلف چشم و عملکرد برخی قسمت‌های آن بیان شده است و انواع حرکت چشم معرفی و توضیح داده شد. همچنین نحوه تولید دوقطبی چشم و سیگنال‌های EOG بیان شده است. در فصل سوم به مطالعه‌ای بر تاریخچه‌ی ردیابی حرکت چشم و بیان روش‌های موجود برای ردیابی حرکات چشم پرداخته می‌شود. فصل چهارم با مقدمه‌ای بر کار انجام‌شده در این پایان‌نامه که یکی از روش‌های تشخیص جهت حرکت چشم است، آغاز می‌گردد. در ادامه شناسایی جهت حرکت چشم مبتنی بر سیگنال الکترواکولوگرافیک که یک پتانسیل زیستی ناشی از دوقطبی چشم است شرح

داده و سیگنال‌های احتمالی ناشی از حرکات مختلف چشم در خروجی مدار شرح داده می‌شود. همچنین نتایج پیاده‌سازی مدارهای موردنیاز برای تشخیص و آشکارسازی حرکات چشم و عملکرد آن‌ها به صورت عملی بررسی و نتایج عددی و عملی گزارش می‌شوند.

در بخش انتهایی فصل چهارم در مورد چشم رباتیک طراحی شده برای نمایش یک نمونه کاربردی و عملی از ردیابی حرکت چشم بحث شده است. نقشه (شماتیک) سخت‌افزاری این ساختار به همراه تصویر ساختار پیاده‌سازی شده آن به صورت عملی نیز آمده است. در آخر جمع‌بندی و نتیجه‌گیری‌های لازم در راستای انجام این پروژه صورت گرفته و پیشنهادها مدنظر برای کارهای آتی ارائه شده است.

فصل دوم

ساختمان چشم از دیدگاه

پتانسیل‌های زیستی

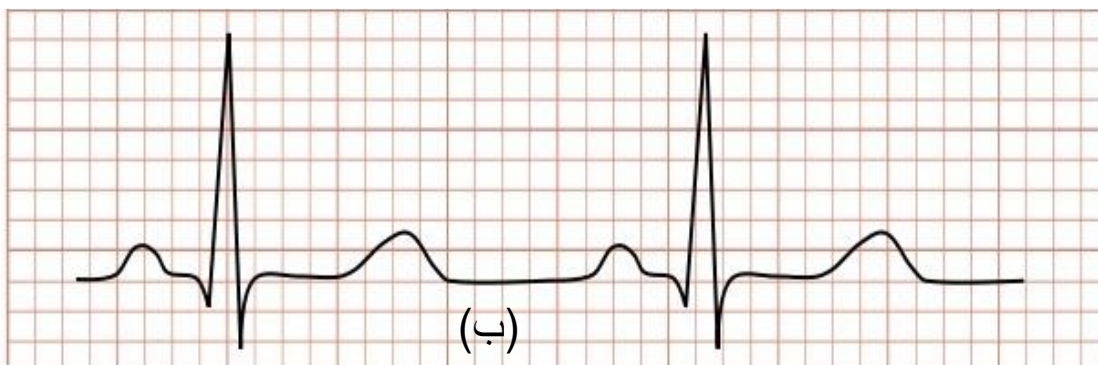
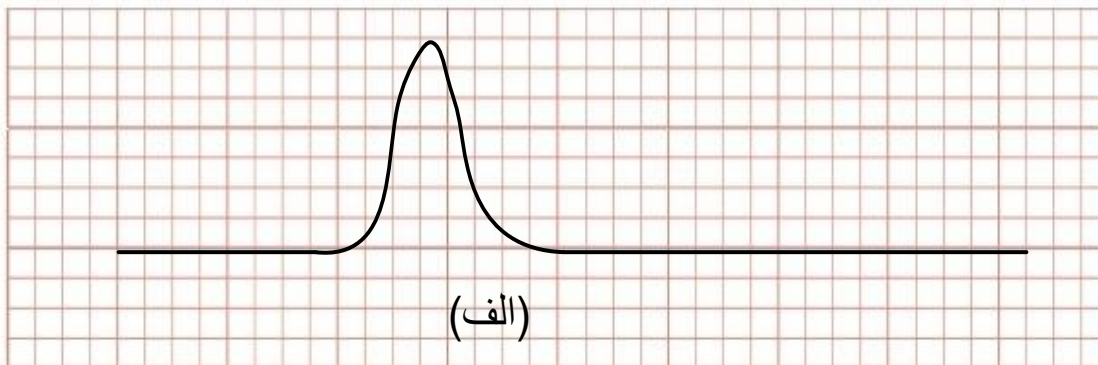
۲-۱ - مقدمه

در این فصل به بررسی ساختار چشم و چگونگی تولید پتانسیل زیستی ناشی از حرکات چشم به جهات مختلف پرداخته شده است. در مورد دوقطبی چشم و نحوه عملکرد آن بحث شده و انواع حرکات چشم و سیگنال‌های ناشی از آن مورد بررسی قرار گرفته است. در پایان جمع‌بندی و نتیجه‌گیری‌های لازم صورت گرفته است.

۲-۲ - ساختار چشم

درحالی‌که عموم مردم از تولید پتانسیل‌های الکتریکی در قلب و مغز به‌عنوان ECG و EEG مطلع هستند، اما ممکن است کمتر کسی از تولید پتانسیل الکتریکی توسط حرکات چشم آگاهی داشته باشد. اگرچه سیگنال‌های ناشی از حرکات چشم همانند پتانسیل قلب به‌صورت متناوب نیست و با سرعت ثابت تغییر نمی‌کند، بلکه فقط در صورت تغییر جهت حرکت چشم به جهات مختلف ایجاد می‌شود و در صورت عدم حرکت چشم هیچ تغییری در این پتانسیل ایجاد نمی‌شود. به‌عنوان مثال شکل ۲-۱ (الف) نمایش‌دهنده یک سیگنال EOG ثبت‌شده برای نگاه به راست ناشی از اختلاف پتانسیل بین دو الکترود در سمت راست و چپ چشم می‌باشد و یک سیگنال ECG قلب که شامل مجموعه‌ای از سیگنال است که توسط ۱۲ الکترود با آرایش خاصی ثبت‌شده در قسمت (ب) نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود سیگنال دریافتی از چشم تنها هنگامی از حالت پایدار خود که یک مقدار DC و ثابت است تغییر می‌کند که حرکتی رخ داده باشد اما سیگنال قلب دارای یک دوره تناوب بوده و به‌صورت متناوب تکرار می‌شود.

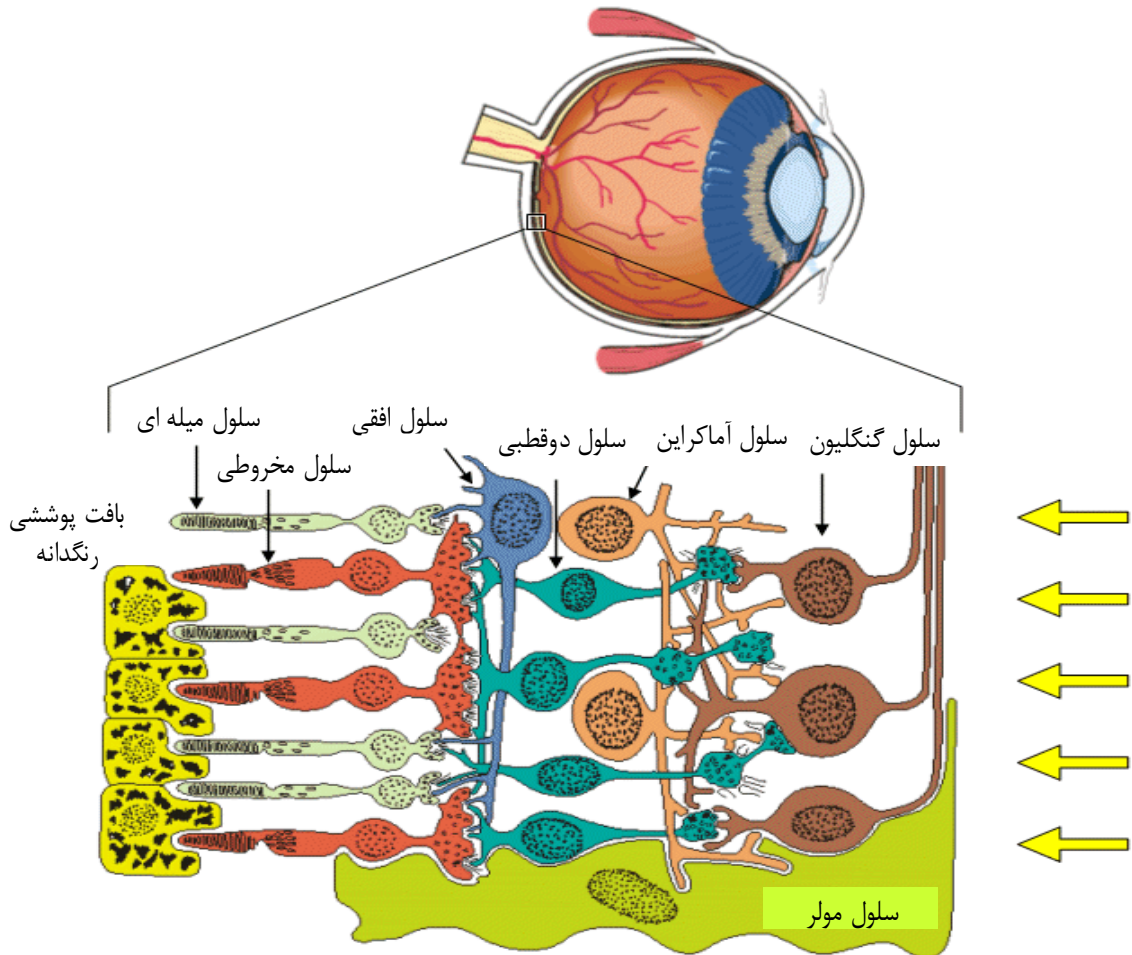
چشم‌ها برای دیدن همه نقاط اطراف، مجبور به حرکت هستند. شش عضله خارجی که کره چشم را احاطه کرده است، مانند نخ‌های خیمه‌شب‌بازی عمل می‌کند و چشم‌ها را به‌صورت هماهنگ در جهات مختلف حرکت می‌دهد. اما اصلی‌ترین عنصری که چشم ما برای دیدن به آن نیاز دارد، نور



شکل ۱-۲: (الف) نمونه‌ای از سیگنال EOG و (ب) سیگنال ECG

است. نور تصویر اشیاء را در چشم می‌نشانند. اولین چیزی که نور هنگام ورود به چشم آن را لمس می‌کند، لایه نازکی از اشک چشم است. پشت این لایه مرطوب، قرنیه چشم قرار دارد. این پوشش شفاف به متمرکز شدن نور کمک می‌کند. نور پس از عبور از این لایه که زلالیه نام دارد، وارد مردمک می‌شود، باز شدن مردمک با عنبیه یا همان بخش رنگی چشم صورت می‌گیرد و میزان این بازشدگی به میزان ورود نور بستگی دارد. نور پس از آن به عدسی چشم می‌تابد که عملکرد آن مانند لنز دوربین است. عدسی، پرتوهای تابیده به شبکیه را متمرکز می‌کند. ضخامت عدسی با توجه به دور یا نزدیک بودن اشیاء، تغییر کرده و در مرحله بعد نور وارد کره چشم می‌شود که مملو از مایعی ژل مانند به نام زجاجیه است، در نهایت این نور به پرده‌ای به نام شبکیه می‌تابد که در قسمت انتهایی کره چشم واقع شده و مانند صفحه فیلم خام دوربین فیلم‌برداری یا فیلم دوربین عکاسی است. پرتوهای نوری پس از برخورد با پرده شبکیه در قالب پیام‌هایی عصبی به مغز منتقل و در آنجا تفسیر می‌شود.

اجزای مختلف سلول شبکیه چشم در شکل ۲-۲ نشان داده شده است. در این ساختار، نور از سمت راست شکل وارد شده و از ساختار عصبی گذر کرده و به گیرنده‌های نوری^۱ که تشکیل شده



شکل ۲-۲: اجزای مختلف ساختار بینایی [۲۹]

از عضلات میله‌ای^۲ و مخروطی^۳ هستند می‌رسد. دقیقاً در پشت آن‌ها بافت پوششی رنگدانه شبکیه^۴ قرار دارد. کاربرد اصلی آن برای تأمین سوخت و ساز گیرنده‌های نوری است. عضلات میله‌ای به تاریکی و عضلات مخروطی به نورهای روشن و رنگ‌ها پاسخ می‌دهند. فرآیند تبدیل اطلاعات نوری از «یک نقطه‌ی

¹ Photo receptors

² Rods

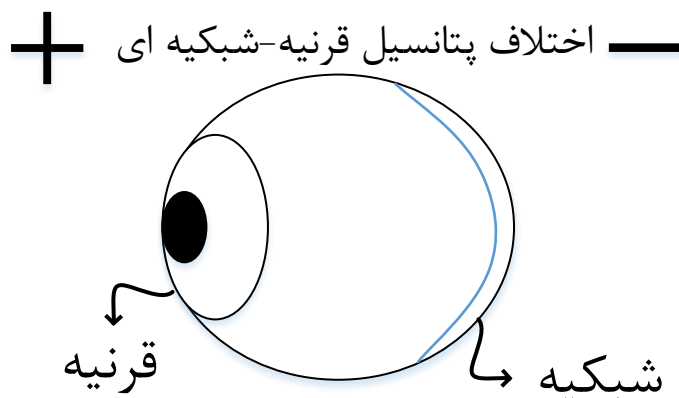
³ Cons

⁴ Retina Pigment Epithelium

نور» به «انتشار سیگنال الکتریکی» و سپس به قشر بینایی به عهده‌ی گیرنده‌های نوری است و این فرآیند هدایت^۱ نامیده می‌شود.

۲-۳- دوقطبی چشم

همان‌طور که در قسمت قبل اشاره شد، قسمت جلویی چشم قرنیه و قسمت پشت چشم که محل تشکیل تصویر است شبکیه نام دارد. قرنیه و شبکیه باهم همانند یک دوقطبی الکتریکی عمل می‌کنند و با حرکت این دوقطبی، پتانسیل الکتریکی تولیدی در اطراف چشم تغییر می‌کند. با اندازه‌گیری این اختلاف پتانسیل می‌توان جهت حرکت چشم را تشخیص داد. این تشخیص بر پایه اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل نسبت به جهت مخالف صورت می‌گیرد.



شکل ۲-۳: محل قرارگیری قرنیه و شبکیه چشم و پتانسیل قرنیه-شبکیه‌ای

بزرگی این پتانسیل قرنیه-شبکیه‌ای^۲ در محدوده کمتر از یک میلی‌ولت است. با این اختلاف پتانسیل، چشم یک دوقطبی الکتریکی است و هنگامی که این دوقطبی حرکت می‌کند، موجب تغییرات میدان الکتریکی می‌شود که قابل مشاهده و اندازه‌گیری است. با حرکت دادن چشم به چپ و

^۱ Transduction

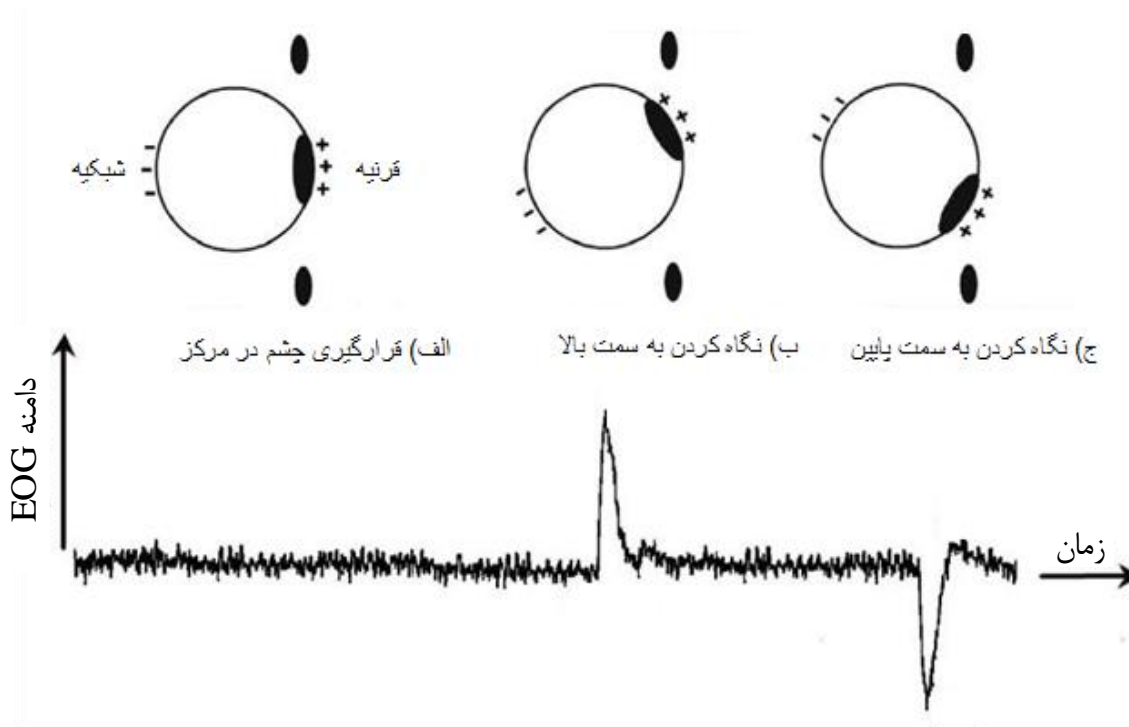
^۲ Cornea-retinal Potential

راست یا بالا و پایین انحراف الکتریکی ناشی از تغییر جهت این دوقطبی ایجاد می‌شود که می‌توان آن را اندازه‌گیری کرد که آن را سیگنال الکترواکولوگرافی (EOG) می‌نامند.

یک کاربرد خاص از EOG در اندازه‌گیری نیستاگموس^۱ است که نشان‌دهنده حرکات کوچک چشم است. حرکات منظم و نوسانی و مکرر چشم در یک یا چند منطقه بینایی که به‌طور غیرارادی و به دو صورت فیزیولوژیک (طبیعی) یا پاتولوژیک (اختلالی) می‌تواند رخ دهد را دودوئک یا نیستاگموس گویند. حرکات غیرارادی و ضرب‌آهنگی و سریع چشم‌ها بر اثر دودوئک ممکن است افقی یا عمودی یا چرخشی یا ترکیبی از آن‌ها باشد. گاه بررسی نیستاگموس در مواردی مانند تشخیص علت سرگیجه یا محل ضایعه مغزی مفید است. نیستاگموس ممکن است باعث مشکلات بینایی شود. علاوه بر نیستاگموس، حرکات دیگری نیز در چشم وجود دارند که عبارت‌اند از حرکات ارادی سریع و حرکات تعقیبی. برخی از جزئیات مربوط به EOG که به حرکت چشم وابسته است، در ادامه مورد بررسی قرار خواهد گرفت. این پتانسیل به‌طور معمول بین یک الکتروود روی قرنیه و یک الکتروود مرجع بر روی پیشانی اندازه‌گیری می‌شود. سیگنال دریافتی electroretinogram نامیده می‌شود.

ردیابی حرکت چشم در واقع با استفاده از سیگنال تولیدی در اثر دوقطبی چشم، در اطراف چشم است. به‌عبارت‌دیگر، به دلیل میسر نبودن دریافت اختلاف پتانسیل ناشی از حرکت دوقطبی قرنیه-شبکیه‌ای چشم به‌صورت مستقیم بین قرنیه و شبکیه، اختلاف پتانسیلی که در اطراف چشم در اثر حرکت این دوقطبی ایجاد می‌شود به‌وسیله الکترودهایی در چهار طرف چشم دریافت و طبق آن جهت حرکت چشم تشخیص داده می‌شود. واضح است که این اختلاف پتانسیل از نظر دامنه از اختلاف پتانسیل قرنیه-شبکیه‌ای ضعیف‌تر است. نحوه و محل دریافت سیگنال EOG در شکل ۲-۴ نمایش داده شده است.

¹ Nystagmus



شکل ۲-۴: دریافت اختلاف پتانسیل ناشی از حرکت دوقطبی قرنیه-شبکیه‌ای در اطراف چشم [۲۸]

۲-۴- انواع حرکات چشم و سیگنال‌های ناشی از آن

همان‌طور که بحث شد، حرکت چشم به جهات مختلف به چند گونه مختلف تقسیم می‌شود که به برخی از آن‌ها در ادامه اشاره خواهد شد. حرکات ناگهانی^۱ پرش ناگهانی چشم از یک نقطه به نقطه‌ی دیگر را توصیف می‌کند. حرکاتی با سرعت تند که باعث جابجایی سریع کره چشم می‌شوند. نمونه‌ی آن موقعی است که در یک اتاق تاریک، به‌طور نامنظم و مکرر و در جهات مختلف چراغی روشن شود. حرکات سریع چشم در راستای دیدن چراغ (به‌عبارت‌دیگر آوردن تصویر نور بر روی جسم زرد شبکیه) حرکات ارادی سریع هستند که با تأخیری کوتاه نسبت به محرک، چشم را به‌طرف آن حرکت می‌دهند. سرعت این حرکات می‌تواند از ۲۰-۷۰۰ درجه بر ثانیه باشد. معمولاً برای حرکت چشم از یک نقطه در سمت چپ به‌صورت ناگهانی به سمت راست یا بالعکس و یا از بالا به پایین و بالعکس صورت

^۱ Saccadic

می‌گیرد. همچنین در عکس‌العمل‌های سریع در مواقع مواجهه با اشیا خارجی نیز به همراه بستن چشم رخ می‌دهد.

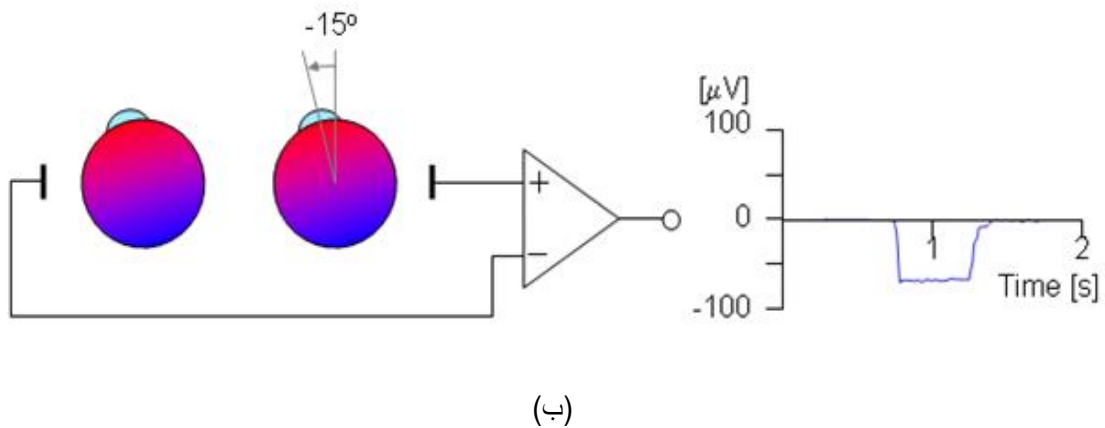
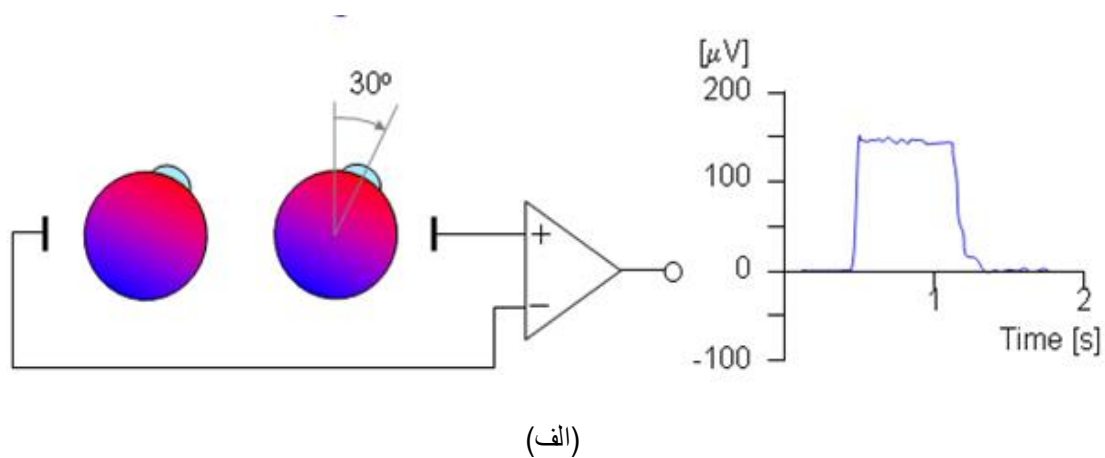
از جمله موارد ساکادها می‌توان به مطالعه کردن یک متن اشاره کرد. برخلاف تصور افراد، ثابت شده است در خواندن یک متن چشم به‌صورت کاملاً آرام بر روی تک‌تک حروف حرکت نمی‌کند، بلکه این حرکت ناشی از حرکات بسیار کوتاه ناگهانی از میان یک کلمه به کلمه بعدی است. سرعت حرکت چشم در مطالعه کردن در محدوده‌ی ۱-۳۰ درجه بر ثانیه است.

برخلاف سالادها، حرکات تعقیبی نرم^۱ چشم حرکات ظریفی هستند که در راستای حفظ تصویر یک شیء متحرک بر روی شبکیه انجام می‌شوند. حرکات آرام چشم که می‌تواند در اثر نگاه به اطراف و مناظر و یا دنبال کردن یک جسم به همراه تکان دادن سر باشد. نمونه آن در موقعی است که خودرویی در مسیر دید ما از چپ به راست در حال حرکت است. چشم در تعقیب این شیء (و بالطبع جهت بهتر دیدن آن) می‌بایست تصویر را بر روی جسم زرد شبکیه نگه دارد. از این‌رو حرکات ظریفی در راستای حرکت شیء موردنظر رخ می‌دهد که به آن‌ها تعقیب گویند. در واقع حرکات تعقیبی در تعقیب اشیا در چشم ایجاد می‌شود.

البته هر دو حرکت ناگهانی و تعقیبی چشم در دیدن کامل و سالم مؤثرند. اگر حرکات تعقیبی چشم وجود نداشتند نمی‌توانستیم تصویر کاملاً واضحی از یک شیء در حال حرکت به‌طور مداوم داشته باشیم. اگر حرکات نیستاگموسی وجود نداشتند درون قطار قادر نبودیم محیط بیرون را لحظه‌به‌لحظه تماشا کنیم و تصاویر مانند یک نوار فیلم مبهم و تار از معرض دید ما رد می‌شدند. در این نمونه، تصویر اشیا بیرون را با یک حرکت آرام در خلاف جهت حرکت قطار دنبال می‌کنیم و پس از آنکه شیء از حوزه دید ما خارج شد، با یک حرکت ارادی سریع، چشم به نقطه اولیه برگردانده می‌شود.

¹ smooth pursuit

معمولاً حرکات هردو چشم چپ و راست به صورت موازی صورت می‌گیرد، بنابراین همان طوری که در شکل ۲-۴ نشان داده شده است، وجود تنها دو الکتروود در دو طرف چشم‌ها برای ثبت حرکت افقی چشم کافی است. ولی اگر نیاز به دقت بیشتری باشد می‌بایست برای هر چشم یک جفت الکتروود در نظر گرفته شود. همچنین برای ثبت پلک زدن هر چشم به صورت جداگانه، می‌بایست الکترودهایی در بالا و پایین هردو چشم نصب شود. اندازه دامنه سیگنال‌های ناشی از حرکت چشم به جهات مختلف با میزان زاویه انحراف آن به طور مستقیم در ارتباط است.



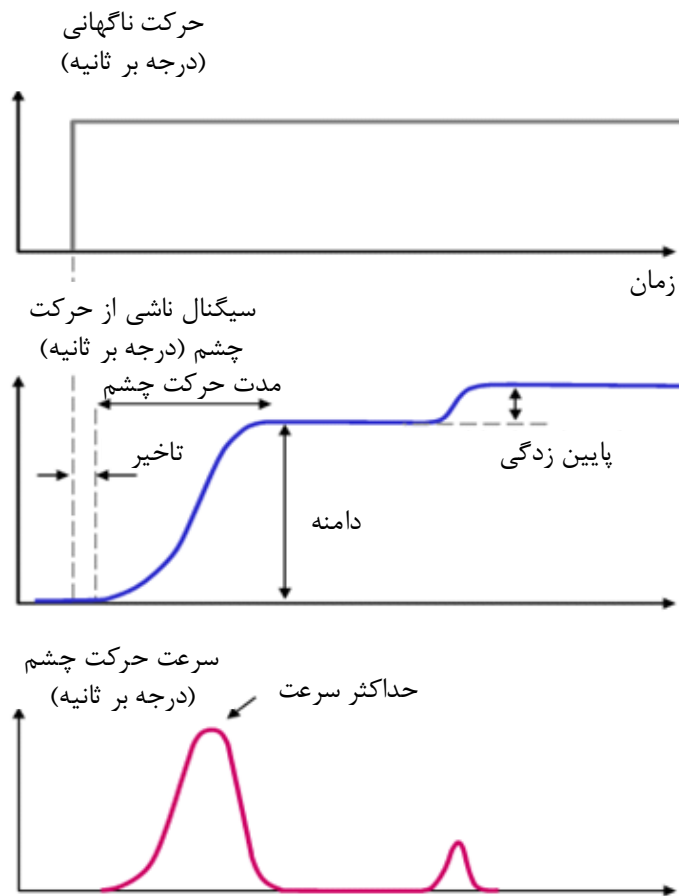
شکل ۲-۵: نمایشی از سیگنال EOG ثبت شده در الف) چرخش ۳۰ درجه به سمت راست و

ب) چرخش ۱۵ درجه به سمت چپ [۲۹]

همچنین برای ثبت حرکات عمودی چشم نیز وجود دو الکتروود در بالا و پایین یک چشم کافی است. البته توسط دو الکتروود مذکور، سیگنال الکتریکی ناشی از پلک زدن نیز قابل دریافت است. سیگنال

ناشی از پلک زدن به دو قسمت بستن و باز کردن چشم تقسیم می‌شود. اگرچه این حرکات باز و بسته کردن چشم ناشی از سیگنال انقباض و رها شدن ماهیچه‌های پلک است و ارتباطی به دوقطبی چشم ندارد، با این حال با اتصال الکترودهایی در بالا و پایین چشم می‌توان قابلیت تشخیص پلک را نیز به دست آورد. لازم به ذکر است که سیگنال ناشی از بستن چشم همانند سیگنال تولیدی نگاه کردن به جهت بالا و سیگنال ناشی از باز کردن چشم همانند سیگنال تولیدی در هنگام نگاه کردن به سمت پایین عمل می‌کند. به این معنی که در طی فرآیند پلک زدن ابتدا افزایش سیگنال به صورت پالسی مثبت و سپس یک پالس منفی ایجاد می‌شود؛ یعنی در هر پلک زدن سیگنال الکتریکی مشابه نگاه کردن متوالی به بالا و پایین ایجاد می‌شود. البته آنچه واضح است، سیگنال ناشی از پلک زدن به علت منشأ ماهیچه‌ای آن قوی‌تر از نگاه به بالا و پایین است.

در شکل ۲-۵ پاسخ ناگهانی چشم (ساکاد) به یک هدف در حال حرکت با سرعت زیاد نشان داده شده است. حرکت محرک با تابع پله ایده‌آل نمایش داده شده است، با اینکه سرعت حرکات ناگهانی چشم بسیار زیاد است و حتی حرکات ناگهانی چشم با سرعت ۷۰۰ درجه بر ثانیه نیز غیرمعمول نیست، اما چشم نمی‌تواند به صورت ایده‌آل چنین هدف پله‌ای را دنبال کند. هدف سیستم حرکتی چشم در یک حرکت ناگهانی، تغییر سریع محدوده بینایی به سمت هدف جدید با کاهش زمان انتقال است. پارامترهایی که معمولاً در پروسه‌ی تجزیه و تحلیل عملکرد حرکت ساکادیک (حرکت ناگهانی چشم) مورد بررسی قرار می‌گیرند عبارت‌اند از: بیشینه سرعت زاویه‌ای چرخش چشم به سمت هدف، دامنه سیگنال ناشی از حرکت، دوره و تأخیر در دنبال کردن هدف. مقادیر معمول این پارامترها در فاصله ۴۰۰ درجه بر ثانیه برای بیشینه سرعت، ۲۰ میکروولت بر درجه برای دامنه، ۱۰۰ میلی‌ثانیه برای دوره زمانی سیگنال و ۲۰ میلی‌ثانیه برای تأخیر می‌باشد.



شکل ۲-۶: نمایشی از پاسخ حرکت چشم به یک محرک پله‌ای (مانند نقطه‌ی نوری که به صورت افقی و ناگهانی تغییر

مکان می‌دهد) [۲۹]

در افراد سالم نگاه کردن به یک سمت یا یک شیء خاصی به این صورت است که چشم پس از مدت‌زمان کوتاهی تأخیر، تقریباً تا نیمه‌های راه به سمت هدف، با بیشینه سرعت خود حرکت نموده و می‌ایستد (پایین زدگی^۱) و پس از تأخیر کوتاهی دوباره با سرعتی کمتر، ادامه راهش را به سمت هدف پی می‌گیرد. البته اندازه دامنه و سرعت تغییرات آن (فرکانس) و دیگر مشخصات بستگی به سرعت حرکت چشم و قدرت نگاه کردن به جهت خاص یا پلک زدن دارد که در افراد مختلف این مقادیر متفاوت است. لازم به ذکر است که گذر چشم از هدف در انسان‌های سالم غیرعادی است. بدین معنی که چشم در دنبال کردن حرکت یا شیء، از هدف خود عبور کرده و سپس با نگاه کردن به جهت عکس حرکت

¹ Undershoot

اصلی خود به هدف بازگردد. این مورد یک اختلال محسوب می‌شود که با ردیابی سیگنال EOG قابل شناسایی است.

به‌طور معمول دامنه و بازه زمانی وقوع حرکت در سیگنال EOG تقریباً به‌صورت خطی با یکدیگر در ارتباط هستند. عوامل متعددی از جمله خستگی، بیماری، مواد مخدر و داروها و الکل بر روی ساکادها تأثیر می‌گذارند. از این رو یکی از موارد استفاده ردیابی چشم، تشخیص خستگی چشم در رانندگی به‌وسیله‌ی مقایسه شرایط عادی چشم با شرایطی که چشم خسته و یا نیمه بسته باشد، است.

۲-۵- نتیجه‌گیری

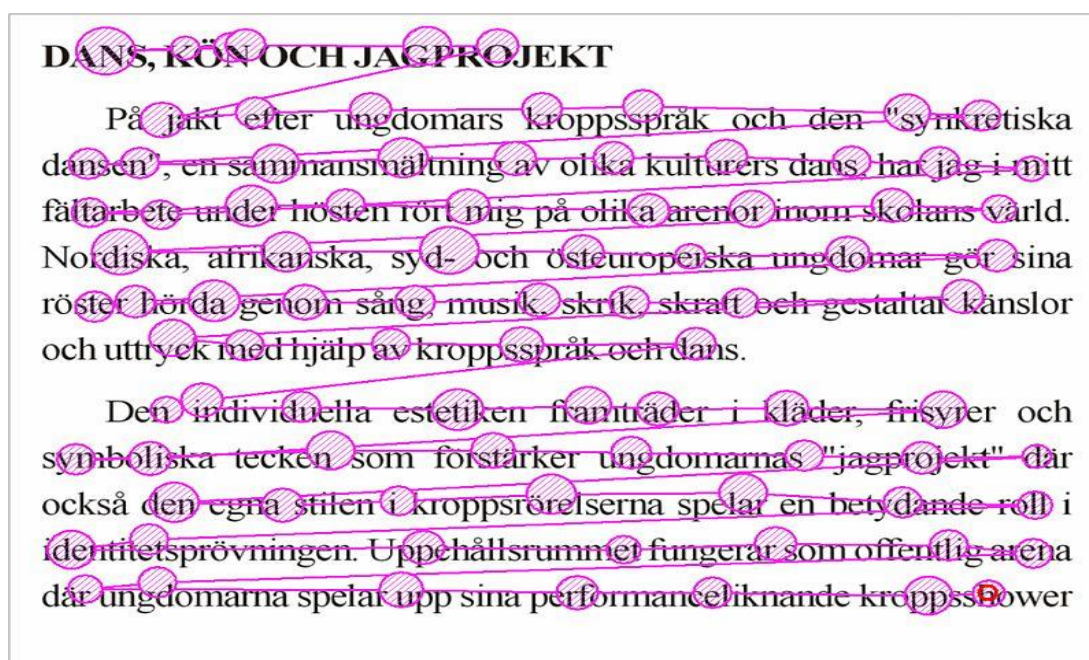
با توجه به موارد اشاره‌شده در این فصل، پی بردیم حرکت چشم نیز مانند قلب و مغز پتانسیل الکتریکی در اطراف خود تولید می‌کند که دامنه این پتانسیل به‌طور معمول در حد ۱ میلی‌ولت و کمتر بوده، همچنین فرکانس تغییرات آن در حرکات عادی در بازه ۱ تا ۱۵ هرتز قرار دارد [۲۹]. این پتانسیل ضربانی و متناوب نیست و فقط در صورت رخ دادن حرکتی در چشم ایجاد می‌شود. از جمله حرکات چشم نیز به دو حرکت ناگهانی (ساکادیک) و حرکت تعقیبی آرام اشاره شد. نحوه حرکت چشم برای رسیدن به یک هدف نیز بررسی شد که در افراد سالم این عمل به‌صورت بیشینه سرعت تا نیمه‌های راه و سپس با سرعت کمتری تا هدف موردنظر پی گرفته می‌شود. همچنین بحث شد که در افراد سالم وجود گذر از هدف غیرعادی است و اختلال محسوب می‌شود. در نهایت با توجه به انواع حرکت چشم و بازه دامنه و فرکانسی آن‌ها به این خواهیم رسید که می‌توان سیستمی طراحی کرد تا حرکات چشم و جهت حرکت آن را توسط سیگنال‌های تولیدی در اطراف چشم شناسایی کند و در کنترل افزارها و دستگاه‌ها از آن استفاده نمود.

فصل سوم

روش‌های تشخیص و ردیابی

حرکت چشم

مطالعه بر روی حرکات چشم از قرن ۱۹ شروع شد، هنگامی که در سال ۱۸۷۹ در پاریس Louis Emile Javal به این نتیجه رسید که خواندن یک متن آن طوری که انتظار می‌رود شامل حرکت آرام چشم بر روی یک خط و تک‌به‌تک حروف نمی‌شود بلکه یک سری از حرکات ناگهانی و کوتاه از میان یک کلمه به میان کلمه دیگر در حال رخ دادن است، همان‌طور که در شکل ۳-۱ نمایش داده شده است، به این حرکات «ساکاد» گفته می‌شود. سرعت حرکت چشم در هنگام مطالعه کردن حدود ۱-۳۰ درجه بر ثانیه است.



شکل ۳-۱: نحوه حرکت چشم هنگام خواندن یک متن (دایره‌ها نمایان‌گر مقصد هر ساکاد است)

برای نخستین بار «ادموند هویی» با استفاده از یک لنز مغناطیسی نشان داد که هنگام خواندن متن تمام حروف در معرض نگاه مستقیم قرار نمی‌گیرند و چشم به‌صورت نامرتب بین کلمات پرش می‌کند. اولین روش غیرتهاجمی برای تشخیص جهات حرکت چشم توسط «گای توماس گاسول» با استفاده از تابش نور به چشم و اندازه‌گیری مقدار بازتاب به‌صورت ممتد انجام گرفت. در دهه ۱۹۵۰ «آلفرد یاربس» تحقیقات مهمی را در زمینه تشخیص جهت حرکت چشم انجام داد و کتابی در همین

زمینه تحت عنوان «حرکات چشم و بینایی» که در سال ۱۹۶۷ منتشر کرد به دفعات زیادی مرجع مقالات قرار گرفته است. وی در کتاب خود می‌نویسد: «ثبت حرکات چشم نشان داد که توجه بیننده در یک تصویر در ابتدا به اجزای اصلی تصویر معطوف می‌شود... حرکات چشم تحت تأثیر تصورات ذهنی انسان قرار دارد... و با توجه به این مورد تخمین نکات اصلی مدنظر برای چشم و تعداد دفعات نگاه کردن به اشیا قابل تشخیص است. توجه اولیه چشم به نکات مهم اصلی تصویر نیست، بلکه معطوف به نکاتی است که از نظر بیننده مهم به نظر می‌آید. معمولاً توجه بیننده به سمتی جلب می‌شود که از نظر بیننده غیرمعمول، ناآشنا، نامفهوم یا در شرایطی کمتر قابل درک است. حتی در حرکت به سمت اشیا یا موارد مهم بعدی نیز چشم به مقصد مهم اولیه خود بازمی‌گردد تا زمان بیشتری را در حل نامفهومی مانده صرف کند.»

ردیابی چشم شامل فرآیند تشخیص موقعیت نگاه کردن چشم یا به زبان ساده‌تر ثبت فعالیت‌های چشم است. این فرآیند با استفاده از دستگاه ردیاب چشم^۱ امکان‌پذیر است. به این ترتیب که سیستم قادر به مشخص کردن نقطه تمرکز چشم یا میزان حرکت ارادی یا غیرارادی چشم از نقطه‌ای به نقطه دیگر است. ثبت این اطلاعات می‌تواند هوشیاری، میزان توجه، تمرکز، خواب‌آلودگی و بسیاری دیگر از حالات ذهنی انسان را مشخص کند. از تولیدکنندگان ردیاب‌های چشمی می‌توان از شرکت اس ام آی (SMI) و شرکت توبی (Tobii) نام برد. در شکل ۳-۲ نمونه‌ای از فعالیت‌های شرکت Tobii در قالب عینکی برای ردیابی چشم و همچنین در شکل ۳-۳ درایور قابل اتصال به کامپیوتر با سیستم عامل ویندوز ورژن ۱۰ نمایش داده شده است.

¹ Eye tracker

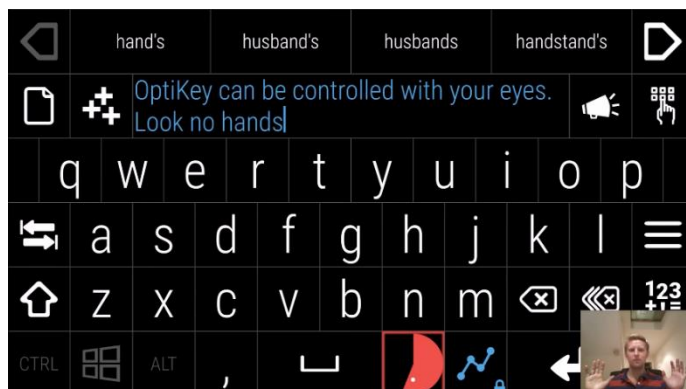


شکل ۳-۲: یکی از عینک‌های طراحی شده توسط شرکت Tobii برای ردیابی چشم [۳۱]

یکی دیگر از کارهای انجام شده در زمینه ردیابی چشم، ایجاد توانایی نوشتن (تایپ) توسط صفحه کلید مجازی برای افراد معلول از ناحیه دست است. این فرآیند که به صورت کنترل با چشم انجام می شود با در اختیار قرار دادن یک صفحه کلید مجازی به کاربر این امکان را دارد که هنگام حرکت دادن چشم به جهات مختلف، حرف مدنظر انتخاب شده و با پلک زدن تأیید و تایپ شود. نمونه‌ای از این صفحه کلیدهای مجازی در قالب نرم‌افزاری با نام Optikey ارائه شده است. این نرم‌افزار به همراه یک دوربین برای ردیابی چشم یا یک سیستم ردیاب چشم می‌تواند با استفاده از ردیابی حرکات چشم امکان تایپ کردن با چشم را فراهم آورد. در شکل ۳-۴ شماتیک این نرم‌افزار نشان داده شده است.



شکل ۳-۳: درایور شرکت Tobii برای ویندوز ۱۰ [۳۱]



شکل ۳-۴: تایپ کردن با چشم و بدون استفاده از دست [۳۹]

۳-۲- روش‌های شناسایی جهت حرکت چشم

تاکنون روش‌های متعددی برای ردیابی حرکات چشم با اهداف گوناگون ارائه شده است. هرکدام از این موارد شامل مزیت‌ها و معایبی در قیاس با سایر طرح‌ها می‌باشد. از موارد مهمی که معمولاً جزو مزایای یک طرح به شمار می‌آید می‌توان به سادگی و هزینه پایین و همچنین میزان سلامت طرح از نظر تأثیرگذاری بر روی چشم و ایجاد اختلالات احتمالی اشاره کرد. این روش‌ها در ادامه شرح داده خواهند شد.

۳-۲-۱- استفاده از لنزهای مغناطیسی

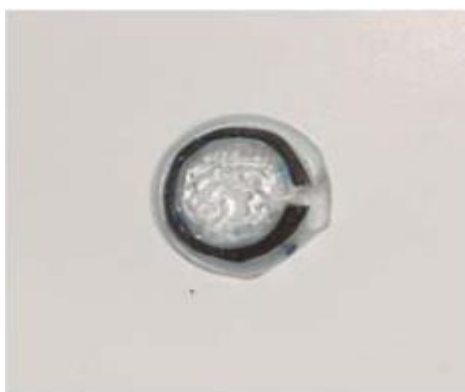
یکی از نخستین روش‌های شناسایی جهت حرکت چشم، استفاده از لنز تماسی مغناطیسی^۱ [۸-۱] است. در این روش یک سیم‌پیچ مغناطیسی که درون یک لنز از جنس پلاستیک نرم جاسازی شده است، بر روی صلبیه^۲ چشم کاربر قرار می‌گیرد، سپس فرد درون یک میدان مغناطیسی قرار داده می‌شود. با حرکات چشم به جهات مختلف جریان خروجی سیم‌پیچ تغییر کرده و از روی آن، موقعیت چشم تخمین زده می‌شود. راه‌اندازی سیستم با این روش بسیار کند بوده و خطر خراشیدگی قرنیه و ایجاد حساسیت چشمی در کاربر بسیار بالاست. علاوه بر آن هزینه تمام‌شده سیستم نیز بسیار زیاد

¹ Magnetic contact lens

² Sclera

می‌باشد، به طوری که در مقایسه با سایر روش‌ها می‌توان گفت گران‌ترین روش در ردیابی حرکات چشم همین روش است. ولی این روش دارای دقت یا به اصطلاح قابلیت تفکیک^۱ بسیار خوبی در تعیین میزان فواصل توسط چشم است.

به دلیل تهاجمی بودن روش استفاده از لنزهای تماسی مغناطیسی و امکان ایجاد خراش در سطح چشم، این سیستم به صورت آزمایشگاهی و بیشتر بر روی حیوانات به منظور مطالعات بر روی حرکات مختلف چشم [۳۰، ۳۱] به کار گرفته شده است. در شکل ۳-۵ نمونه‌ای از لنز تماسی مغناطیسی نمایش داده شده است.

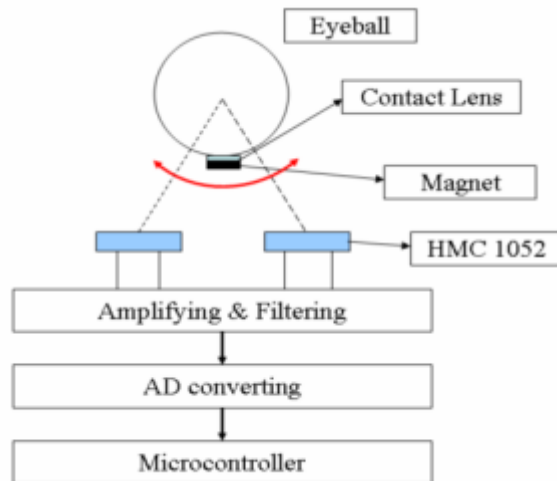


شکل ۳-۵: نصب لنز تماسی مغناطیسی بر روی چشم [۲]

یکی از روش‌های مبتنی بر لنزهای مغناطیسی، استفاده از آهنربا بر روی لنز تماسی است. در این روش همان‌طور که در شکل ۳-۶ نمایش داده شده است، آهنربای کوچکی به لنز تماسی چسبانده می‌شود و دو حس‌گر به‌عنوان گیرنده مغناطیسی^۲ با نام تجاری HMC 1052 در هر لحظه میدان مغناطیسی ناشی از حرکت آهنربا که ناشی از حرکت چشم است را دریافت می‌کنند. پس از دریافت این سیگنال‌ها تقویت شده و فیلترینگ‌های لازم انجام می‌شود. در مرحله بعد با تبدیل این سیگنال آنالوگ به سیگنال دیجیتال به وسیله مبدل آنالوگ به دیجیتال، با نمونه‌برداری و الگوبرداری سیگنال، جهت حرکت چشم تشخیص داده می‌شود.

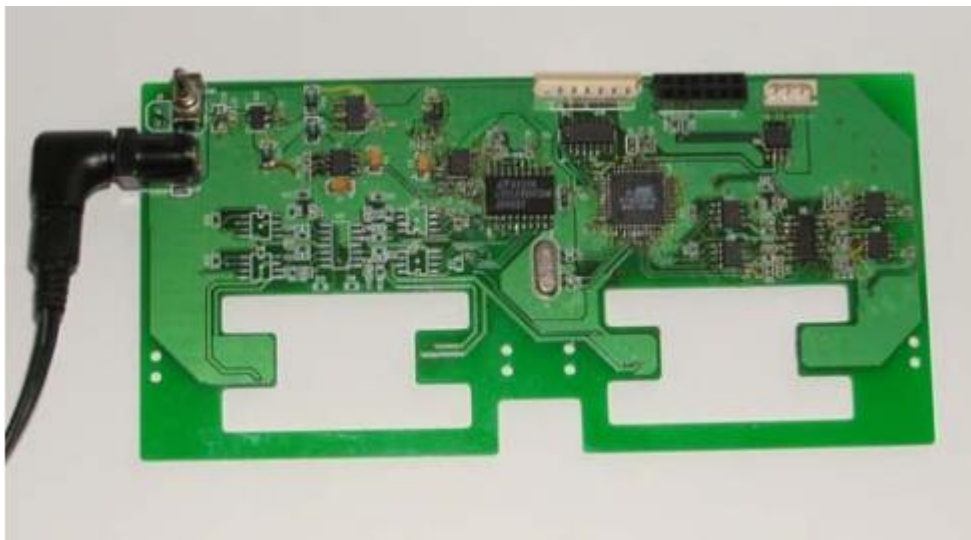
¹ Resolution

² Magnetoresistive



شکل ۳-۶: نمایی از سیستم مبتنی بر لنز مغناطیسی با استفاده از آهن ربا [۲]

به‌عنوان مثال در [۲] مجموعه گیرنده‌های مغناطیسی و مدارات فیلتر و تقویت و پردازش در قالب عینکی همانند شکل ۳-۷ تعبیه شده است. در این روش پیک تا پیک سیگنال خروجی در حدود ۱/۲۷ اندازه‌گیری شده است. همچنین پلک زدن قابل تشخیص نبوده و تأثیری در سیگنال خروجی ندارد.



شکل ۳-۷: طراحی مدارات و حسگرها در قالب عینک [۲]

۳-۲-۲- استفاده از روش الکترواکلوگرافی (EOG)

در روش مبتنی بر سیگنال EOG [۱۷-۲۹] پتانسیل ناشی از حرکت دوقطبی قرنیه-شبکیه‌ای که در اطراف چشم آشکارسازی می‌شود در واقع اختلاف پتانسیل کوچکی که بین جلو (قرنیه) و عقب

(شبکیه) چشم وجود دارد، دوقطبی الکتریکی می‌سازد که از طریق الکترودهایی که اطراف چشم و بر روی پوست نصب می‌شوند می‌توان اثر ناشی از آن را اندازه‌گیری و سپس از روی آن موقعیت چشم را تعیین نمود. الکترودها به صورت زوج‌هایی در بالا-پایین و چپ-راست چشم‌ها نصب می‌شوند و یک الکترود نیز برای اتصال به زمین مدار در نظر گرفته می‌شود.

در این روش پاسخ سیستم سریع است، اگرچه نیاز به نمونه‌برداری و تحلیل سیگنال برای تشخیص جهت حرکت چشم در ریزپردازنده دارد، اما زمان موردنیاز و همچنین پیچیدگی این نمونه‌برداری و تحلیل‌ها در مقایسه با نمونه‌های ردیاب حرکت چشم با استفاده از روش پردازش تصویر بسیار کمتر است. همچنین روش استفاده از سیگنال EOG روشی با قیمت پایین نسبت به روش‌های دیگر بوده و از پیچیدگی مداری کمتری برخوردار است. این روش نیاز به آماده‌سازی پوست و به‌کاربردن الکترودها به‌طور دقیق دارد. تنها مشکل این روش در اتصال فیزیکی الکترود به‌صورت مستقیم به سطح پوست است که آن هم تنها در مقایسه با روش پردازش تصویر مشکل محسوب می‌شود. بنا بر مورد اشاره‌شده، در استفاده طولانی‌مدت ممکن است نصب الکترودها بر روی پوست ایجاد حساسیت‌های پوستی کند که البته احتمال آن کم می‌باشد. شکل ۳-۸ نحوه اتصال الکترودها دور چشم را نشان می‌دهد.

اتصال الکترودها می‌تواند در قالب عینک یا پیشانی‌بندی طراحی شود به‌صورتی که با گذاشتن آن عینک یا پیشانی‌بند، الکترودها در محل‌های مناسب به پوست اتصال پیدا کند. الکترودهای Ag/Cl که به این منظور استفاده می‌شوند خود دارای ژل مخصوصی برای کاهش مقاومت و یا همان افزایش رسانایی بین پوست و الکترود هستند. در صورت استفاده از عینک یا پیشانی‌بند باید در هر مورد استفاده روی الکترودها یک لایه ژل قرار داد تا هدایت افزایش یافته و سیگنال بهتری دریافت شود.



شکل ۳-۸: نمونه‌ای از اتصال الکترودهای متصل به اطراف چشم برای گرفتن سیگنال EOG

اثرات ناشی از پلک زدن در این روش نیز اگرچه ناشی از عضلات پلک است و نه حرکت خود چشم، اما قابل شناسایی است و در کنار چهار جهت اصلی، یکی از گزینه‌ها برای کنترل تجهیزات به شمار می‌رود. به‌طور مثال می‌توان کنترل یک افزاره‌ای را با پلک زدن آغاز و با جهات اصلی پی گرفت و در انتها با پلک زدن به عملکرد آن پایان داد. شاید این پرسش مطرح شود که آیا پلک زدن عادی انسان امکان ایجاد مشکل در سیستم نخواهد کرد؟ برای پاسخ به این سؤال باید اشاره کرد که در این موارد منظور از کنترل با پلک زدن، پلک زدن با یک الگوی خاص است؛ یعنی به‌عنوان مثال با دو بار پلک زدن پشت سر هم دستگاه شروع به کار کرده و با سه بار پلک زدن دستگاه متوقف شود یا پلک زدن‌های ارادی از غیرارادی را می‌توان با جداسازی پلک زدن در یک چشم و دو چشم از هم جدا نمود.

در [۱۷] یک روش برای کنترل و هدایت ربات‌ها با استفاده از شبکه عصبی بیان شده که به منظور تشخیص جهت حرکت چشم برای ارسال دستورات حرکت ربات به جهات مختلف از سیستم ردیاب حرکت چشم بر مبنای سیگنال EOG استفاده شده است. همچنین در [۱۸] نیز یک سیستم کنترلی به منظور استفاده افراد نقص عضو طراحی شده که به صورت خاص بر روی کنترل یک ویلچر تمرکز داشته و دارای یک رابط کامپیوتری و گرافیکی است. کنترل حرکت ماوس با استفاده از ردیابی چشم توسط سیگنال EOG در [۱۹] بیان شده که در ابتدا برای نمونه اولیه تنها در جهت افقی قادر به

حرکت نشانگر ماوس بر روی صفحه بوده است. به دلیل زمان پاسخ گویی حدود ۰/۱ ثانیه این سیستم، اشاره گر ماوس به هر نقطه‌ای که چشم در حال نگاه کردن به آن باشد متمرکز می‌شود.

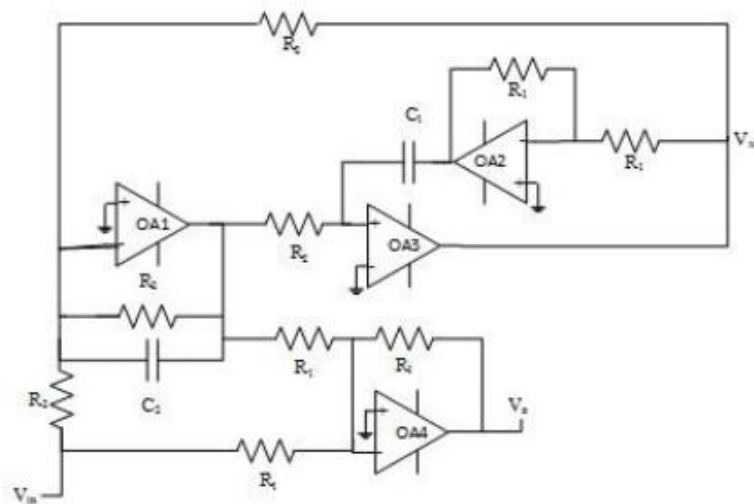
در [۲۰] یک سیستم ردیاب جهت حرکت چشم با استفاده ترکیبی از روش دریافت سیگنال EOG و به کار بردن فرستنده گیرنده IR برای کنترل ماوس کامپیوتر با بهره ۶۰dB و پهنای باند عبور ۰/۵-۴۰ هرتز پیشنهاد شده است در این مقاله از تقویت کننده ابزار دقیق TL072 که دارای دو تقویت کننده در یک تراشه و ورودی JFET و همچنین سرعت بالایی می‌باشد استفاده شده است. ریزپردازنده به کار برده شده در این مقاله از سری PIC است.

در [۲۱] به کنترل ماوس با استفاده از سیگنال‌های زیستی (مجموعه‌ای از EEG و EOG) با پردازش طیف فرکانسی پرداخته شده است. در [۲۲] به منظور تقویت سیگنال از تقویت کننده ابزار دقیق INA126P که به عنوان تقویت کننده EEG/EMG شناخته می‌شود به دلیل توانایی شناسایی سیگنال‌های در حد میکرو ولت استفاده شده است. بهره کل مدار ۱۰۰dB قرار داده شده است، همچنین برای حذف نویز در این مقاله از سه قسمت فیلتر پایین گذر، فیلتر میان گذر و همچنین روش درایو پای راست استفاده شده است. فیلتر پایین گذر از نوع RC و دارای پهنای باند عبور ۴۷ هرتز و فیلتر میان گذر دارای فرکانس مرکزی ۵۰ هرتز قرار داده شده است. روش درایو پای راست که در مدارات مهندسی پزشکی به تکرار استفاده می‌شود به این صورت عمل می‌کند که سیگنال‌های ناخواسته از بدن را می‌گیرد و با منتقل کردن آن به گره زمین مدار موجب حذف آن از سیستم می‌شود. همچنین در [۲۲] به دلیل جلوگیری از ورود و تقویت مقدار ولتاژ DC ناشی از اتصال الکترودها بر روی پوست و به اشباح رفتن تقویت کننده‌ها، از یک فیلتر بالا گذر Butterworth از نوع Bessel, Chebyscheff با فرکانس قطع ۰/۱۴ هرتز استفاده شده است. در مرحله بعد به منظور تبدیل سیگنال به دیجیتال، مبدل آنالوگ به دیجیتال ADS7800 به دلیل فرکانس نمونه برداری بالا (۳۳۳KHz) و همچنین شناختن ولتاژهای منفی و مثبت با رنج بالا (+۱۰ تا -۱۰) به کار گرفته شده است. یکی از مزیت‌های استفاده از این مبدل، عدم نیاز به اضافه کردن ولتاژ DC و مدار جمع کننده است. نرم افزار این سیستم پیشنهادی

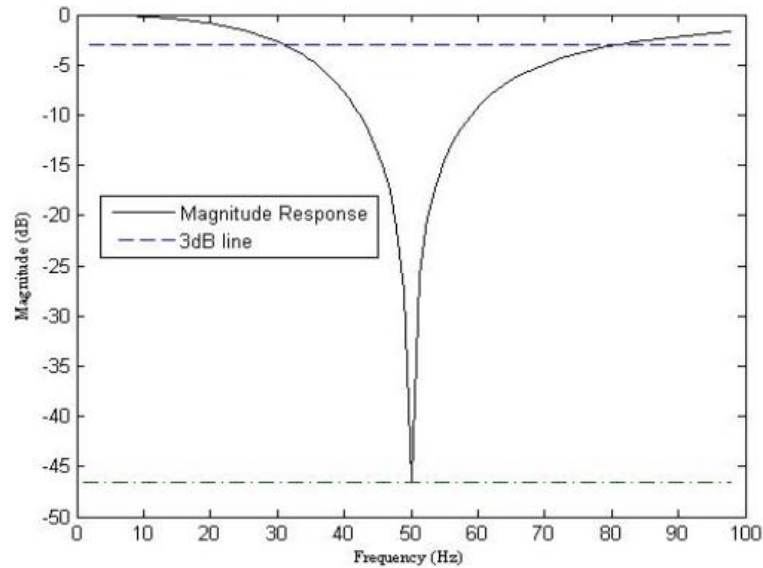
در محیط Visual C++ با فرکانس نمونه برداری 100 Hz به منظور رعایت نرخ نایکویست انجام گرفته است.

در [۲۳] نیز همانند [۱۸] به کنترل یک ویلچر توسط ردیابی چشم با استفاده از سیگنال EOG پرداخته شده که هدف آن طراحی یک سیستم با سرعت بیشتر و همچنین دقت بالاتری در تشخیص جهت حرکت (چپ یا راست) و یا تشخیص افزایش یا کاهش سرعت حرکت (به ترتیب نگاه کردن به جهت بالا یا پایین) است.

در [۲۶] تقویت سیگنال دریافتی از الکترودها توسط تقویت کننده ابزار دقیق INA2126 انجام گرفته است. یک فیلتر پایین گذر Butterworth مرتبه ۴ با فرکانس قطع 40 هرتز به همراه یک فیلتر میان نگذر Ackerberg-Mosberg با تضعیف 28 dB در فرکانس 50 هرتز به منظور حذف نویز به کار گرفته شده است. به منظور حذف مقادیر DC ناشی از اتصال الکترودها بر روی پوست و به اشباح رفتن تقویت کننده‌ها، یک فیلتر بالا گذر با فرکانس قطع 2 هرتز پیاده سازی شده است. مدار فیلتر میان نگذر در شکل ۳-۹ و همچنین منحنی پاسخ فرکانسی این فیلتر در شکل ۳-۱۰ نمایش داده شده است.



شکل ۳-۹: مدار فیلتر میان نگذر [۲۶]



شکل ۳-۱۰: پاسخ فرکانسی فیلتر میان نگذر با فرکانس مرکزی ۵۰ هرتز [۲۶]

۳-۲-۳- ثبت ویدئویی حرکات چشم (VOG^1)

یکی دیگر از روش‌های ردیابی چشم، استفاده از تکنیک تصویربرداری ویدئویی [۱۲-۱۶] از حرکات چشم است که امروزه برای کنترل ویلچر و کامپیوتر بسیار مورد توجه قرار گرفته است. در این تکنیک یک دوربین تصویربرداری در مقابل چشم فرد در محل مناسب قرار می‌گیرد و به صورت متناوب از چهره کاربر عکس می‌گیرد. هر تصویر گرفته شده از چشم توسط روش‌های پردازش تصویر مورد بررسی قرار گرفته و موقعیت فعلی چشم تعیین می‌شود. بر اساس مکان قرارگیری چشم در هر لحظه عمل مناسب انجام می‌گیرد.

این روش دقیق بوده و به دلیل غیرتهاجمی بودن مورد توجه زیادی در موارد استفاده گوناگون قرار گرفته است. یکی از مشکلات این روش نسبت به دو روش قبلی در این است که در این روش حتماً چشم باید باز باشد و صورت شخص در مقابل دوربین باشد، یعنی در این سیستم لازم است سر فرد ثابت بماند تا اندازه‌گیری به‌طور درست انجام شود. یکی دیگر از معضلات این روش پیچیدگی و هزینه‌ی نسبتاً بالای سیستم پردازشی آن است. در شکل ۳-۱۱ نمونه‌ای از عینک طراحی شده به همراه دوربین به‌منظور ردیابی چشم با روش VOG نمایش داده شده است که در این عینک‌ها نیز دید کامل شخص

¹ Video Oculo Graphic

محدود می‌شود. از مشکلات دیگری که در روش پردازش تصویر وجود دارد، حساسیت به تغییر رنگ چشم، آرایش و... می‌باشد.

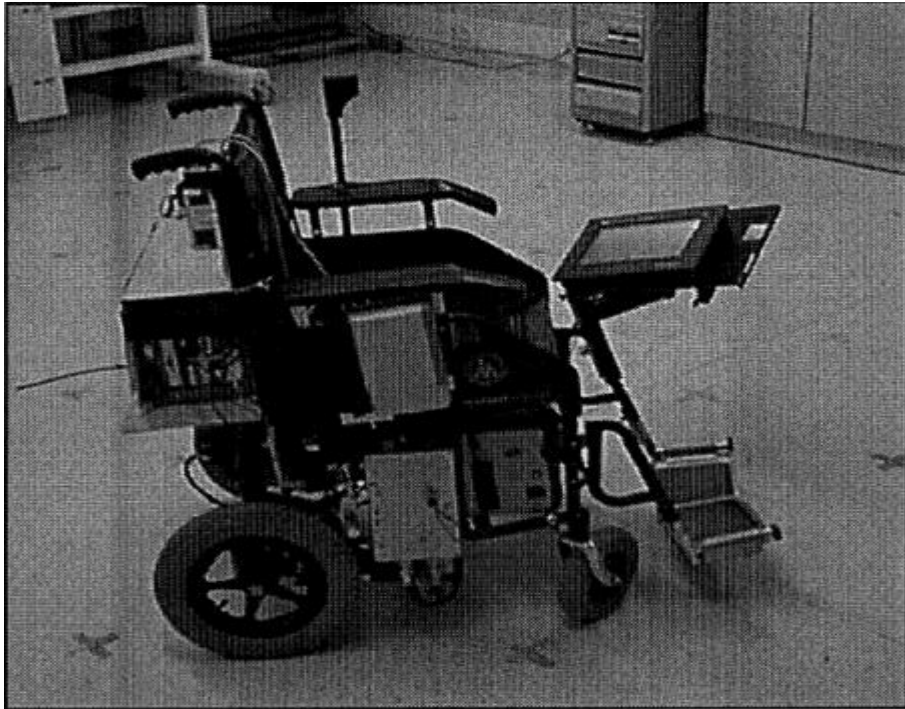
از موارد کاربرد ثبت ویدیویی حرکات چشم می‌توان به شناسایی خستگی چشم و یا اختلالات چشمی [۳۲-۳۴] اشاره کرد. این فرآیند برای اطلاع دادن به راننده و جلوگیری از وقوع تصادف هنگامی که چشم خسته است مفید واقع می‌شود.



شکل ۳-۱۱: نمایشی از سیستم ردیاب چشم با روش پردازش تصویر [۴۰]

یکی از کاربردهای متداول روش پردازش تصویر در ردیابی چشم، حرکت ویلچر برای افراد معلول است. در شکل ۳-۱۲ نمونه‌ای از ویلچر به همراه دوربین و مانیتور متصل به آن برای پردازش تصویر و ردیابی چشم به منظور حرکت به جهت دلخواه نمایش داده شده است. یکی از معروف‌ترین این ویلچرها، ویلچر مربوط به استیون هاوکینگ فیزیکدان و کیهان‌شناس و نویسنده معروف است. البته این سیستم خاص علاوه بر شناسایی سیگنال‌های EOG، به دلیل عدم توانایی پروفیسور هاوکینگ در حرکت دادن هیچ‌یک از اعضای بدن و حتی عدم توانایی در تکلم به دلیل بیماری نادر ALS، سیگنال‌های EEG که مربوط به مغز هستند را نیز گرفته و طبق آن حرف‌هایی که پروفیسور هاوکینگ می‌خواهد به زبان آورد را حدس می‌زند و با صدایی رباتیک آن‌ها را بیان می‌کند. فناوری هوش مصنوعی شرکت بریتانیایی

سوئیفت کی^۱ (که در حال حاضر به عنوان اپلیکیشن صفحه کلید در تلفن های هوشمند به کار گرفته می شود) یاد می گیرد که کاربر چگونه می اندیشد و بر این اساس واژه ای را پیشنهاد می دهد که این دانشمند قصد استفاده از آن را دارد.



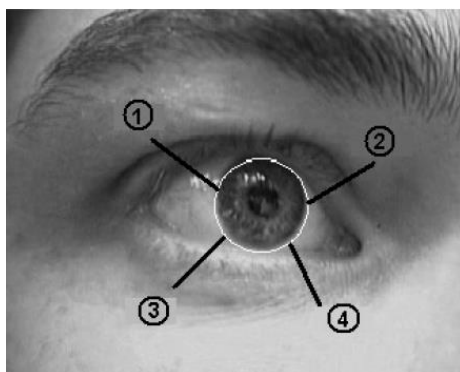
شکل ۳-۱۲: کاربرد سیستم ردیاب چشم در کنترل ویلچر [۱۱۸]

۳-۲-۴- استفاده از روش های اندازه گیری انعکاس نور مادون قرمز

اساس کار سیستم های مبتنی بر اندازه گیری انعکاس نور مادون قرمز [۹-۱۱] به این صورت است که با تابش نور به چشم و اندازه گیری نور بازگشتی موقعیت چشم تخمین زده می شود. راه اندازی سیستم در این روش بسیار سریع می باشد. هزینه طراحی و ساخت سیستم پائین بوده و هیچ گونه تماس مستقیمی با پوست کاربر برقرار نمی کند، به این ترتیب خطر آلودگی و حساسیت در این روش وجود ندارد. این تکنیک تاکنون در داخل و خارج از کشور باهدف مطالعه حرکات چشم و تشخیص بیماری های چشمی به کار گرفته شده است.

¹ SwiftKey

در [۴۲] نمونه ای از سیستم ردیابی حرکت چشم بر پایه فرستنده-گیرنده IR پیاده‌سازی شده است. در این طرح مرز بین عنبیه و صلبیه که لیمباس^۱ نامیده می‌شود، به کمک فرستنده و گیرنده‌های مادون قرمز ردیابی می‌شود. محل‌های مناسب برای ارسال تابش نور فرستنده‌های مادون قرمز در شکل ۳-۱۳ با اعداد ۱ الی ۴ نشان داده شده است. مقادیر اندازه‌گیری شده از موقعیت چشم به کمک یک نرم‌افزار مورد پردازش قرار گرفته و به مقادیر مناسب جهت حرکت مکان‌نما بر روی صفحه نمایشگر، تبدیل می‌شوند. با توجه به مسائل بیان‌شده در این طرح، برای اندازه‌گیری حرکات چشم از چهار فرستنده و گیرنده مادون قرمز استفاده شده است.



شکل ۳-۱۳: محل‌های مناسب برای تابش نور مادون قرمز [۴۲]

با توجه به محل قرارگیری حسگرها که مکان مناسب آن درست در مرز بین عنبیه و صلبیه است و با در نظر گرفتن اینکه اندازه چشم افراد مختلف با یکدیگر متفاوت است، یکی از موارد از دست دادن دقت در روش استفاده از فرستنده-گیرنده مادون قرمز، تابیده نشدن درست نور فرستنده به مکان مطلوب است و این امر موجب ایجاد خطا در محاسبه دقیق جهت حرکت چشم می‌شود. در بیشتر گونه‌های فرستنده‌ها و گیرنده، هردو داخل یک محفظه‌ی سیاه‌رنگ قرار دارند و محفظه کاملاً بسته است. بنابراین این امکان برای گیرنده فراهم می‌شود که فقط از نقطه‌ای که در مقابل آن قرار داده شده نور دریافت کند و یا فرستنده نیز فقط به نقطه‌ی مقابل خود نور بتاباند. به این ترتیب محدوده ارسال و دریافت نور محدودتر بوده و امکان تمرکز بر روی نقاط مشخص‌شده در چشم بهتر

¹ Limbus

فراهم می‌شود. سعی می‌شود که این نقاط بر روی مرز عنبیه و صلبیه هدف‌گذاری شوند. در اجرای این طرح استفاده از یک فرستنده گیرنده مادون قرمز با نام تجاری ON2179 پیشنهاد می‌شود که ساخت شرکت پاناسونیک ژاپن می‌باشد و توانایی تشخیص حرکات را در فاصله‌ی ۰/۷ سانتی‌متر دارد. یک عینک به همراه فرستنده و گیرنده نصب‌شده بر روی آن در شکل ۳-۱۴ نشان داده شده است.



شکل ۳-۱۴: نمونه‌ای از حس‌گرهای فرستنده و گیرنده مادون قرمز نصب‌شده بر روی عینک [۴۲]

از آنجایی که تغییرات نور محیط، تغییر کاربر و حرکات ناخواسته سر می‌تواند روی عملکرد سیستم تأثیر بگذارد، در نرم‌افزار یک مرحله کالیبراسیون نیز در نظر گرفته می‌شود تا سیستم بتواند بر روی شرایط جدید تنظیم شود. در مرحله کالیبراسیون نرم‌افزار، کارایی الگوریتم‌های طبقه‌بندی کننده مختلفی از جمله شبکه‌های عصبی و الگوریتم k تا نزدیک‌ترین همسایه^۱ مورد آزمون قرار می‌گیرد. در نتیجه این آزمایش، الگوریتم طبقه‌بندی کننده KNN کارایی بهتری را از خود نشان داده و نرم‌افزار سیستم معمولاً بر پایه آن طراحی می‌گردد.

برای استفاده از این حس‌گرها می‌توان به دو طریق عمل کرد: (۱) راه‌اندازی حسگرها با ولتاژ ثابت (۲) راه‌اندازی با ولتاژ متناوب. در نگاه نخست به نظر می‌رسد که راه‌اندازی با ولتاژ ثابت راحت‌تر است و همچنین تحلیل نهایی آن با یک فیلتر حذف DC به راحتی امکان‌پذیر خواهد بود ولی در واقعیت مشکلاتی برای این حالت به وجود خواهد آمد از جمله گرم شدن LEDهای IR بر اثر عبور جریان ثابت

^۱ KNN

و دائم از آن که هم باعث تغییر مشخصه دیود می‌شود و هم تابش‌های انجام‌شده بر روی چشم زیاد می‌شود و قدرت تحمل چشم پایین می‌آید. لازم به ذکر است NASA یک محدوده خاصی را برای شدت تابش ایمنی اشعه مادون قرمز تعیین کرده است که نباید تابش IR از این مقدار بیشتر شود. بنابراین می‌بایست از یک تابع پالس برای راه‌اندازی سیستم استفاده کرد که فرصت خاموش شدن و خنک شدن برای LEDها وجود داشته باشد و همچنین تأثیر اشعه‌ها بر روی چشم کمتر شود.

۳-۳- نتیجه‌گیری

به‌طور کلی روش‌های متداول در ردیابی حرکات چشم را می‌توان به چهار دسته تقسیم نمود، این چهار دسته عبارت‌اند از استفاده از لنزهای مغناطیسی، پردازش تصویر، تابش و بازتابش امواج IR و سیگنال‌های EOG. جدول ۱-۳ مقایسه‌ای از این چهار روش کلی موجود را نمایش می‌دهد. به‌غیر از روش اول (استفاده از لنزهای مغناطیسی) از سه روش دیگر در طراحی سیستم‌های توان‌بخشی جهت ارتباط با کامپیوتر از طریق حرکات چشم استفاده شده است. به‌طور کلی هرکدام از این روش‌ها از مزایا و معایبی برخوردارند، مثلاً روش پردازش تصویر نیازمند دوربین و پردازش قوی است و از نظر هزینه بسیار گران است و محدودیت‌ها و پیچیدگی‌هایی از نظر پیاده‌سازی در شرایط مختلف وضعیت چهره افراد دارد. همچنین روش استفاده از امواج مادون قرمز به ایجاد محدودیت در بینایی شخص و آسیب استفاده درازمدت به سیستم بینایی مشهور است، اگرچه بسیار ارزان قیمت است.

روش استفاده از EOG علی‌رغم نیاز به الکترودهای متصل به پوست بسیاری از محدودیت‌های دیگر روش‌ها را ندارد و می‌تواند جایگزین ارزان و مناسبی برای روش‌های دیگر باشد. روش استفاده از تصویربرداری ویدیویی دارای نمونه آزمایشگاهی داخلی و نمونه تجاری خارجی است، ولی به علت بالا بودن قیمت تمام‌شده این سیستم‌ها، در کشورهایی که بیمه افراد معلول را در خرید این گونه ابزار حمایت نمی‌کند، اکثر معلولین قادر به خرید این سیستم‌ها نبوده و باید به دنبال روش‌های ارزان‌تری بود. استفاده از تکنیک اندازه‌گیری انعکاس‌های نور مادون قرمز جهت طراحی این گونه سیستم‌ها در داخل کشور

تاکنون به طور کامل به کار گرفته نشده است. نمونه خارجی موجود نیز دارای قیمت بالا بوده (۶۰۰۰ تا ۱۸۰۰۰ دلار) و قابل اتصال به سیستم کامپیوتر با مشخصات خاصی گزارش شده است.

جدول ۳-۱: مقایسه روش های موجود در ردیابی حرکات چشم

مورد مقایسه روش	هزینه	پیچیدگی	تهاجمی بودن	پهنای باند	سرعت پاسخ	دقت (درجه)
لنز مغناطیسی	زیاد	متوسط	زیاد	۵۰۰ Hz	کم	۰/۰۱
فرستنده و گیرنده IR	کم	کم	متوسط	۱۰۰ Hz	متوسط	۰/۰۲
پردازش تصویر	زیاد	زیاد	غیرتهاجمی	۵۰-۴۰۰ Hz	متوسط	۰/۰۵
سیگنال EOG	کم	کم	کم	۴۰ Hz	زیاد	۰/۵

فصل چهارم

پیاده‌سازی سیستم تشخیص حرکت

چشم مبتنی بر سیگنال EOG

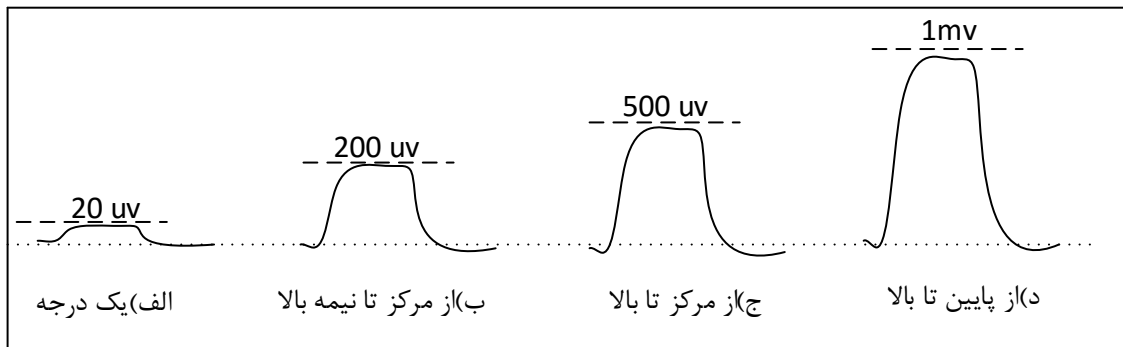
و چشم رباتیک

حرکت چشم به جهات مختلف و حرکت دوقطبی قرنیه-شبکیه سبب ایجاد تغییراتی در پتانسیل اطراف چشم می‌شود. با دریافت صحیح این تغییرات و بررسی الگوی آن‌ها می‌توان جهت حرکت چشم را تشخیص داد. در این فصل به طراحی، پیاده‌سازی و بهبود یک سیستم دریافت سیگنال‌های EOG و تشخیص حرکات چشم پرداخته شده است و با استفاده از آن، یک چشم رباتیک که قابلیت تقلید حرکات چشم یک انسان را دارد ساخته شده است.

۴-۲ - نحوه ایجاد سیگنال EOG و گرفتن آن

همان‌طور که در فصل دوم در بخش دوقطبی چشم اشاره شد، چشم با توجه به محل قرارگیری قرنیه در جلو و شبکیه در پشت، به‌عنوان یک دوقطبی الکتریکی عمل می‌کند. این دوقطبی در چشم سبب ایجاد اختلاف پتانسیلی به نام پتانسیل قرنیه-شبکیه‌ای می‌شود. این پتانسیل دارای پلاریته‌ی مثبت در طرف قرنیه بوده و با توجه به حرکت چشم به جهات مختلف سبب ایجاد تغییراتی در پتانسیل اطراف چشم می‌شود. با اندازه‌گیری این اختلاف پتانسیل در اطراف چشم می‌توان جهت حرکت چشم را تخمین زد. این سیگنال‌های ایجاد شده دارای دامنه بسیار پایینی در حدود کمتر از ۱ میلی‌ولت و فرکانس کمتر از ۱۵ هرتز هستند [۲۹].

همان‌طور که در شکل ۴-۱ مشهود است، در نگاه کردن به جهت بالا، دامنه سیگنال EOG به ازای هر درجه حدود ۵-۲۰ میکروولت در افراد مختلف متغیر است، همچنین برای نگاه کردن از نقطه‌ای در مرکز به نقطه‌ای در بالا، دامنه سیگنال حدود ۰٫۵ میلی‌ولت و از وسط به نقطه‌ای در وسط راه تقریباً نصف این مقدار تغییر خواهد کرد. همچنین برای نگاه کردن از پایین‌ترین نقطه به بالاترین نقطه مقدار دامنه سیگنال EOG دو برابر حالت قبلی و بیشینه در حدود ۱mV خواهد بود. این مقادیر برای نگاه کردن به سمت راست نیز حدوداً به همین ترتیب است. در نگاه کردن به پایین و سمت چپ نیز این مقادیر قرینه نسبت به موارد اشاره شده در شکل ۴-۱ است.



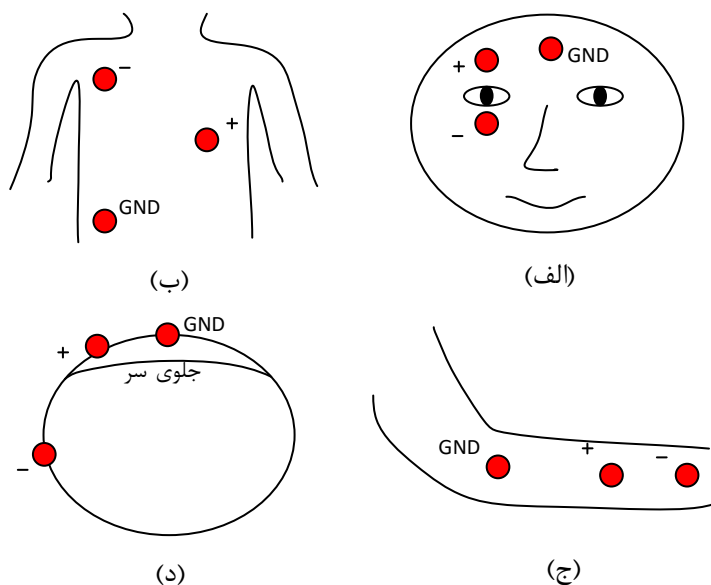
شکل ۴-۱: نمونه‌هایی از سیگنال مورد انتظار ناشی از نگاه کردن به بالا با زاویه حرکت‌های مختلف

اگرچه برای دریافت سیگنال‌های EOG از الکترودهای خاصی استفاده می‌شود اما در این پایان‌نامه برای گرفتن این سیگنال قرنیه-شبکیه‌ای از الکترودهای نقره-نقره کلرید^۱ که به Chest (electrode) نیز معروف‌اند استفاده شده است. نمونه‌ای از این الکترودها که با نام تجاری “Skintact” در بازار وجود دارند و در این پروژه نیز به کار گرفته شده‌اند، در شکل ۴-۲ نشان داده شده است. کاربرد اصلی این الکترودها در دستگاه الکتروکاردیوگرافی (ECG) یا همان دستگاه ثبت نوار قلب است که به دلیل در دسترس بودن و قیمت پایین از آن در این پروژه استفاده شده است. موارد استفاده این الکترودها علاوه بر دریافت سیگنال‌های ECG و EOG، در دریافت سیگنال‌های مغزی (EEG) و همچنین ماهیچه‌ای (EMG) نیز گسترش یافته است. محل نصب این الکترودها در هر کاربرد در شکل ۴-۳ آمده است. این الکترودها به صورت پیش فرض دارای مقداری ژل هستند که توسط آن سطح تماس پوست با الکترود را افزایش می‌دهد. همچنین مقاومت بین سطح پوست و الکترود را کاهش داده و به عبارت دیگر رسانایی یا هدایت بین پوست و الکترود را افزایش می‌دهد.

¹ Ag/AgCl



شکل ۴-۲: الکترود Ag/AgCl



شکل ۴-۳: الف) اتصال الکترودها برای گرفتن سیگنال‌های چشم در نگاه به بالا و پایین ب) اتصال الکترودها برای گرفتن بخشی از ضربان قلب ج) اتصال الکترودها برای دریافت سیگنال مربوط به انقباض و انقباض ماهیچه د) اتصال الکترودها برای گرفتن قسمتی از سیگنال مغزی

لازم به ذکر است که یکی از مشکلات این الکترودها در اندازه آن‌ها است که امکان نصب بر روی پوست دور چشم به دلیل اندازه بزرگ آن‌ها وجود ندارد. به‌منظور کوچک‌تر بودن اندازه این الکترودها می‌توان از مدل‌های دیگر مانند نمونه‌ای که مخصوص کودکان است استفاده کرد، اما این

نمونه‌ها به صورت فراگیر در بازار وجود ندارند و برای کوچک‌تر کردن ابعاد نمونه‌ای در دسترس باید قسمت‌های اضافی آن را با قیچی جدا کرد تا قابل نصب بر روی پوست دور چشم شود.

برای برقراری ارتباط بین الکتروود و مدارات ردیابی چشم مورد طراحی از یک سری کابل‌های رابط استفاده می‌شود. یک نمونه از این کابل‌ها همان‌طور که در شکل ۴-۴ قابل رؤیت است، G112DN بوده که به صورت دکمه‌ای بر روی الکتروود نصب می‌شود و امکان جدا کردن و نصب دوباره بدون برداشتن چسب را فراهم می‌آورد. از مهم‌ترین ویژگی‌های این کابل‌ها وجود محافظ (شیلد) و کاهش اثر نویز محیط است که البته به دلیل عدم در دسترس بودن آن‌ها در این پایان‌نامه از کابل‌های سوسماری معمولی استفاده شده است.

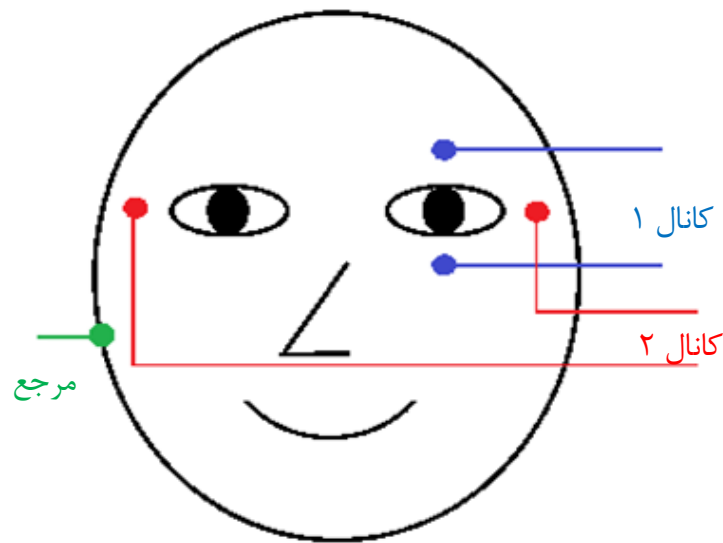


شکل ۴-۴: نمایشی از کابل رابط الکتروود

۴-۳- طرح کلی سیستم پیشنهادی

همان‌طور که بیان شد، با استفاده از الکتروودهای $Ag/AgCl$ می‌توان پتانسیل‌های زیستی را از پوست بدن دریافت کرد. یکی از نکات مهم در به کار بردن این الکتروودها، قرار دادن آن‌ها در محل مناسب می‌باشد. با توجه به اینکه معمولاً حرکات در چشم یکسان است می‌توان با دو الکتروود در بالا و پائین یک چشم سیگنال‌های ناشی از تغییر جهت هر دو چشم به بالا و پائین و همچنین پلک زدن را

دریافت نمود. همچنین برای دریافت تغییرات پتانسیل الکتریکی ناشی از حرکات چشم در جهت افقی می‌توان از دو الکتروود در طرفین دو چشم بهره برد. همان‌طور که در شکل ۴-۵ ملاحظه می‌شود از یک الکتروود نیز به‌عنوان مرجع استفاده شده است که این الکتروود می‌تواند به پشت گوش یا گردن یا پیشانی متصل شود. بنابراین بر اساس چینش الکتروودها، برای دریافت تغییرات اختلاف پتانسیل ناشی از حرکت چشم در هر راستا، نیاز به دو کانال مجزا است.

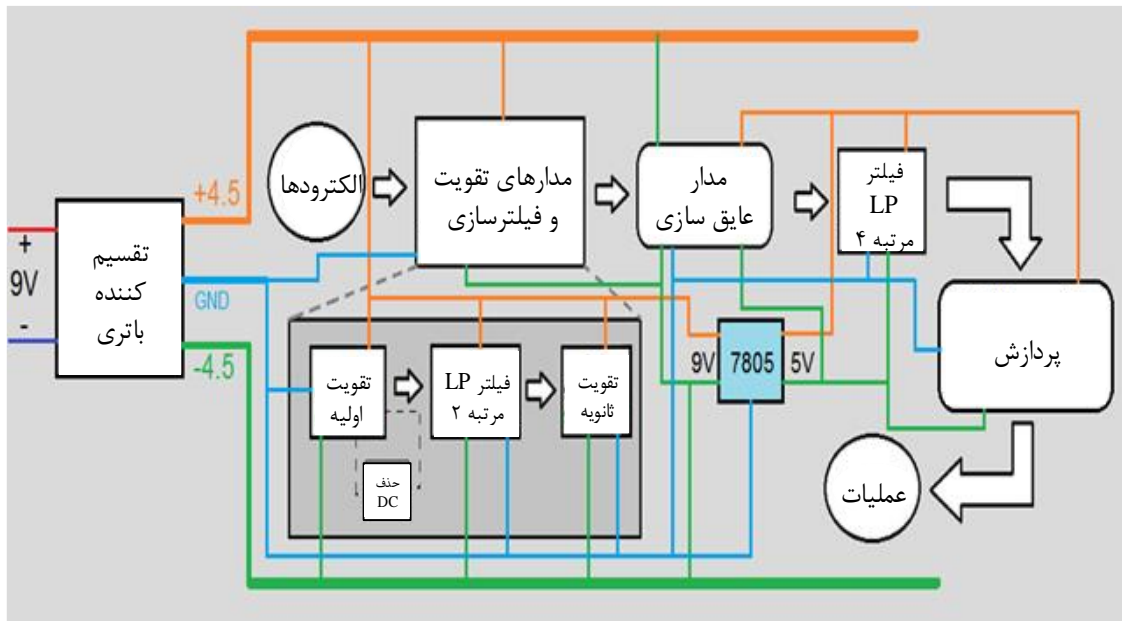


شکل ۴-۵: محل اتصال الکتروودها

پس از دریافت سیگنال‌های EOG توسط الکتروودها، با توجه به ماهیت نویزی EOG و ضعیف بودن آن نیاز به تقویت و فیلترینگ مناسب برای رسیدن به سیگنال‌های مناسب است. بلوک دیاگرام سیستم پیاده‌سازی شده در این پایان‌نامه برای هر کانال در شکل ۴-۶ نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل نمایش داده شده است، نخستین مدارهای مورد طراحی پس از دریافت سیگنال توسط الکتروودها، یک تقویت‌کننده به همراه چندطبقه فیلتر فعال است. تقویت در دو مرحله انجام می‌شود، نخست در اولین طبقه با استفاده از یک تقویت‌کننده تمام تفاضلی ابزار دقیق، بهره‌ای در حدود ۱۵۲ معادل ۴۳ دسی‌بل به سیگنال اعمال می‌شود. انتخاب مقدار کم بهره در طبقه اول به این دلیل است که سیگنال اولیه دریافتی از الکتروود دارای نویز بالایی بوده و در صورت تقویت با بهره زیاد، نویز نیز تقویت

خواهد شد و حذف آن در طبقات بعدی دشوار خواهد بود. از این رو در ابتدا با بهره کمتری سیگنال تقویت شده و پس از فیلترینگ اولیه، دوباره بهره‌ای به مدار افزوده می‌شود.

طبقه دوم سیستم یک فیلتر پایین گذر فعال مرتبه دوم با فرکانس باند عبور $2\pi/42$ هرتز و بهره باند عبور ۲ به منظور حذف نویزهای موجود، به خصوص نویز برق شهر، طراحی شده است.



شکل ۴-۶: نمایی از فرآیند کلی پروژه

طبقه سوم، مربوط به ایزولاسیون (جداسازی) نوری است. در مدارها با کاربردهای پزشکی، یک طبقه عایق‌سازی بین بخش مربوط به مدارهای کنترلی متصل به برق یا باتری و بخش متصل به بدن قرار می‌گیرد. این طبقه به منظور ایمن‌سازی طراحی می‌شود تا اتصال مستقیم بین مدارات الکترونیکی و بدن انسان برقرار نشده و احتمال برق‌گرفتگی و دیگر خطرات ایجاد نشود. نکته مهم در این بخش آن است که در این مدار نیاز به عایق‌سازی آنالوگ است و نمی‌توان از اپتوکوپلرهای دیجیتال بدین منظور استفاده نمود.

طبقه بعدی یک فیلتر فعال ثانویه به منظور تقویت بیشتر سیگنال‌های باند عبور و حذف بیشتر نویزهای خارج باند است. در این قسمت فیلتر پایین گذر فعال مرتبه چهارم با فرکانس باند عبور ۱۵/۹ هرتز با بهره باند عبور ۳۰ دسی‌بل در نظر گرفته شده است.

در مرحله بعد پس از انجام فیلترسازی و تقویت سیگنال که در جهت بهبود کیفیت سیگنال EOG صورت گرفته، سیگنال حاصل شده به پایه ورودی مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) ریزپردازنده به منظور نمونه‌برداری و الگویابی و در نهایت تشخیص جهت حرکت چشم ارسال می‌شود. در مرحله نمونه‌برداری، نمونه‌ها در یک بازه خاص گرفته و مقادیر کمینه و بیشینه آن‌ها بررسی شده و طبق آن حرکت رخ داده تشخیص داده می‌شود. به منظور تست مدارها و نمایش دادن مقادیر ADC در هر لحظه، این اطلاعات بر روی LCD نیز نمایش داده شده است.

در هر مرحله، تغذیه مدارها از طریق مدار تقسیم‌کننده تأمین می‌شود. لازم به ذکر است از طبقه نخست تا طبقه عایق‌سازی نوری، تغذیه مدارها با ۴/۵ و ۴/۵- ولت و از آن نقطه به بعد به منظور قابل‌شناسایی بودن سیگنال به دست آمده برای ریزپردازنده و تأمین ولتاژ مورد نیاز برای فعال‌سازی آن (۵ ولت) از آی‌سی LM7805 که یک تثبیت‌کننده ولتاژ است استفاده شده است.

در پایان برای نشان دادن کاربرد و عملکرد این سیستم، یک چشم رباتیک طراحی و به کار گرفته شده است. این ساختار شامل دو سروو موتور به صورت بازوهای برای حرکت دادن چشم به جهت بالا/پایین و چپ/راست و دو کره به عنوان چشم بهره گرفته شده است. با توجه به تشخیص حرکات چشم اعم از حرکت به چهار جهت اصلی و همچنین پلک زدن، کره چشم رباتیک جهت حرکت چشم کاربر را دنبال می‌کند. به منظور نمایش پلک زدن هم از یک LED در هر کره چشم استفاده شده که در هنگام وقوع پلک زدن LED خاموش و روشن می‌شود. در ادامه به نحوه پیاده‌سازی هر بخش می‌پردازیم.

با توجه به روش‌های مختلف موجود برای ردیابی حرکت چشم به وسیله سیگنال EOG از لحاظ مدارها و تراشه‌های مورد استفاده و نوع پردازش، در جدول ۴-۱ به مقایسه‌ای بین برخی از روش‌های پیشنهادی با روش پیاده‌سازی شده در این پایان نامه پرداخته شده است.

جدول ۴-۱: مقایسه برخی از روش‌های پیشنهادی با ساختار پیاده‌سازی شده در این پایان‌نامه

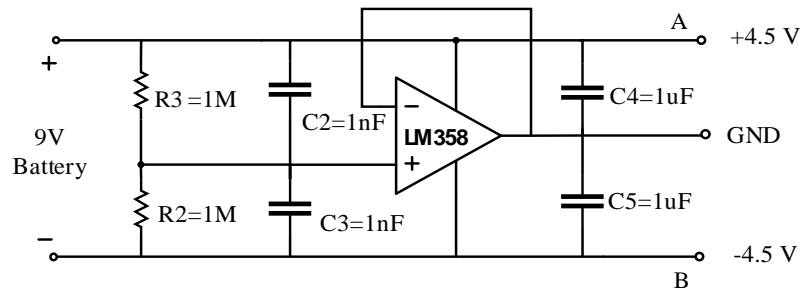
پردازش	پهنای باند (Hz)	نوع فیلتر مورد استفاده	تضعیف در فرکانس ۵۰ هرتز (dB)	نوع تقویت کننده	تقویت (dB)	
Bascom/AVR	۱/۵۹ - ۱۵/۹	LP Butterworth Sallen-Key 2 nd +4 th order	۲۵	INA121	۷۳	این پروژه
PIC	۰/۵ - ۴۰	اشاره نشده	اشاره نشده	TL072	۶۰	[۲۰]
Visual C++	۰/۱۴ - ۴۷	LP Bessel, Chebyscheff	۴۰	INA126P	۱۰۰	[۲۲]
LabVIEW Platform	۲-۴۰	LP Butterworth + Q-Notch	۲۸	INA2126	۶۵	[۲۶]

۴-۳-۱- طراحی منبع تغذیه (باتری) دوگانه^۱

از آنجاکه تغییرات سیگنال‌های EOG دوقطبی است یعنی این تغییرات هم دامنه‌ی مثبت و هم منفی دارد، برای تقویت صحیح و کامل سیگنال بدون اعوجاج نیاز به تقویت‌کننده‌هایی با منبع تغذیه مثبت و منفی است؛ بنابراین یکی از موارد ضروری استفاده از دو باتری یا منبع تغذیه دوگانه است. با توجه به اینکه در اکثر سیستم‌ها تنها یک باتری در دسترس است بنابراین برای ایجاد ولتاژهای تغذیه

¹ Dual Supply

مثبت و منفی توسط فقط یک باتری از مداری موسوم به جداکننده^۱ استفاده شده است. نقشه این مدار در شکل ۴-۷ نشان داده شده است.



شکل ۴-۷: مدار طراحی ولتاژ دوبل

در این مدار ابتدا با استفاده از دو مقاومت یکسان و ایجاد تقسیم مقاومتی ($R_{2,3}$) یک گرهی زمین در مدار ایجاد کرده‌ایم که ولتاژ گره‌های A و B نسبت به آن به ترتیب $4/5$ و $-4/5$ ولت خواهد بود. مقدار این مقاومت‌ها بزرگ انتخاب شده است تا جریان زیادی از باتری نکشد. سپس این گره توسط یک بافر ولتاژ (LM358)، بافر می‌شود تا قابلیت جریان‌دهی به بار را داشته باشد. برای کاهش نویز منبع تغذیه ورودی، به موازات مقاومت‌های ورودی و خروجی مدار خازن‌هایی قرار داده شده است. با توجه به اینکه این باتری تغذیه دیگر افزاره‌های موجود از جمله موتورها (مثلاً در ویلچر و یا در چشم رباتیک) را بر عهده دارد، برای کاهش نویز این افزاره‌ها وجود خازن‌های نام‌برده ضروری است.

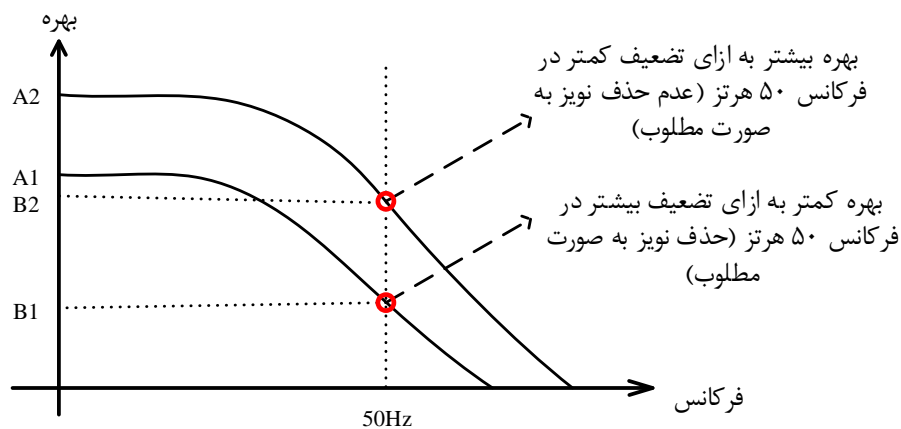
۴-۳-۲- تقویت اولیه سیگنال و حساسیت‌زدایی مدار نسبت به تغییرات

فرکانس پائین

با توجه به این که سیگنال اولیه دریافتی از طریق الکترودها بسیار ضعیف بوده و توسط مبدل آنالوگ به دیجیتال قابل شناسایی نیست، نیاز به تقویت و عملیات پیش‌پردازش دارد. همان‌طور که اشاره شد، این تقویت به دلیل حساسیت بالای سیگنال به نویز در ورودی و تقویت شدن نویز به همراه تقویت سیگنال، در دو مرحله انجام می‌شود. همان‌طور که در شکل ۴-۸ قابل ملاحظه است، با توجه به اینکه

¹ Splitter

قرار دادن بهره‌ی زیاد در اولین طبقه تقویت‌کننده (A2)، نویزهای ورودی (عموماً ۵۰ هرتز) و خارج از محدوده‌ی فرکانسی سیگنال‌های EOG را نیز شدیداً تقویت می‌کند (B2) و از آنجاکه برخی از این نویزها مانند نویز برق شهر (۵۰ هرتز) به‌طور ذاتی دامنه‌ی بسیار بزرگی دارد، بنابراین حذف آن‌ها در طبقات بعدی کار بسیار مشکلی خواهد بود و نیازمند فیلترهای بسیار تیز و با مرتبه‌ی بالا می‌باشد. از این‌رو بهره‌ی کل موردنیاز برای تقویت سیگنال‌های EOG را در چند طبقه به‌تدریج اعمال می‌کنیم و سهم بهره‌ی طبقه اول را براساس ملاحظه فوق بسیار بزرگ در نظر نخواهیم گرفت.



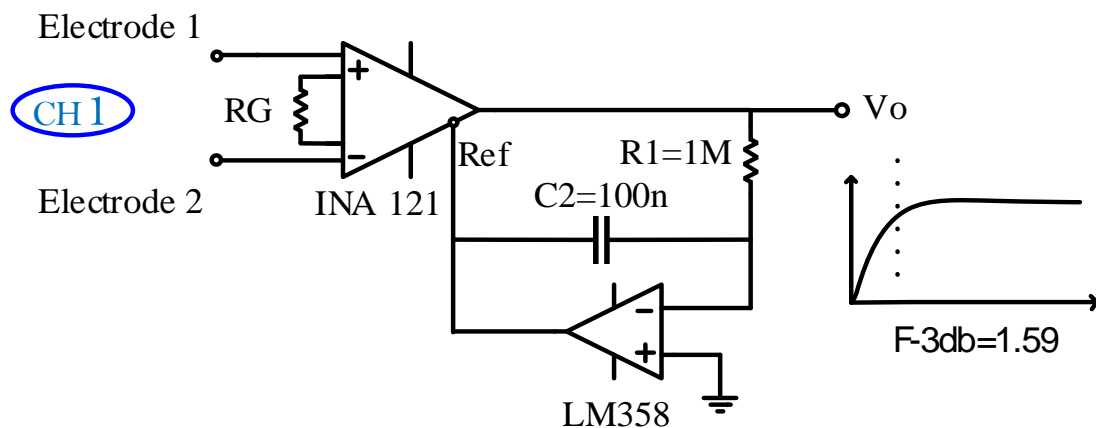
شکل ۴-۸: نمایش دلیل اعمال تقویت سیگنال در دو مرحله

در مرحله اول تقویت سیگنال، از یک تقویت‌کننده ابزار دقیق INA121 که یک تقویت‌کننده خطی با نویز ورودی کم است استفاده شده است. این تقویت‌کننده تفاضلی بوده و الکترودهای ورودی به‌صورت جفت بالا/پایین و چپ/راست در دو کانال مجزا به تقویت‌کننده‌ها اعمال می‌شود. در این تقویت‌کننده، بهره به‌صورت تابعی از مقاومت (R_g) اعمالی بین دو پایه ۱ و ۸ آن قابل تنظیم است. بهره مدار تقویت اولیه با اعمال مقاومت ۳۳۰ اهم و با استفاده از رابطه (۴-۱) که در دیتاشیت آی‌سی INA121 موجود است برابر با ۱۵۲ یا حدوداً معادل ۴۳ دسی‌بل در نظر گرفته شده است.

$$Gain = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad (۴-۱)$$

در اتصال الکترودها به چشم افراد مختلف به این نتیجه رسیدیم که مقدار اختلاف پتانسیل DC بین دو الکترودها در دو سمت چشم در هر فرد با توجه به مقاومت پوست که تمیزی و رطوبت پوست یکی

از عوامل تأثیرگذار بر آن است و نحوه اتصال الکترودها با سایر افراد ممکن است متفاوت باشد؛ یعنی در صورت اتصال محکم‌تر یا آزادتر چسب الکتروود مقدار DC متفاوت خواهد بود. البته با توجه به آنکه تقویت‌کننده مذکور یک تقویت‌کننده‌ی تمام‌تفاضلی با CMRR بسیار بزرگ (۱۰۶ دسی‌بل در بهره ۱۰۰) است، مقدار سیگنال مود مشترک الکترودهای ورودی را حذف خواهد نمود و این اختلاف‌پتانسیل در افراد مختلف مشکلی ایجاد نخواهد کرد. آنچه مشکل‌ساز است آفست‌های متفاوتی است که بین مقدار DC هر الکتروود با الکتروود دیگر وجود دارد، چون اگر تقویتهی صورت گیرد، علاوه بر مقدار سیگنال ناشی از حرکت چشم، این مقادیر آفست ورودی نیز تقویت خواهد شد. این مورد یک اختلال محسوب شده و می‌تواند با توجه به بهره زیاد و محدودیت منابع تغذیه آی‌سی‌های طبقات بعدی مدار را به اشباع برسد. برای جلوگیری از این اتفاق، در مرحله تقویت اولیه، علاوه بر تقویت سیگنال یک مدار حذف مقادیر DC نیز به کار گرفته شده است. در شکل ۴-۹ مدار کامل تقویت‌کننده ابزار دقیق به همراه یک فیلتر حذف DC طبق نمونه آن در دیتاشیت آی‌سی آمده است.



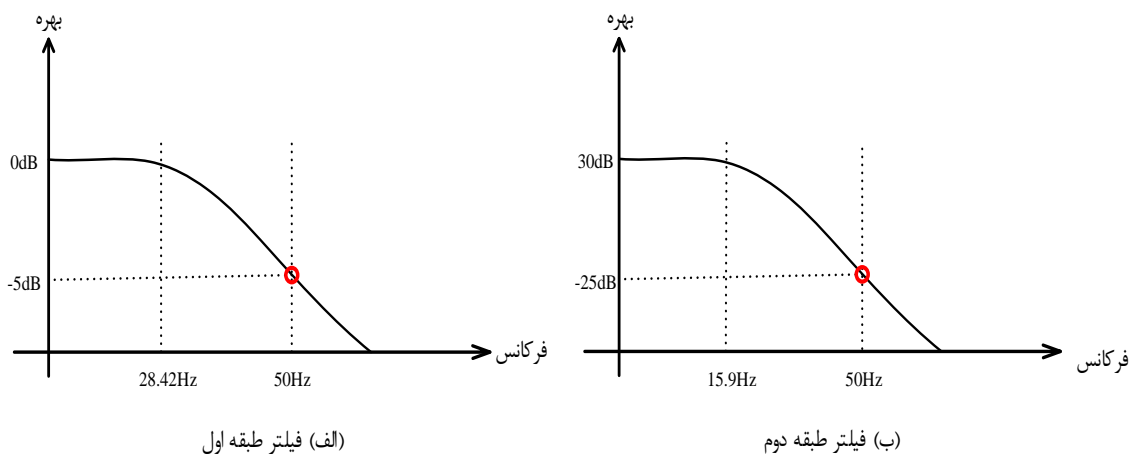
شکل ۴-۹: تقویت اولیه سیگنال به همراه فیلتر حذف DC و تغییرات فرکانس پایین

نحوه عملکرد این مدار به این صورت است که یک فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع ۳dB معادل ۱/۵۹ هرتز در حلقه فیدبک از خروجی تقویت‌کننده با بهره منفی به پایه مرجع متصل شده است. با این کار، فرکانس‌های زیر ۱/۵۹ هرتز با استفاده از حلقه فیدبک با بهره منفی به مرجع اعمال می‌شود. بدین ترتیب تغییرات زیر ۱/۵۹ هرتز از خروجی تقویت‌کننده حذف می‌شود. به عبارت دیگر تنها سیگنال‌هایی

با فرکانس بیشتر از $1/59$ هرتز از کل مدار شکل ۴-۹ عبور می‌کنند و این مدار به عنوان یک فیلتر بالا گذر با فرکانس قطع $1/59$ هرتز عمل خواهد کرد. یکی از مزایای تقویت‌کننده تمام‌تفاضلی فوق‌قابلیت حذف مد مشترک بالای آن (106 دسی‌بل در بهره 100) است که می‌تواند نویز مد مشترک موجود در هر کانال را تا حد قابل قبولی حذف نماید. یعنی در این مرحله قسمتی از نویز مد مشترک که در سطح بدن شخص (مانند نویز ناشی از تزویج خطوط برق شهر) یا در مسیر سیم‌ها وجود دارد نیز از بین می‌رود.

۳-۳-۴- فیلتر مرتبه دوم برای حذف نویز 50 هرتز برق شهر

پس از تقویت اولیه سیگنال به وسیله تقویت‌کننده ابزار دقیق، نوبت به فیلتر کردن فرکانس‌های بالا و کاهش ورود نویز به مدار می‌رسد. فیلتر کردن سیگنال نیز همانند تقویت، در دو مرحله صورت می‌گیرد. نحوه انتخاب فیلترسازی در دو مرحله در شکل ۴-۱۰ نمایش داده شده است. همانطور که در بخش قبل اشاره شد، در صورت قرار دادن تقویت زیاد در طبقه اول، نویزهای موجود نیز تقویت خواهند شد و جداسازی آن‌ها در طبقات بعدی کار آسانی نخواهد بود. به همین دلیل فیلترسازی برای تضعیف نویز در دو مرحله اعمال شده است.



شکل ۴-۱۰: اعمال فیلتر در دو مرحله

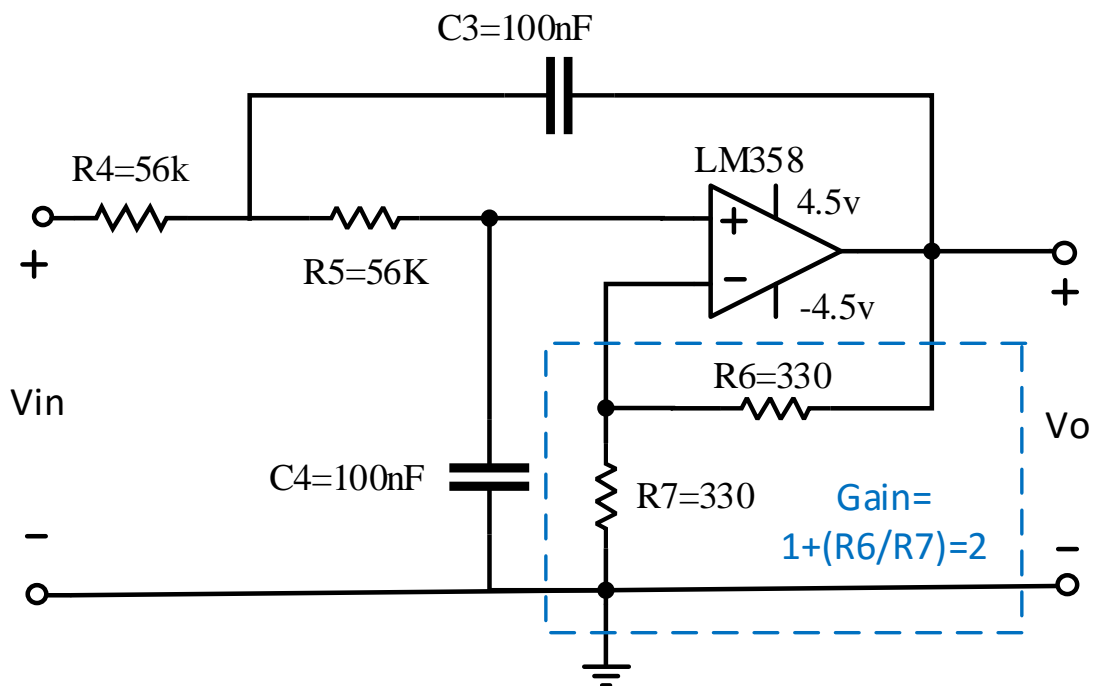
در ابتدا یک فیلتر پایین‌گذر Sallen-Key مرتبه دوم با فرکانس باند عبور $28/42$ هرتز در نظر گرفته شده است. فیلتر مذکور در شکل ۴-۱۱ نمایش داده شده است. این فیلتر بیشتر به منظور کاهش

دادن اثر نویز ۵۰ هرتز شهر به کار گرفته شده است. همچنین با در نظر گرفتن مقاومت‌های R_6 و R_7 به صورت مناسب می‌توان طبق رابطه (۲-۴) بهره باند عبور این فیلتر را به صورت مطلوب تنظیم نمود. همچنین با توجه به رابطه (۳-۴) پهنای باند عبور فیلتر قابل تنظیم است.

$$Gain = 1 + \frac{R_6}{R_7} \quad (۲-۴)$$

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{RC}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_4 C_3 R_5 C_4}} \quad (۳-۴)$$

در این پروژه مقدار این مقاومت‌ها یکسان در نظر گرفته شده است و بدین ترتیب بهره باند میانی آن برابر دو است. از آنجایی که فیلتر و المان‌های کاربردی در عمل ایده‌آل نبوده و با مقادیر اصلی اختلاف دارند، به همین دلیل اختلاف اعداد ارائه شده برای بهره و پهنای باند در عمل با محاسبات تئوری طبیعی است.



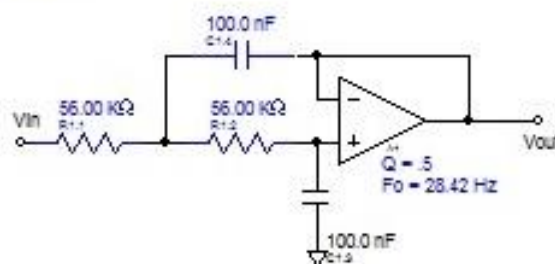
شکل ۴-۱۱: فیلتر پایین گذر مرتبه دوم

به منظور طراحی و تحلیل فیلترها از نرم‌افزار “NuHertz filter solutions” استفاده شد. این نرم‌افزار علاوه بر قابلیت‌های متنوع در خصوص تعیین نوع فیلتر از جمله اکتیو، پسیو و سویچ خازنی بودن و بالا گذر یا پایین گذر، میان گذر یا میان نگذر بودن فیلتر، با در نظر گرفتن مقادیر المان‌های

استاندارد در دسترس که قابل تنظیم به صورت دستی در قالب لیست قطعات است، نزدیک‌ترین المان‌ها را برای رسیدن به مشخصات فیلتر مطلوب پیشنهاد می‌دهد. علاوه بر موارد اشاره‌شده، قابلیت نمایش پاسخ فرکانسی فیلترها در حوزه‌های دامنه و لگاریتمی، نمایش تأخیر گروهی، نمایش فاز، تنظیم مرتبه مطلوب فیلتر مورد طراحی و همچنین تحلیل مونت کارلو و قابلیت‌های دیگری از این دست را داراست. با استفاده از تحلیل مونت-کارلو انواع فیلترها بررسی شد و با توجه به نرخ تغییرات به ازای خطای اعمالی و همچنین با در نظر گرفتن خطی بودن باند عبور، فیلتر Butterworth از نوع Sallen-key انتخاب شد. مدار پیشنهادی نرم‌افزار برای فیلتر پایین‌گذر مرتبه ۲ در شکل ۴-۱۲ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود مقاومت‌های خروجی در این مدار لحاظ نشده و بهره باند عبور فیلتر واحد (۰dB) است. مقادیر مقاومت‌ها برای فرکانس قطع حدود ۳۰ هرتز برابر با $56K\Omega$ و خازن‌ها $100nF$ است.

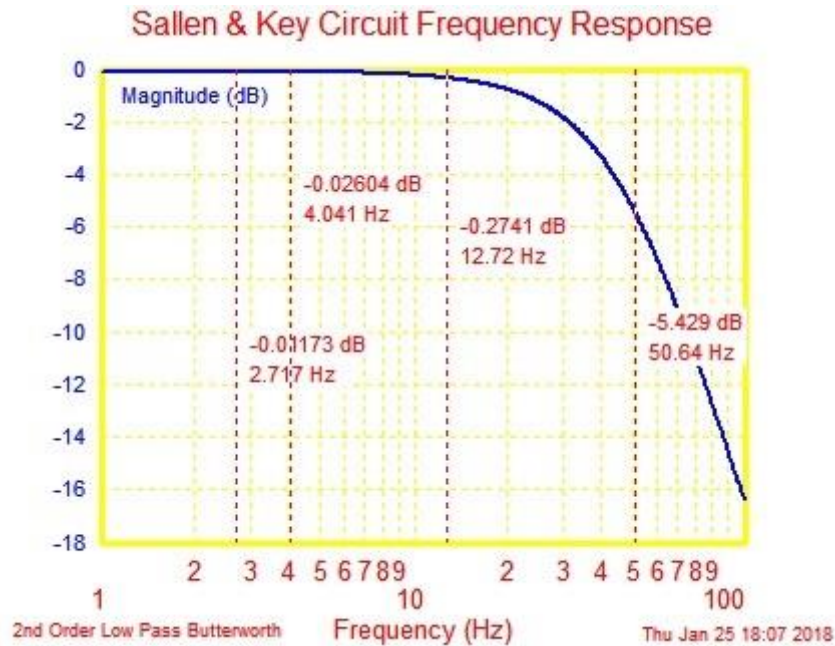
2nd Order Low Pass Butterworth

Pass Band Frequency = 24.00 Hz



شکل ۴-۱۲: مدار پیشنهادی نرم‌افزار برای فیلتر مرتبه ۲

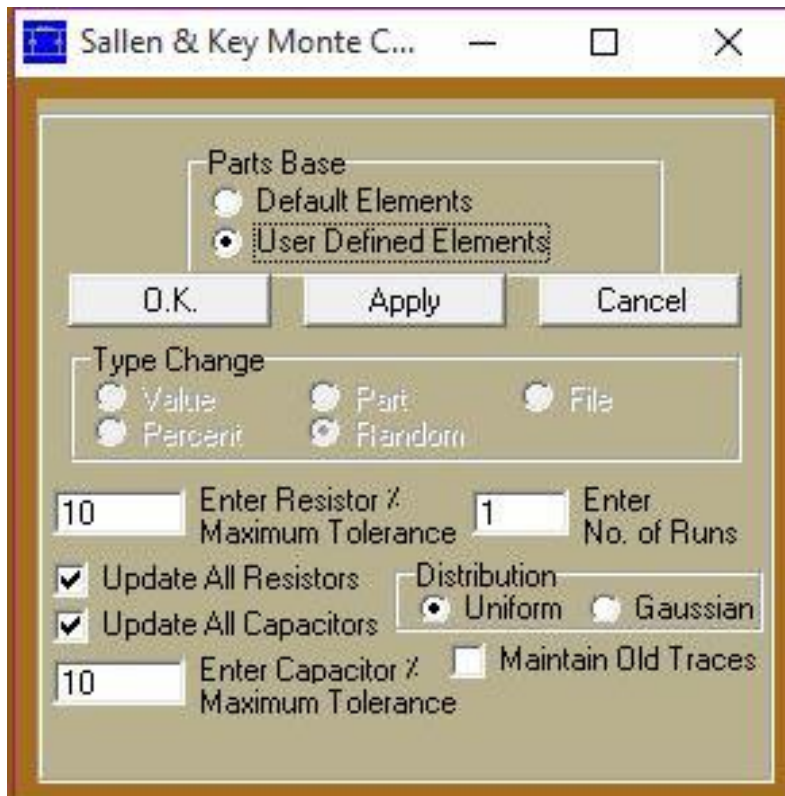
نمودار پاسخ فرکانسی این فیلتر مرتبه دوم در شکل ۴-۱۲ آمده است. مقدار تضعیف در فرکانس ۰ تا ۱۰ هرتز که باند عبور است تقریباً ۰dB است، یعنی تضعیفی ندارد و مقدار تضعیف در فرکانس ۵۰ هرتز برابر ۵dB- است.



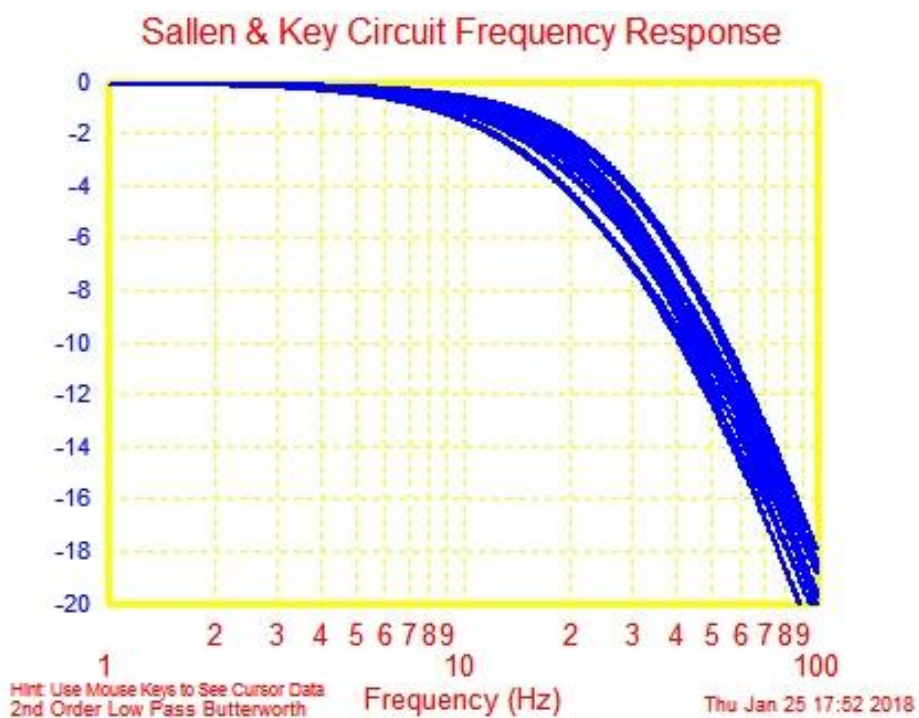
شکل ۴-۱۳: نمودار پاسخ فرکانسی فیلتر مرتبه دوم

همان‌طور که اشاره شد، این نرم‌افزار قابلیت تحلیل مونت-کارلو با تنظیم درصد خطای مقادیر المان‌ها و تعداد دفعات تکرار را داراست که طبق آن می‌توان میزان بیشینه تغییرات باند عبور و بهره فیلتر را مشاهده کرد. شکل ۴-۱۴ نمایش‌دهنده پنجره تنظیمات قابل انجام در تحلیل مونت-کارلو است. تعداد دفعات تکرار، درصد خطای المان‌ها و نوع توزیع (به‌طور مثال گوسی) از جمله تنظیمات قابل‌اعمال در پنجره تحلیل مونت-کارلو این نرم‌افزار است.

برای فیلتر مرتبه دوم مدنظر، تحلیل مونت‌کارلو به ازای ۱۰ درصد خطای المان‌ها و با ۳۰ بار تکرار با توزیع گوسی، نمودار تغییرات پاسخ فرکانسی در شکل ۴-۱۵ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نسبت تغییرات پاسخ فرکانسی به خطای المان‌ها زیاد و مخرب نیست.



شکل ۴-۱۴: پنجره تنظیمات تحلیل مونت-کارلو



شکل ۴-۱۵: نمودار تحلیل مونت-کارلو فیلتر مرتبه ۲

۴-۳-۴- عایق سازی نوری

در برخی کاربردها برای جداسازی و حفظ ایمنی بین مدارهای کنترل و بخش قدرت نیازمند انتقال اطلاعات بین دو بخش بدون ارتباط الکتریکی، مثلاً از طریق نور، می‌باشد. در افزاره‌های پزشکی نیز برای حذف ایمنی بیمار یا کاربر معمولاً نیاز به ایزولاسیون امری اجتناب‌ناپذیر است. اپتوکوپلرها^۱ معمولاً به صورت یک مدار مجتمع کوچک می‌باشند که از دو بخش اصلی تشکیل شده‌اند؛ (۱) فرستنده نوری که معمولاً یک دیود ساطع کننده نور می‌باشد و (۲) گیرنده نوری که می‌تواند یک ترانزیستور نوری^۲ یا یک دیود نوری^۳ باشد و بین این دو بخش هیچ جریان الکتریکی با مسیر اهمی وجود ندارد و کاملاً از نظر الکتریکی مجزا می‌باشند و قابلیت تحمل میدان الکتریکی بسیار بزرگی را دارند. اپتوکوپلر معمولاً یک قطعه دیجیتال یا سوئیچینگ می‌باشد و برای انتقال سیگنال‌های کنترلی دیجیتال استفاده می‌شود؛ بنابراین با توجه به ماهیت آنالوگ سیگنال‌های EOG نمی‌توان از اپتوکوپلرها برای ارسال صحیح سیگنال EOG بین انسان و دستگاه کنترلی استفاده نمود.

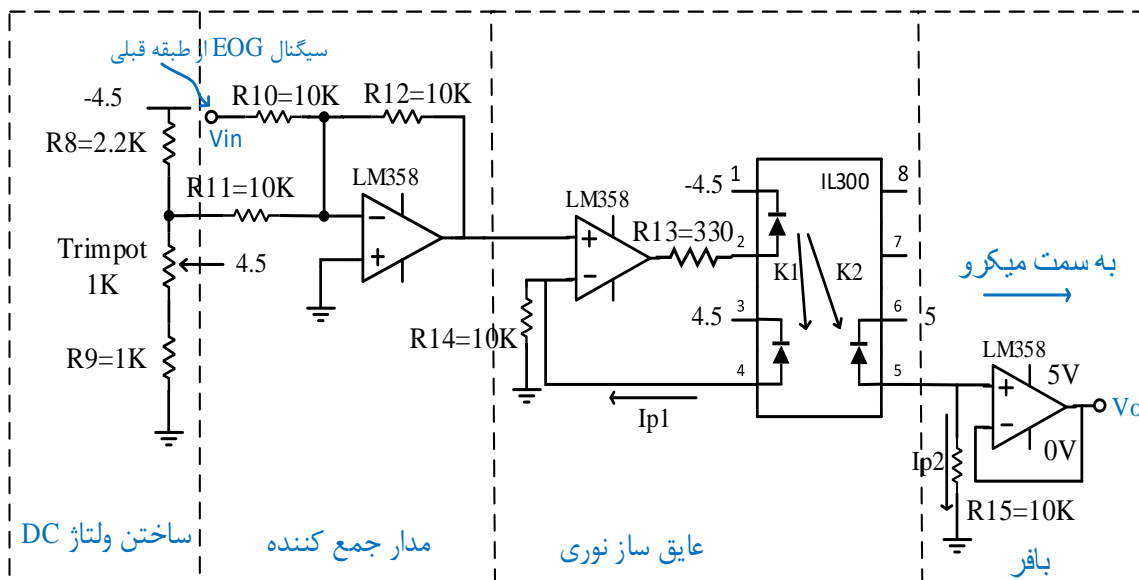
در دنیای آنالوگ، به جای اپتوکوپلر از اپتوایزولاتور یا عایق ساز نوری آنالوگ استفاده می‌شود. وظیفه این آی‌سی نیز همانند همان اپتوکوپلرها بوده، با این تفاوت که با مقادیر آنالوگ نیز می‌توان کار کرد. در مدارات با کاربردهای مهندسی پزشکی، مانند دستگاه ثبت ضربان قلب، عموماً یک طبقه بین بخش مربوط به مدارات الکترونیک متصل به برق یا باتری و بخش متصل شده به بدن قرار دارد. این طبقه به منظور ایمن‌سازی طراحی می‌شود تا اتصال مستقیم بین مدارات الکترونیکی و بدن انسان برقرار نشده و احتمال برق‌گرفتی یا تأثیرگذاری باتری بر بدن کاهش یابد. یکی از مهم‌ترین خصوصیتی که اپتوایزولاتور باید داشته باشد، خطی بودن آن است. به همین منظور در این پروژه آی‌سی IL300 که یک جداساز نوری آنالوگ با خط‌سانی بالا است، استفاده شده است. در شکل ۴-۱۶ مدار مورد استفاده برای جداسازی الکتریکی نمایش داده شده است.

¹ Optocoupler

² Photo Transistor

³ Photo Diode

همان‌طور که در شکل ۴-۱۶ مشهود است، طبقه نخست یک طبقه برای ساخت ولتاژ DC قابل تنظیم برای تغییر سطح DC سیگنال‌های EOG دریافتی از طبقه قبل است. طبق دیتاشیت آی‌سی IL300، در صورت عدم وجود ولتاژ DC کافی در ورودی دیود نوری، جریان لازم برای برقراری فیدبک فراهم نشده و مدار به‌درستی کار نخواهد کرد، بنابراین در ورودی نیاز به یک مقدار خاص DC مناسب برای عملکرد درست مدار است که این ولتاژ به‌وسیله پتانسیومتر قابل تنظیم می‌باشد. مقاومت‌های R_8 و R_9 به دلیل کمتر کردن بازه تغییر ولتاژ و همچنین جلوگیری از سوختن پتانسیومتر هنگام قرارگیری یک طرف آن در معرض ولتاژ بالا و کشیدن جریان زیاد قرار داده شده‌اند.



شکل ۴-۱۶: مدار مربوط به عایق‌سازی نوری

طبقه بعدی به‌عنوان یک جمع‌کننده، ولتاژ DC ساخته شده را به سیگنال EOG اضافه می‌کند که مقادیر مقاومت‌ها به دلیل ننگه‌داشتن بهره واحد، برابر و یکسان در نظر گرفته شده‌اند. در بخش عایق‌سازی نوری با استفاده از نور، اطلاعات منتقل می‌شوند. بدین‌صورت که یک دیود نوری در ورودی قرار دارد و سیگنال دریافتی را با ساطع کردن نور با ضرایب مختلف به دیود نوری دیگر در خروجی منتقل می‌کند، بنابراین هیچ‌گونه مسیر مستقیمی بین ورودی و خروجی برقرار نمی‌شود. همچنین با استفاده از ضرایب K_1 و K_2 که می‌توان بهره‌ای برای مدار تعیین کرد. اما در اینجا بهره مدار با تنظیم

المان‌ها واحد در نظر گرفته شده است. اگرچه همین مورد باعث ایجاد اندک تضعیفی در خروجی خواهد شد ولی قابل اغماض است و مشکلی ایجاد نمی‌کند. لازم به ذکر است به‌منظور محدود کردن جریان دیود ورودی و جلوگیری از سوختن آی‌سی، مقاومت R_{13} به‌جای $100\ \Omega$ اهم که در دیتاشیت به آن اشاره شده است، با یک مقاومت $1\ K\Omega$ جایگذاری شد.

عملکرد مدار فیدبک این طبقه بدین صورت است که دیود نوری گیرنده درصدی از جریان دیود فرستنده که I_F نام دارد را گرفته و یک سیگنال کنترل در قالب I_{p1} می‌سازد که به‌عنوان سیگنال فرمان استفاده می‌شود. پایه خروجی دیود نوری گیرنده خروجی نیز یک سیگنال خروجی در قالب I_{p2} می‌سازد که به‌صورت خطی با سیگنال فرمان ساخته شده در ارتباط است.

پایه اول آی‌سی IL300 که در واقع کاتد دیود فرستنده نوری است و این دیود باید به‌صورت مستقیم بایاس شود، به دلیل داشتن ولتاژ DC در پایه دوم که همان آند دیود است، هم می‌تواند به زمین وصل شود و هم $4/5$ - ولت. برای حصول اطمینان بیشتر برای بایاس بودن همیشگی دیود در این پروژه، پایه آند دیود ورودی به ولتاژ $4/5$ - ولت وصل شده است. لازم به ذکر است که دیودهای گیرنده می‌بایست به‌صورت معکوس بایاس شوند. به همین دلیل پایه کاتد دیود متصل به پایه‌های ۳ و ۴ آی‌سی به ولتاژ $4/5$ ولت وصل شده است.

درنهایت نیز، از آی‌سی LM358 به‌عنوان بافر ولتاژ استفاده شده است. طبقه خروجی آی‌سی IL300 توسط این بافر طبق دیتاشیت درایو شده است. به‌منظور ارسال سیگنال‌ها به میکروپروسسور و قابل‌شناسایی بودن این سیگنال توسط میکرو، ولتاژ تغذیه بافر به ۵ ولت متصل شده است. در واقع ولتاژ تغذیه از این قسمت مدار به بعد به‌جای $\pm 4,5$ و زمین، ۵ ولت و زمین خواهد بود.

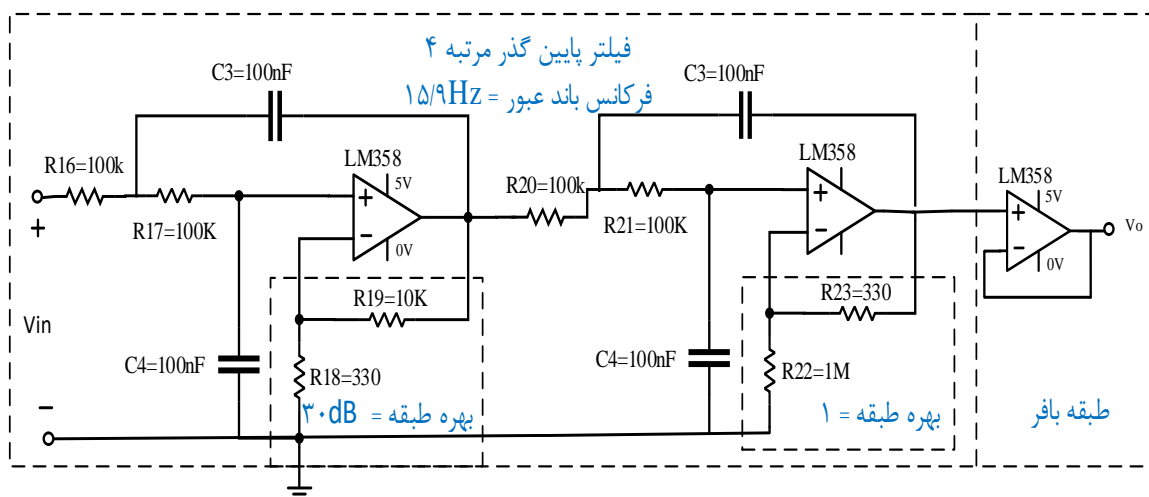
۴-۳-۵- فیلتر مرتبه چهارم به همراه بهره اضافی

به‌منظور حذف نویزهای احتمالی موجود که فیلتر اولیه مرتبه دوم قابلیت حذف یا تضعیف کافی آن‌ها را نداشته و یا پس از فیلتر اولیه مرتبه دوم را نیز به مدار وارد شده باشد، دقیقاً قبل از فرستادن

سیگنال به پایه ADC میکرو، یک فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهارم با باند عبور کمتر سر راه سیگنال قرار داده شده است. این فیلتر در واقع متشکل از دو عدد فیلتر پایین‌گذر مرتبه دوم Sallen-key بوده که باهم سری شده‌اند و با قرار دادن مقادیر المان‌های موجود پهنای باند عبور این فیلتر ۱۵/۹ هرتز در نظر گرفته شده است. مدار فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهارم در شکل ۴-۱۷ نمایش داده شده است.

نکته حائز اهمیت در این مدار افزوده شدن بهره بیشتری به سیگنال عبوری در باند عبور است. این میزان تقویت، همان‌طور که در ابتدا اشاره شد، بخش دوم از تقویت کلی سیگنال می‌باشد. این تقویت در بخش اول فیلتر (فیلتر مرتبه دوم ابتدایی) از طریق انتخاب مناسب مقاومت‌های خروجی طبق رابطه (۴-۴) زیر اعمال شده است.

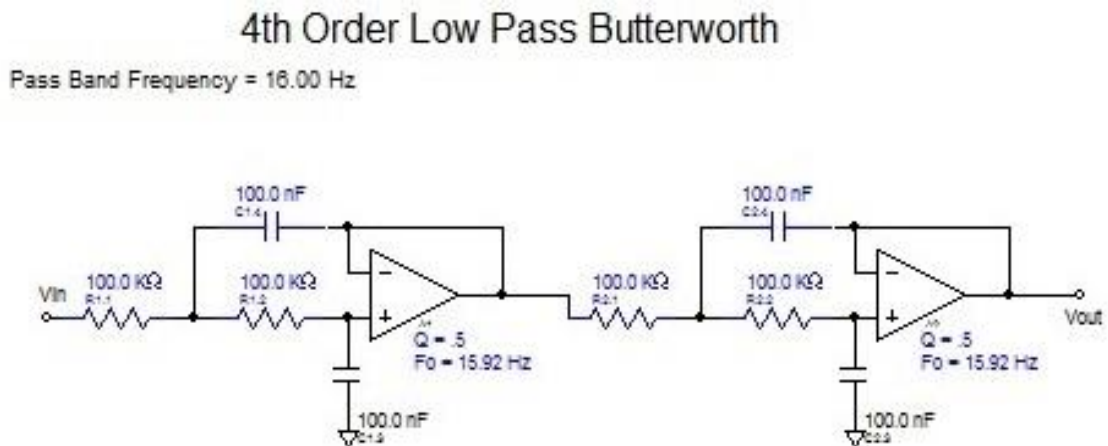
$$Gain = 1 + \frac{R_{19}}{R_{18}} \quad (4-4)$$



شکل ۴-۱۷: فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهارم Sallen-key

بخش دوم فیلتر نیز به همین صورت با بزرگ قرار دادن مقاومت R22 در برابر R23 بهره‌ای تقریباً برابر ۱ دارد تا در مجموع با در نظر گرفتن بهره ۳۰ دسی‌بل برای قسمت اول و بهره واحد برای قسمت دوم، بهره‌ای به اندازه ۳۰ دسی‌بل به کل سیگنال اعمال شود. اگرچه وجود مقاومت ۱MΩ به مدار امپدانس خروجی بالایی می‌دهد ولی برای اطمینان در جلوگیری از مسائل مربوط به بارگذاری، در طبقه آخر از یک LM358 با حلقه فیدبک منفی به‌عنوان بافر ولتاژ استفاده شده است.

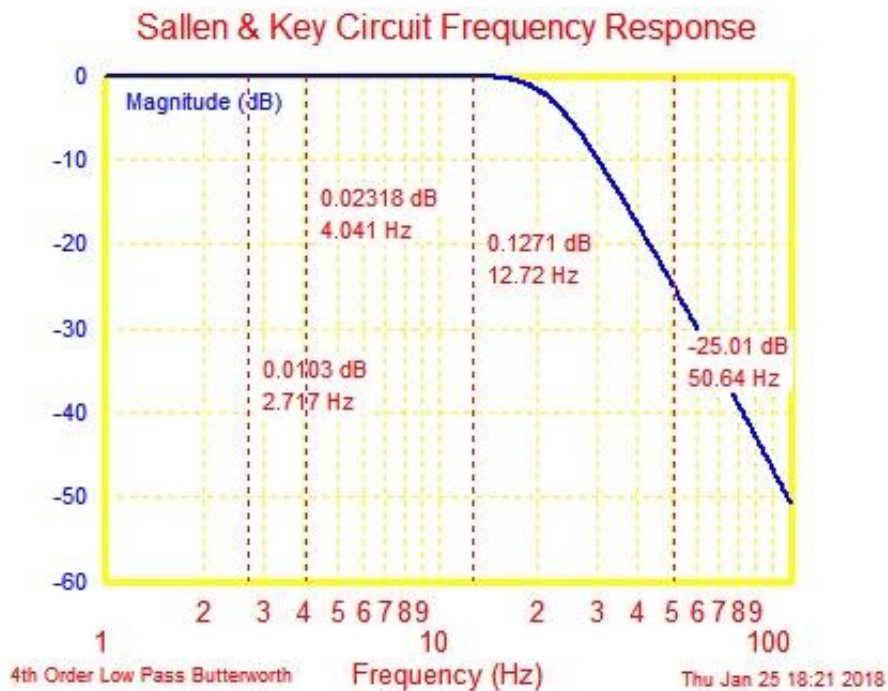
مدار پیشنهادی نرم‌افزار برای فیلتر پایین گذر مرتبه ۴ در شکل ۴-۱۸ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود مقاومت‌های خروجی در این مدار لحاظ نشده و بهره باند عبور فیلتر واحد (۰dB) است. به‌منظور به دست آوردن فرکانس قطع ۱۶ هرتز، مقادیر پیشنهادی نرم‌افزار برای مقاومت‌ها برابر با $100\text{K}\Omega$ و خازن‌ها 100nF است. با اعمال این المان‌ها، فرکانس قطع فیلتر 15.9 هرتز می‌شود.



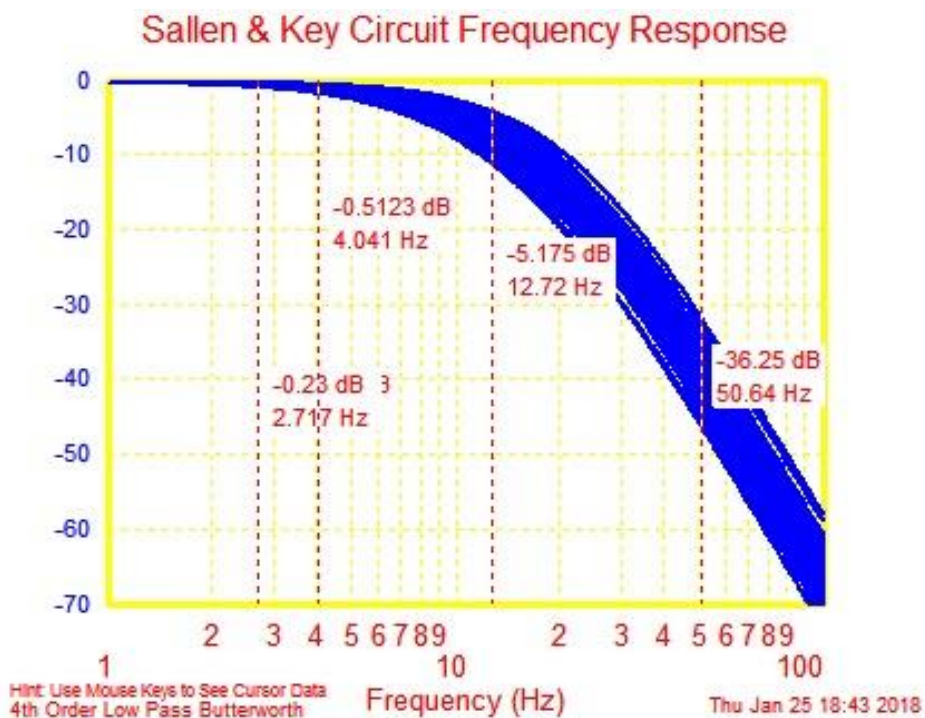
شکل ۴-۱۸: مدار پیشنهادی نرم‌افزار برای فیلتر مرتبه ۴

نمودار پاسخ فرکانسی این فیلتر مرتبه چهارم در شکل ۴-۱۹ آمده است. مقدار تضعیف در فرکانس ۰ تا ۱۰ هرتز که باند عبور است تقریباً ۰dB است، یعنی تضعیفی ندارد و مقدار تضعیف در فرکانس ۵۰ هرتز برابر -25dB است که البته در عمل با افزودن بهره به باند عبور با اضافه کردن مقاومت‌های خروجی، این تضعیف بیشتر نمایان خواهد بود.

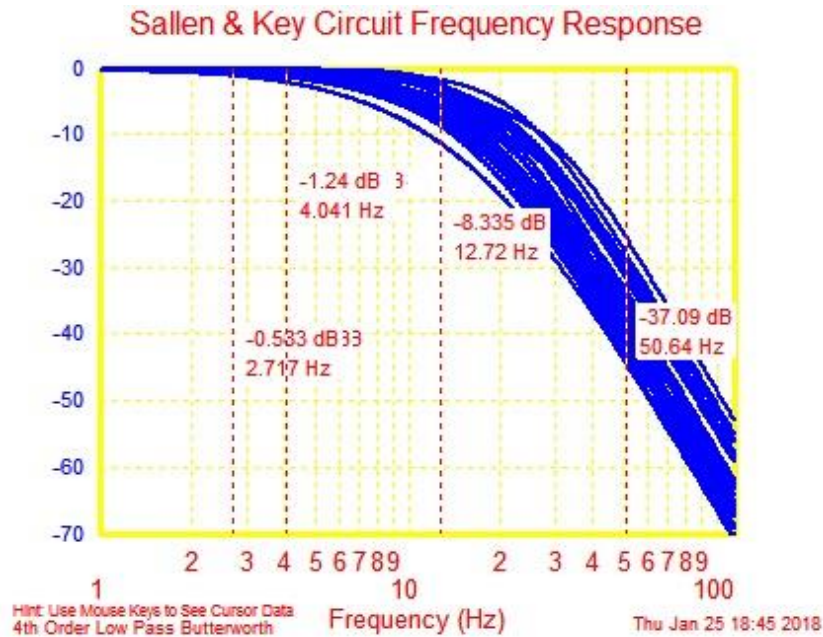
برای فیلتر مرتبه چهارم مدنظر، با انجام تحلیل مونت کارلو به ازای ۱۰ درصد خطای المان‌ها و با ۳۰ بار تکرار با توزیع گوسی، نمودار تغییرات پاسخ فرکانسی در شکل ۴-۲۰ آمده است. همچنین تحلیل مونت کارلو به ازای ۲۰ درصد خطای المان‌ها و با ۳۰ بار تکرار با توزیع گوسی نیز انجام گرفته است که در شکل ۴-۲۱ نمایش داده شده است.



شکل ۴-۱۹: نمودار پاسخ فرکانسی فیلتر مرتبه چهارم



شکل ۴-۲۰: نمودار تغییرات پاسخ فرکانسی در تحلیل مونت-کارلو با ۱۰٪ خطا فیلتر مرتبه ۴



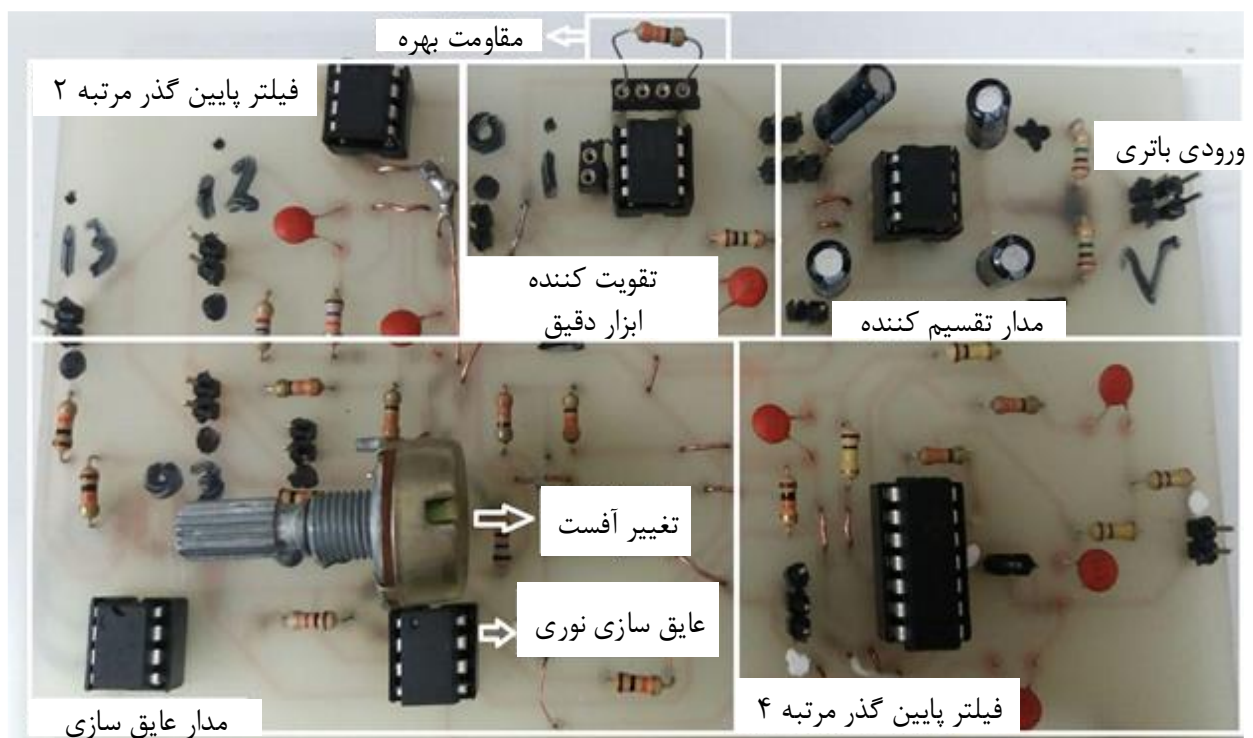
شکل ۴-۲۱: نمودار تغییرات پاسخ فرکانسی در تحلیل مونت-کارلو با ۲۰٪ خطا فیلتر مرتبه ۴

لازم به ذکر است که به منظور حصول اطمینان نهایی از حذف نویزهای مزاحم به خصوص نویز ۵۰ هرتز برق شهر، در صورت نیاز می‌توان از یک فیلتر میان‌گذر^۱ با فرکانس مرکزی ۵۰ هرتز نیز بهره برد. این فیلتر باید به صورتی طراحی شود که فرکانس‌های پایین‌تر از ۵۰ هرتز که مربوط به سیگنال اصلی است بدون تضعیف باقی بماند و تنها فرکانس ۵۰ هرتز فیلتر شود، بنابراین به فیلتر تیزتری نیاز خواهد بود.

به‌عنوان نتیجه‌گیری از کل عملیات انجام‌شده بر روی سیگنال از ابتدا می‌توان بیان کرد که سیگنال نهایی در واقع حاصل دو تقویت کلی، ۴۳ و ۳۰ دسی‌بل، مجموعاً معادل ۷۳ دسی‌بل (بدون در نظر گرفتن بهره فیلتر مرتبه ۲ که به منظور پوشش دادن تضعیف‌های احتمالی ناشی از عدم ایده‌آل بودن مقادیر المان‌ها است) است. همچنین طبق فیلترسازی‌های انجام گرفته، بازه فرکانسی یا باند عبور فرکانسی از ۱/۵۹ هرتز تا ۱۵/۹ هرتز در نظر گرفته شده است. حال با داشتن این اطلاعات، سیگنال حاصل‌شده به پایه ADC میکروکنترلر برای نمونه‌برداری و تفسیر ارسال می‌شود.

¹ Notch Filter

در شکل ۴-۲۲ شمای کلی سخت‌افزار سیستم طراحی شده برای یک کانال بر روی PCB نمایش داده شده است. پین‌های دوتایی مشخص‌کننده ورودی و خروجی‌های مدار هستند که در ابتدا به‌منظور تست طبقات به‌صورت مجزا در نظر گرفته شده و سپس با کابل‌های رابط خروجی هر طبقه به ورودی طبقه بعد متصل شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در قسمت راست بالا شاهد مدار مولد ولتاژ دوپل هستیم که ولتاژ باتری ۹ ولت را به ولتاژهای دوپل ۴,۵- و ۴,۵ و زمین تبدیل می‌کند. در قسمت میانی بالای شکل بخش تقویت اولیه سیگنال توسط تقویت‌کننده ابزار دقیق INA121 و در قسمت چپ بالا فیلتر پایین‌گذر مرتبه ۲ قابل مشاهده است. در پایین شکل و سمت چپ مدار ایزولاتور قرار گرفته و پتانسیومتری که به‌وسیله آن مقدار ولتاژ DC یا همان مرجع مقایسه قابل تغییر است قابل مشاهده است؛ و در نهایت فیلتر پایین‌گذر مرتبه ۴ که در پایین شکل سمت راست قرار گرفته است.



شکل ۴-۲۲: شمای کلی سیستم ساخته شده بر روی PCB

۴-۳-۶- ارسال سیگنال به ADC میکروپروسسور

یکی از بخش‌های کاربردی در پروژه‌های الکترونیک آنالوگ، بحث تبدیل سیگنال آنالوگ به یک سیگنال دیجیتال برای قابل‌شناسایی بودن توسط واحد پردازشگر است. در این پروژه از ATmega32 که از میکروکنترلرهای AVR می‌باشد استفاده شده است. میکرو ATmega32 دارای یک درگاه (پورت) کامل (۸ پایه) مبدل آنالوگ به دیجیتال است که می‌تواند به صورت تکی مورد استفاده قرار گیرد. به دلیل وجود دو کانال در این پروژه از دو پایه مبدل آنالوگ به دیجیتال ATmega32 که در پورت A آن قرار دارد استفاده شده است. پایه A.0 برای کانال عمودی و پایه A.1 برای کانال افقی به کار گرفته شده است.

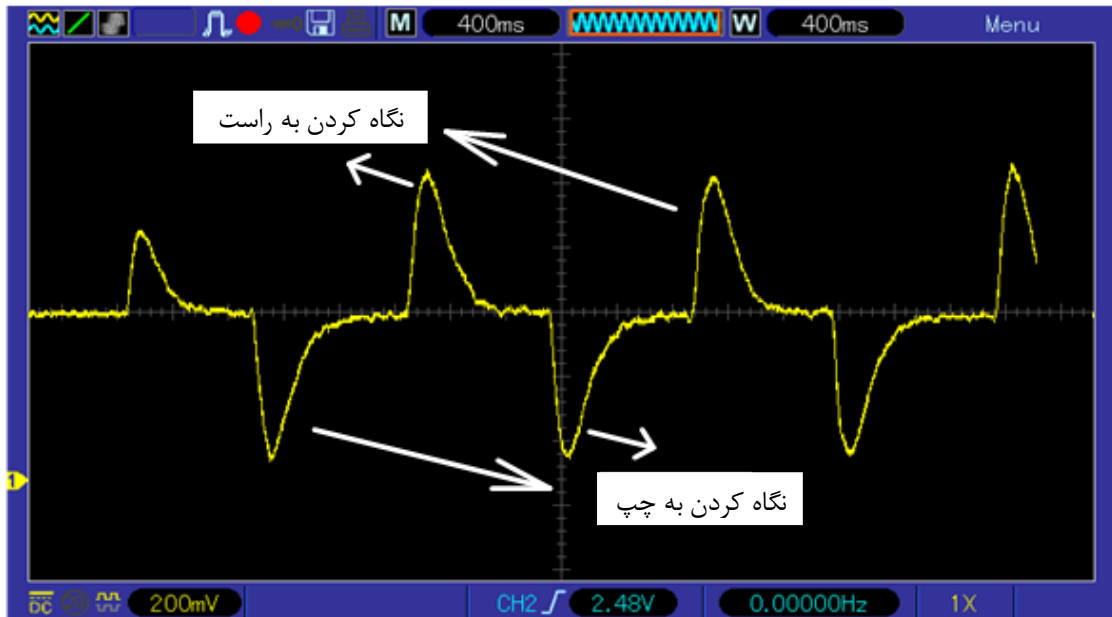
با اتصال خروجی طبقه قبل، یعنی خروجی بافر فیلتر مرتبه چهارم، در هر کانال به پایه‌های مبدل در میکروپروسسور امکان نمونه‌برداری و درنهایت تشخیص جهت حرکت چشم فراهم می‌گردد. به منظور داشتن دقت بالاتر، ولتاژ مرجع مبدل آنالوگ به دیجیتال در ATmega32، از ولتاژ بندگپ داخلی، یعنی ۲/۵۶۷، استفاده شده است. این مقدار با توجه به عدم عبور سیگنال دریافتی از ۲/۵۶ ولت در نظر گرفته شده است و در صورت تقویت بیشتر سیگنال به طوری که مقدار ماکسیمم سیگنال دریافتی در یکی از حالات حرکت چشم پس از تقویت از این مقدار عبور کند می‌بایست ولتاژ مرجع بزرگ‌تری به صورت خارجی اعمال گردد.

۴-۳-۷- سیگنال‌های EOG به دست آمده به صورت عملی ناشی از حرکات مختلف چشم

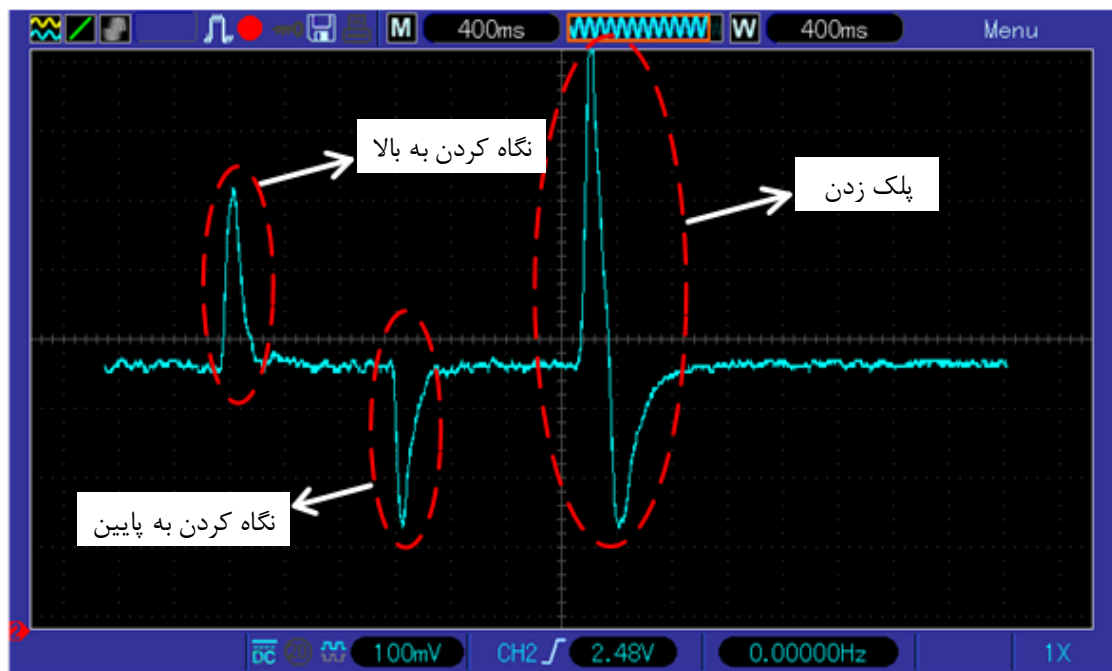
برای تست مدارها، خروجی هر طبقه به صورت جداگانه آزمایش شده و با اسیلوسکوپ شکل موج‌های حاصل شده بررسی شد. همان‌طور که در قسمت‌های قبل اشاره شد، گرفتن سیگنال با استفاده از الکترودها در دو کانال انجام می‌گیرد، کانال افقی برای تشخیص حرکت به چپ و راست و کانال عمودی برای تشخیص حرکت به سمت بالا و پایین است. سیگنال‌های به دست آمده به ازای هر حرکت در ادامه آمده و به تفصیل بررسی شده است.

شکل ۴-۲۳ نمایانگر خروجی کانال اول (افقی) است که مربوط به سیگنال‌های ناشی از حرکت چشم به سمت چپ و راست می‌باشد و شکل ۴-۲۳ سیگنال‌های کانال دوم (عمودی) است که ناشی از حرکت چشم به جهت بالا و پایین و پلک زدن است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سیگنال‌های ناشی از نگاه کردن به سمت راست و بالا، و نگاه کردن به سمت چپ و پایین با توجه به نوع اتصال الکترودها، به یک صورت اما در دو کانال متفاوت هستند. الکتروود مثبت کانال اول به بالای چشم و کانال دوم به سمت راست صورت متصل شده است و همچنین الکتروود منفی کانال اول به پایین چشم و در کانال دوم به سمت چپ صورت متصل شده است. به همین دلیل با توجه به موقعیت دوقطبی چشم، افزایش سیگنال را برای نگاه کردن به بالا و راست و کاهش سیگنال را برای نگاه کردن به پایین و چپ شاهد هستیم.

همان‌طور که در بخش معرفی سیگنال‌های چشم اشاره شد، سیگنال مربوط به پلک زدن ناشی از سیگنال EOG نبوده و در اثر حرکت ماهیچه پلک در دو جهت باز و بسته شدن چشم است. به همین دلیل است که در نمایشگر اسیلوسکوپ هنگام وقوع پلک، یک قله در جهت مثبت و یک فرورفتگی در جهت منفی ایجاد می‌شود که قسمت اولیه (مثبت) مربوط به بستن چشم و قسمت ثانویه (منفی) مربوط به بازکردن چشم است. همان‌طور که در شکل ۴-۲۳ مشاهده می‌شود، دامنه سیگنال ناشی از پلک زدن در قسمت اول بیشتر از نگاه کردن چشم به جهت بالا بوده و همین مورد یکی از راه‌های تشخیص دادن رخداد پلک از وقوع جهات بالا و پایین است.



شکل ۴-۲۳: سیگنال‌های ناشی از حرکت چشم به سمت چپ و راست (کانال ۱)



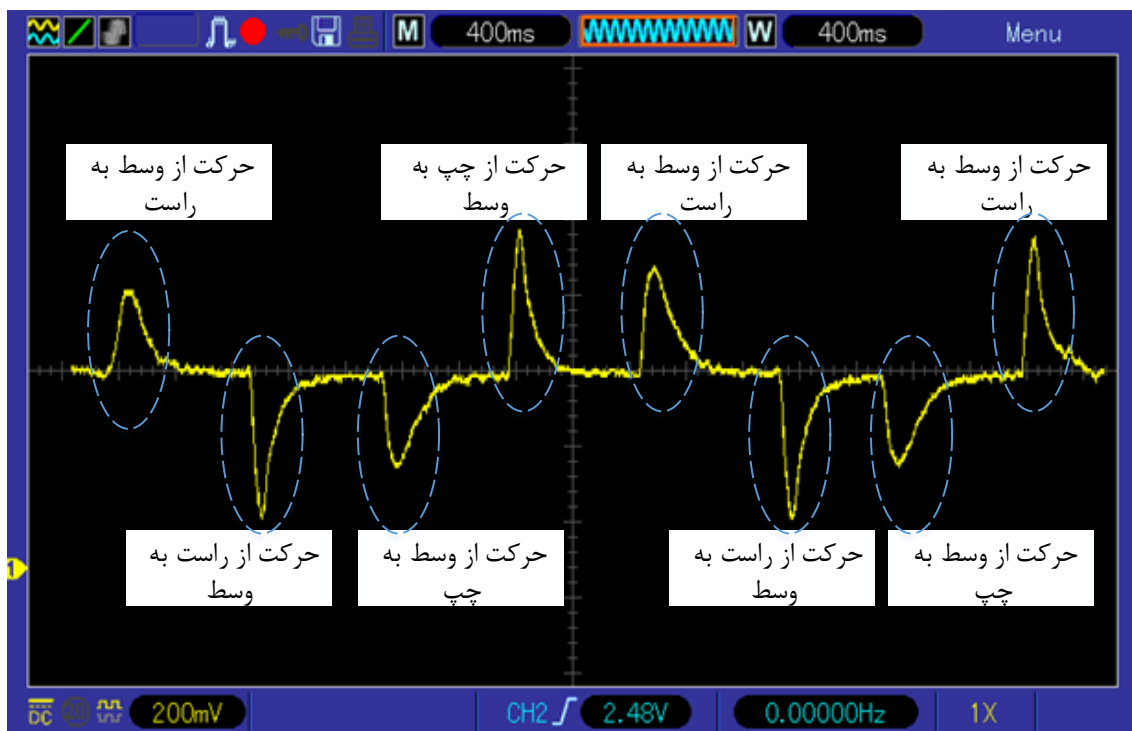
شکل ۴-۲۴: سیگنال‌های ناشی از حرکت چشم به سمت بالا و پایین در کنار سیگنال ناشی از پلک زدن (کانال ۲)

در شکل ۴-۲۵ به ترتیب سیگنال‌های مربوط به نگاه کردن از چپ به وسط، از وسط به چپ، از راست به وسط و از وسط به راست نمایش داده شده است. هدف از نمایش این سیگنال‌ها، مشاهده تفاوت دامنه بین نگاه کردن از مرکز به یکی از جهات (به‌عنوان مثال راست) در شکل ۴-۲۵ و نگاه کردن

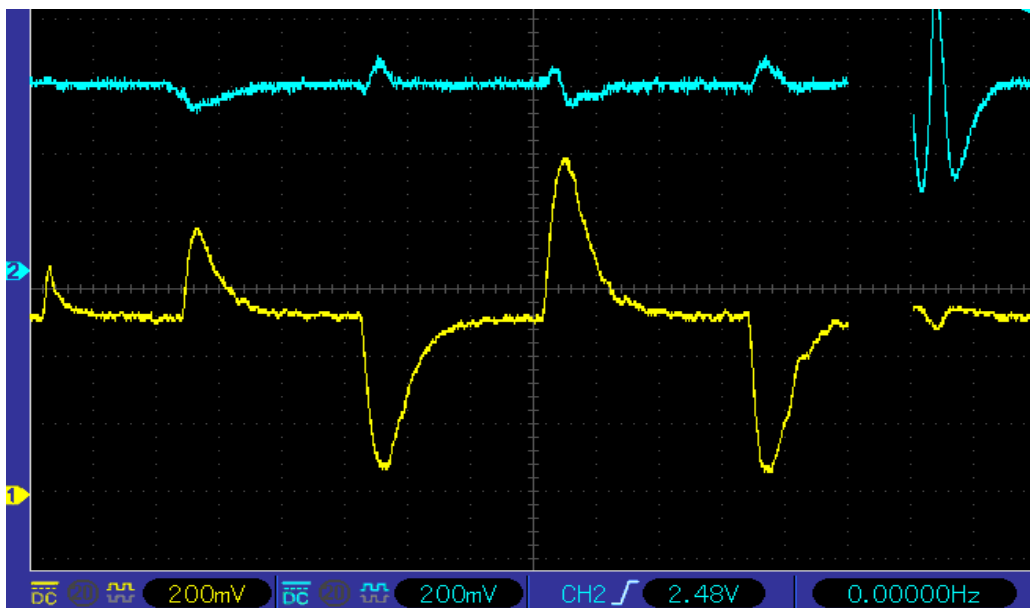
از یک جهت (مانند چپ) به سمت مخالف (مانند راست) در شکل ۴-۲۳ است. واضح است که دامنه سیگنال EOG خروجی وابسته به میزان زاویه جابجایی کره چشم به طرفین می‌باشد.

با توجه به شکل ۴-۲۵ می‌توان دریافت نگاه کردن از جهات مختلف به مرکز سیگنال قوی‌تری (دامنه بیشتر) نسبت به نگاه کردن از مرکز به جهات مختلف ایجاد می‌کند. دلیل این مورد این است که در نگاه کردن از جهات به مرکز، چشم دقیقاً در مرکز متوقف نشده و اندکی از مرکز عبور می‌کند، در واقع زاویه حرکت چشم بیشتر می‌شود.

لازم به ذکر است که حرکت چشم در یک راستا و یک کانال بر روی کانال دیگر نیز تأثیرگذار است. به‌عنوان مثال حرکت چشم در راستای افقی (کانال ۱) بر حرکت چشم در راستای عمودی (کانال ۲) تأثیرگذار است. شکل ۴-۲۶ تأثیر حرکت چشم در هنگام حرکت در راستای افقی بر سیگنال حاصل شده در کانال عمودی را نمایش می‌دهد.



شکل ۴-۲۵: نگاه کردن به ترتیب از وسط به راست، از راست به وسط، از وسط به چپ، چپ به وسط، و ...



شکل ۴-۲۶: نمایش تأثیر حرکت چشم در راستای افقی بر کانال عمودی

همان‌طور که در شکل ۴-۲۷ مشاهده می‌شود، پلک‌زدن که در کانال عمودی (کانال ۲) ثبت می‌شود تأثیر به‌خصوصی بر کانال افقی (کانال ۱) ایجاد نمی‌کند. این درحالی‌است که همان‌گونه که نشان داده شد، نگاه کردن در راستای افقی بر روی کانال عمودی تأثیرگذار است. یکی از دلایل این تأثیر غیرمتقابل، به متفاوت بودن نحوه نگاه کردن چشم هنگام حرکت به سمت چپ/راست و بالا/پایین مربوط می‌شود.



شکل ۴-۲۷: نمایش تأثیر پلک‌زدن بر روی کانال افقی

۴-۳-۸- نمونه برداری و الگویابی به منظور تشخیص جهت حرکت چشم

به منظور تشخیص جهت حرکت چشم توسط سیگنال دریافتی، فرآیند نمونه برداری و سپس الگویابی انجام گرفته است. با توجه به شکل موج سیگنال‌های حاصل شده بر روی اسیلوسکوپ برای هر کدام از جهات مختلف و سیگنال ناشی از پلک زدن و همچنین با توجه به فیلتر تعبیه شده که تقریباً از فرکانس $1/59$ هرتز بالاتر را عبور می‌دهد، بیشینه بازه نمونه برداری حدود 500 میلی ثانیه در نظر گرفته شده است. این نمونه برداری با توجه به فرکانس کلاک تعداد خاصی نمونه می‌گیرد که به وسیله تخمین تعداد نمونه‌های بیشینه و کمینه می‌توان الگوی مناسبی برای تشخیص جهت حرکت چشم ارائه کرد. از این مرحله به بعد، نوبت به برنامه‌نویسی برای تشخیص جهت و پلک زدن می‌رسد.

جدول ۴-۲ نتایج عددی به دست آمده برای هریک از حرکات چشم به سمت‌های بالا/راست و پایین/چپ و همچنین پلک زدن در آزمایش‌های عملی متعدد در این پروژه را نمایش می‌دهد. آزمایش به صورت عملی بر روی 20 نفر انجام شد و طبق گزارش‌های بدست آمده و همان‌طور که در نمونه‌هایی در شکل‌های ۴-۲۱ و ۴-۲۲ مشاهده می‌شود، مقدار میانگین بیشینه دامنه سیگنال‌های EOG در این مدار برای نگاه کردن به جهت بالا در کانال ۲ (یا راست در کانال ۱) تقریباً 200 میلی ولت اندازه‌گیری شده است، این در حالی است که میزان کمینه سیگنال از مقدار ولتاژ DC تنظیم شده کم‌تر نمی‌شود. به همین صورت برای سیگنال‌های ناشی از نگاه کردن به جهت پایین در کانال ۲ و یا چپ در کانال ۱ میزان میانگین کمینه 200 - میلی ولت و بدون قله ولتاژی در قسمت مثبت سیگنال بالاتر از مقدار DC را خواهیم داشت (معکوس سیگنال ناشی از نگاه کردن به سمت بالا/راست). اما شرایط برای پلک‌زدن متفاوت است، از آنجاکه پلک‌زدن ناشی از حرکت ماهیچه (EMG) پلک چشم است و نه سیگنال EOG چشم، در هنگام وقوع پلک سیگنال حاصله شامل دو بخش است، بخشی مربوط به بستن چشم و بخشی مربوط به بازکردن دوباره چشم خواهد بود. همان‌طور که در شکل ۴-۲۴ نشان داده شده است، طبق انتظار یک قله مثبت و در پی آن یک دره منفی هنگام وقوع پلک‌زدن اتفاق می‌افتد. طبق آزمایش‌های انجام شده بر روی افراد مختلف مقدار میانگین برای بیشینه این سیگنال حدود 400 میلی‌ولت و مقدار

میانگین کمینه آن حدود ۲۰۰- میلی‌ولت در آزمایش‌ها اندازه‌گیری شده‌است. اعداد یه دست آمده به صورت کامل در جدول ۴-۲ نمایش داده شده است.

جدول ۴-۲: مقادیر بیشینه و کمینه دامنه سیگنال حاصل شده

نمونه	بیشینه پلک	کمینه پلک	بالا	پایین	راست	چپ
۱	۰/۳۱	-۰/۱۵	۰/۱۸	-۰/۱۷	۰/۱۸	-۰/۱۷
۲	۰/۴	-۰/۱۶	۰/۲	-۰/۲	۰/۱۸	-۰/۱۸
۳	۰/۳۸	-۰/۱۸	۰/۱۹	-۰/۱۷	۰/۱۸	-۰/۱۷
۴	۰/۳۶	-۰/۱۲	۰/۱۷	-۰/۱۶	۰/۲	-۰/۱۷
۵	۰/۳۵	-۰/۱۳	۰/۱۷	-۰/۱۷	۰/۲	-۰/۱۸
۶	۰/۳۷	-۰/۱۵	۰/۱۸	-۰/۱۷	۰/۱۸	-۰/۱۷
۷	۰/۳۴	-۰/۱۷	۰/۱۷	-۰/۱۶	۰/۱۷	-۰/۱۶
۸	۰/۳۶	-۰/۱۴	۰/۱۸	-۰/۱۶	۰/۱۶	-۰/۱۵
۹	۰/۳۹	-۰/۱۸	۰/۲	-۰/۲	۰/۱۷	-۰/۱۶
۱۰	۰/۴	-۰/۲	۰/۲۱	-۰/۲	۰/۲	-۰/۱۹
۱۱	۰/۳۸	-۰/۲۱	۰/۲	-۰/۱۸	۰/۲	-۰/۲
۱۲	۰/۴	-۰/۱۸	۰/۲۱	-۰/۲	۰/۲	-۰/۲
۱۳	۰/۳۷	-۰/۱۷	۰/۱۶	-۰/۱۵	۰/۱۸	-۰/۱۷
۱۴	۰/۳۶	-۰/۱۴	۰/۱۸	-۰/۱۸	۰/۱۷	-۰/۱۶
۱۵	۰/۳۲	-۰/۱۳	۰/۱۷	-۰/۱۸	۰/۱۸	-۰/۱۷
۱۶	۰/۳۷	-۰/۱۵	۰/۱۸	-۰/۱۷	۰/۱۸	-۰/۱۶
۱۷	۰/۴۲	-۰/۲۱	۰/۲	-۰/۲	۰/۲	-۰/۱۸
۱۸	۰/۳۸	-۰/۱۸	۰/۱۸	-۰/۱۶	۰/۱۸	-۰/۱۸
۱۹	۰/۳۹	-۰/۱۸	۰/۲	-۰/۱۸	۰/۱۸	-۰/۱۸
۲۰	۰/۳۸	-۰/۱۷	۰/۱۷	-۰/۱۷	۰/۱۷	-۰/۱۶
بیشینه دامنه	۰/۴۲	-۰/۲۱	۰/۲۱	-۰/۲	۰/۲	-۰/۲
کمینه دامنه	۰/۳۱	-۰/۱۲	۰/۱۶	-۰/۱۵	۰/۱۶	-۰/۱۵
میانگین	۰/۳۷۱۵	-۰/۱۶۵	۰/۱۸۵	-۰/۱۷۷	۰/۱۸۳	-۰/۱۷۳
واریانس	۰/۰۲۷۱۹۸	۰/۰۲۶۰۶	۰/۰۱۵	۰/۰۱۶	۰/۰۱۲۶	۰/۰۱۳۴
* مقادیر بر حسب ولت بیان شده است.						

همچنین همان‌طور که در شکل‌های ۴-۲۴ و ۴-۲۳ قابل مشاهده است، بیشترین دوره زمانی سیگنال‌های ناشی از حرکات مختلف چشم و همین‌طور پلک‌زدن همان‌طوری که انتظار می‌رفت از حد ۵۰۰ میلی‌ثانیه فراتر نمی‌رود. این نتیجه این امکان را فراهم می‌آورد تا در نمونه‌برداری، تعیین الگو و تشخیص جهت حرکت بازه زمانی موردنیاز از وقوع اتفاق تا زمان لازم برای تشخیص درست جهت حرکت چشم مشخص باشد.

در فرآیند برنامه‌نویسی این پروژه همان‌طور که اشاره شد از میکروکنترلر AVR با کامپایلر Bascom/AVR استفاده شده است. به‌منظور شناسایی وقوع حرکت، اولین مرحله انجام کالیبراسیون است. به این صورت که در هنگام اتصال الکترودها به چهار جهت چشم و راه‌اندازی مدار، مقدار سیگنال EOG مربوط به بی‌حرکتی چشم در پایه‌های میکرو در یک بازه زمانی خوانده شده و میانگین این مقادیر به‌عنوان سطح DC سیگنال ثبت شده است. در این بازه از کاربر خواسته می‌شود تا چشم خود را بسته یا بی‌حرکت نگه دارد، این مقدار DC به‌عنوان سطح مقایسه یا مرجع برای احتمال وقوع هر نوع حرکتی انتخاب می‌شود. در هر لحظه مقدار ADC خوانده‌شده و در صورتی که مقدار ADC خوانده‌شده از مقدار مرجع به اندازه خاصی (آستانه حساسیت) اختلاف داشته باشد، به این معنی است که اتفاقی رخ داده است. لازم به ذکر است که به دلیل وجود دو کانال، نیاز است دو پایه ورودی مبدل (پایه‌های A.0 و A.1 میکرو) به‌صورت هم‌زمان بررسی شود.

در شکل ۴-۲۸ نواحی ساخته شده به‌وسیله نقاط آستانه در نظر گرفته شده برای هر اتفاق مشخص شده است. حرف a برای نمایش عدد آستانه بیشینه سیگنال پلک، b برای نمایش بیشینه آستانه سیگنال نگاه کردن به بالا، c برای کمینه آستانه سیگنال‌های نگاه کردن به پایین و همچنین پلک زدن، m برای آستانه وقوع اتفاقی در جهت مثبت (نگاه کردن به راست در کانال ۱ و بالا یا پلک در کانال ۲) و n آستانه وقوع اتفاقی در جهت منفی (نگاه کردن به چپ در کانال ۱ و پایین در کانال

۲) در نظر گرفته شده است؛ بنابراین مقدار ADC مرجع برابر $\frac{m+n}{2}$ یا $\frac{b+c}{2}$ خواهد بود.

در صورت وقوع هرگونه حرکتی در چشم، مقدار بیشینه دامنه تغییرات خوانده شده توسط ADC با مقدار مرجع مقایسه می شود. با توجه به آزمایش های تجربی انجام شده اگر این اختلاف از حدی نزدیک آستانه حرکت چشم در یک راستا (a و b حرکت چشم به یکی از چهار جهت و m و n حد آستانه رویداد حرکت چشم) بیشتر بود یعنی حرکتی رخ داده است، در غیر این صورت ممکن است نویز یا حرکت ناخواسته ای صورت گرفته بوده باشد و نباید به عنوان یک فرمان تلقی شود. به عنوان مثال در این پروژه مقدار قله سیگنال برای نگاه کردن به جهات مختلف به میزان $\pm 300\text{mV}$ اختلاف نسبت به

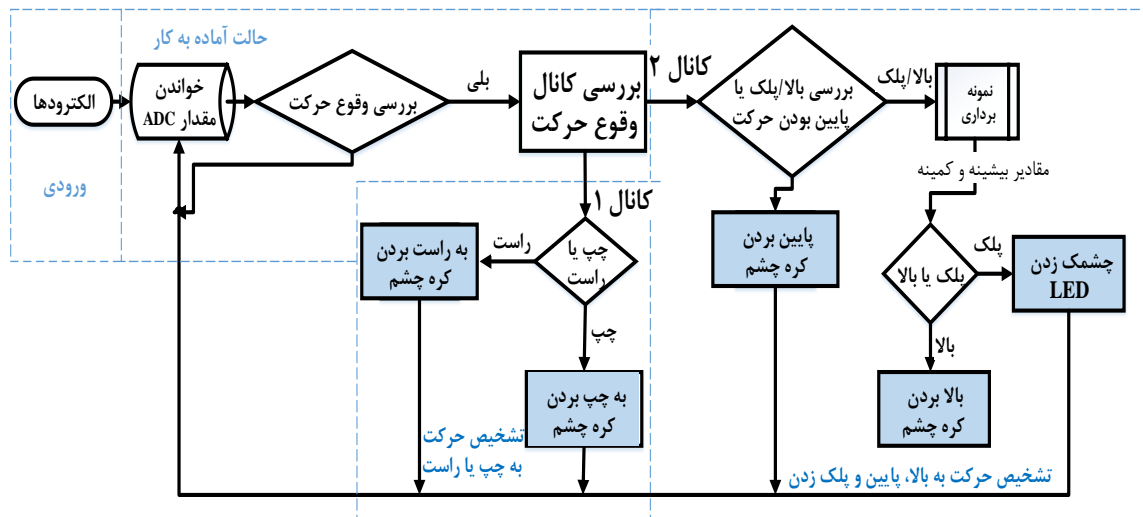


شکل ۴-۲۸: تقسیم دامنه برای تشخیص وقوع اتفاق و سپس نوع حرکت چشم

مقدار مرجع برای هر کانال است. با دانستن این موضوع، مقدار کمینه اختلاف برای تشخیص رخ دادن یک حرکت (m و n) نصف این مقدار یعنی حدود $\pm 150\text{mV}$ در نظر گرفته شده و هر حرکتی با این مقدار مقایسه می شود. در صورت رخ دادن سیگنالی با دامنه بزرگ تر از این مقادیر، نرم افزار به مرحله تشخیص نوع حرکت می رود. فرآیند کلی برنامه نویسی در شکل ۴-۲۹ آمده است.

ممکن است این سؤال مطرح شود که اگر میزان این آستانه در برخی افراد کمتر یا بیشتر از اعداد گزارش شده فوق باشد، آنگاه چگونه می توان حرکت چشم را تشخیص داد؟ در پاسخ به این سؤال

می‌توان گفت که فرآیند کالیبراسیون دستگاه می‌توان پس از اندازه‌گیری مقدار DC سیگنال EOG در حالت بی‌حرکتی (استراحت چشم)، از کاربر بخواهیم چندین بار پلک بزند، بالا و پایین، چپ و راست را نگاه کند و آنگاه با نمونه‌برداری از سیگنال‌های تولیدی مقادیر فوق را برای شخص موردنظر تصحیح نماییم.



شکل ۴-۲۹: شمای کلی فرآیند نرم‌افزار

پس از تشخیص وقوع حرکت، باید بررسی شود که این حرکت از کانال ۱ بوده یا ۲، در واقع در ابتدا باید مشخص شود که این حرکت در جهت افقی رخ داده یا عمودی. اگر حرکت در کانال افقی رخ داده باشد، با مقایسه سیگنال حاصل شده با مقدار مرجع تشخیص حرکت به سمت چپ یا راست امکان‌پذیر است. فرآیند کار به این صورت است که ابتدا از سیگنال نمونه‌هایی در بازه ۵۰۰ میلی‌ثانیه با شروع از زمان وقوع حرکت گرفته می‌شود و این نمونه‌ها با مقدار مرجع $(\frac{m+n}{2})$ مقایسه می‌شود. اگر تعدادی از این نمونه‌ها در مقایسه با مقدار در نظر گرفته شده برای رخ دادن حرکت در جهت راست (b) بالاتر باشد، حرکت به سمت راست تشخیص داده شده و اگر تعدادی از نمونه‌ها در مقایسه با مقدار در نظر گرفته شده برای رخ دادن حرکت در جهت چپ (c) پایین‌تر باشد، حرکت به سمت راست تشخیص داده می‌شود.

در تشخیص نوع حرکت در کانال عمودی کار کمی سخت‌تر است، زیرا علاوه بر حرکت به جهات بالا و پایین، حرکت دیگری به‌عنوان پلک زدن که ناشی از انقباض ماهیچه پلک‌ها است نیز در این کانال تأثیرگذار است. در واقع پس از نمونه‌برداری، نیاز به یک فرآیند الگوبرداری متفاوت نسبت به جهت افقی است. در این قسمت نیز مرحله اول نمونه‌برداری از سیگنال است تا به‌وسیله آن بتوان نمونه‌ها بررسی شده و نوع حرکت تشخیص داده شود. با رجوع به شکل ۴-۲۰ که نمایشی از سه حالت ممکن برای وقوع حرکت در کانال ۲ است، می‌توان دریافت که در صورت نمونه‌برداری از سیگنال‌ها، در نگاه کردن به جهات بالا و پایین، به ترتیب همانند نگاه کردن به جهات راست و چپ دارای قله‌های مثبت (b) و منفی (c) است، یعنی شاهد نمونه‌هایی در بالا و پایین سطح مقایسه یا مرجع در نظر گرفته‌شده خواهیم بود. اما در وقوع پلک، طبق شکل هر دو قله مثبت و منفی پشت سر هم در یک بازه نمونه‌برداری ۵۰۰ میلی‌ثانیه‌ای رخ می‌دهد که قله مثبت آن بیشتر از مقدار بیشینه دامنه سیگنال در نگاه کردن به بالا و دره منفی آن تقریباً هم‌اندازه با دامنه سیگنال EOG ناشی از نگاه کردن به پایین است؛ بنابراین از دو روش می‌توان پلک زدن را از حرکت به جهت بالا و پایین متمایز کرد. این روش‌ها در ادامه بیان شده است.

روش اول، روش استفاده از دامنه بیشینه پلک زدن (a) است که در مقایسه با بیشینه دامنه نگاه کردن به بالا (b) دارای دامنه بیشتری است. در این روش نگاه کردن به پایین که اصلاً دارای نقطه بیشینه (بالتر از میزان در نظر گرفته شده به عنوان مرجع) نیست، به‌صورت جداگانه همانند نگاه کردن به چپ شناسایی و نگاه کردن به جهت بالا یا پلک زدن به‌صورت جداگانه شناسایی می‌شود. به این صورت که با نمونه‌برداری، مقدار نمونه‌ای که دارای بیشینه دامنه است شناسایی شده و با مقادیر بیشینه نگاه کردن به جهت بالا و پلک زدن مقایسه می‌شود و از آنجاکه همواره سیگنال‌های دریافتی ناشی از پلک زدن دارای دامنه بزرگ‌تری است، مقایسه نمونه‌ها با دو مقدار صورت می‌گیرد. یک مقدار برای بیشینه دامنه نگاه کردن به جهت بالا (b) و یک مقدار برای بیشینه دامنه پلک زدن (a) مطابق شکل ۴-۲۴ در نظر گرفته شده است. در نهایت نمونه دارای بیشینه دامنه، با این مقادیر b و a مقایسه می‌شود،

به این صورت که اگر مقدار بیشینه نمونه از a بیشتر بود، پلک تشخیص داده شده و اگر مقدار بیشینه نمونه از b بیشتر و از a کمتر باشد، نگاه کردن به سمت بالا تشخیص داده می‌شود.

روش دوم بهره‌گیری از نقاط بیشینه و کمینه پلک زدن و تعیین الگویی برای تمایز دادن سیگنال ناشی از پلک زدن نسبت به نگاه کردن به بالا و پایین است. این عمل بدین صورت انجام می‌گیرد که پس از نمونه‌برداری، اگر در ابتدا به مقدار کمتری نسبت به سطح مقایسه یا مرجع (n) برخوردیم، تشخیص جهت حرکت فقط در حالت نگاه کردن به پایین امکان‌پذیر است. اما اگر وقوع اتفاق در قالب مقدار بیشتری در نمونه‌ها بالاتر از مقدار مرجع (m) وجود داشته باشد، بین نگاه کردن به جهت بالا یا پلک زدن باید رخداد اصلی بررسی شود. طبق شکل موج متعلق به پلک می‌توان دریافت که یک تفاوت عمده بین آن و شکل موج نگاه کردن به بالا وجود دارد و آن هم وجود دره منفی در شکل موج مربوط به پلک زدن است. بنابراین اگر در ابتدا دره منفی با دامنه بیشتر از مقدار آستانه مشخص شده در زیر مقدار مرجع (n) اتفاق افتاد، با تست اندازه دامنه سیگنال (مقایسه با مقدار C)، نگاه کردن به جهت پایین تشخیص داده می‌شود؛ و اگر قله مثبت با دامنه بیشتر از مقدار مشخص شده (بالاتر از مرجع m) اتفاق افتاد و در بازه نمونه‌برداری نمونه‌هایی با اندازه دامنه منفی در پایین مقدار مرجع (C) وجود نداشت، نگاه کردن به سمت بالا تشخیص داده می‌شود ولی اگر نمونه‌هایی با دره منفی وجود داشت، پلک زدن اتفاق افتاده است.

به دلیل دقیق‌تر و کاربردی‌تر بودن روش شناسایی دوم، در این پروژه از این روش برای تعیین الگو استفاده شده است، اگرچه روش‌های احتمالی دیگری نیز وجود دارند اما خروجی دریافتی سیستم با استفاده از این روش دارای پاسخ مطلوبی می‌باشد.

۴-۳-۹- نمایش مقادیر نمونه‌برداری شده بر روی LCD به منظور تست‌های اولیه

به منظور تست سیستم، در ورودی هر طبقه به صورت جداگانه به وسیله مولد سیگنال^۱ شکل موج سینوسی با دامنه کمینه اعمال و خروجی طبقات با اسیلوسکوپ بررسی شد. لازم به ذکر است که

¹ Signal Generator

مولد سیگنال مورد استفاده توانایی تولید سیگنالی با دامنه در حدود سیگنال EOG که همان طور که بحث شد حدود ۱ میلی‌ولت و کمتر است را نداشته و برای تولید همچین دامنه‌ای از تقسیم مقاومتی با مقادیر مقاومت بالا استفاده شده است.

برای تست طبقه نخست که تقویت‌کننده ابزار دقیق بوده، سیگنال مولد به ورودی طبقه اعمال شده و با قرار دادن مقاومت ۳۳۰ اهم به‌عنوان مقاومت بهره، سیگنال خروجی در اسیلوسکوپ مشاهده شد. همچنین برای تست طبقه فیلتر اولیه، ابتدا سیگنالی با دامنه در حدود سیگنال تقویت شده خروجی به ورودی فیلتر اعمال شد و با تغییر فرکانس از ۰ تا ۵۰ هرتز شکل موج خروجی مشاهده شد. این خروجی از فرکانس ۱ تا ۲۰ هرتز از فیلتر عبور کرده و فرکانس‌های بالای ۲۰ هرتز تضعیف شده است. در مرحله بعد همان سیگنال در حدود ۱ میلی‌ولت به ورودی تقویت‌کننده اعمال و خروجی فیلتر بررسی شد. این سیگنال بدون نویز و تقویت شده سیگنال مولد بوده است. به همین ترتیب همه طبقات به‌صورت جداگانه و پشت سر هم تست شدند.

برای تست طبقه ایزولاتور آنالوگ به ورودی جمع‌کننده ولتاژ DC مدنظر اعمال و با تغییر میزان ولتاژ DC به‌وسیله پتانسیومتر، بهترین نقطه برای قرار دادن میزان ولتاژ مرجع در جایی که کل دامنه سیگنال قابل عبور باشند و خروجی‌ها به اشباع بالا یا پایین نروند، مشخص شد. به همین ترتیب طبقه پایانی مدار که فیلتر مرتبه چهارم بود نیز با اعمال سیگنال از طریق مولد، تغییر فرکانس مولد و مشاهده خروجی بر روی اسیلوسکوپ تست و بررسی شد.

به‌منظور تست نرم‌افزار، ابتدا به‌وسیله منبع تغذیه ولتاژهایی در حدود ۰ تا ۱ ولت که تقریباً بازه دامنه سیگنال تقویت شده EOG هستند، به پایه‌های ADC میکرو اعمال و مقادیر عددی ADC بر روی یک LCD کارکتری نشان داده شده است. عدد مربوط به ولتاژ مرجع تعیین شده برای سطح مقایسه یعنی $\frac{m+n}{2}$ برای سیگنال‌های دریافتی در ADC میکرو از همین طریق محاسبه و در برنامه‌نویسی برای مقایسه دامنه نمونه‌ها استفاده شده است.

در برنامه سه کلید اضافی برای انجام تنظیمات قرار داده شده که این تنظیمات مربوط به شروع به کار مدار و همچنین تغییر دامنه مقادیر آستانه (a,b,c,m,n) برای تشخیص وقوع حرکت هستند. نخستین نقطه عملکرد این کلیدها در شروع کار و به منظور تنظیم مقدار DC است. به این صورت که در شروع به کار مدار هنگامی که تغذیه وصل می‌شود، تا زمانی که کلید شماره ۱ فشرده نشده باشد سیستم شروع به تشخیص سیگنال نخواهد کرد. در این بازه زمانی نرم‌افزار در یک حلقه بی‌نهایت قرار دارد و فقط مقادیر ADC در هر لحظه بر روی LCD نمایش داده می‌شود و از طریق چرخاندن پتانسیومتر، قابل تنظیم به مقدار مطلوب می‌باشد. پس از تنظیم این مقدار با فشردن کلید شماره ۱ نرم‌افزار شروع به کار کرده و تشخیص حرکات چشم ممکن خواهد بود.

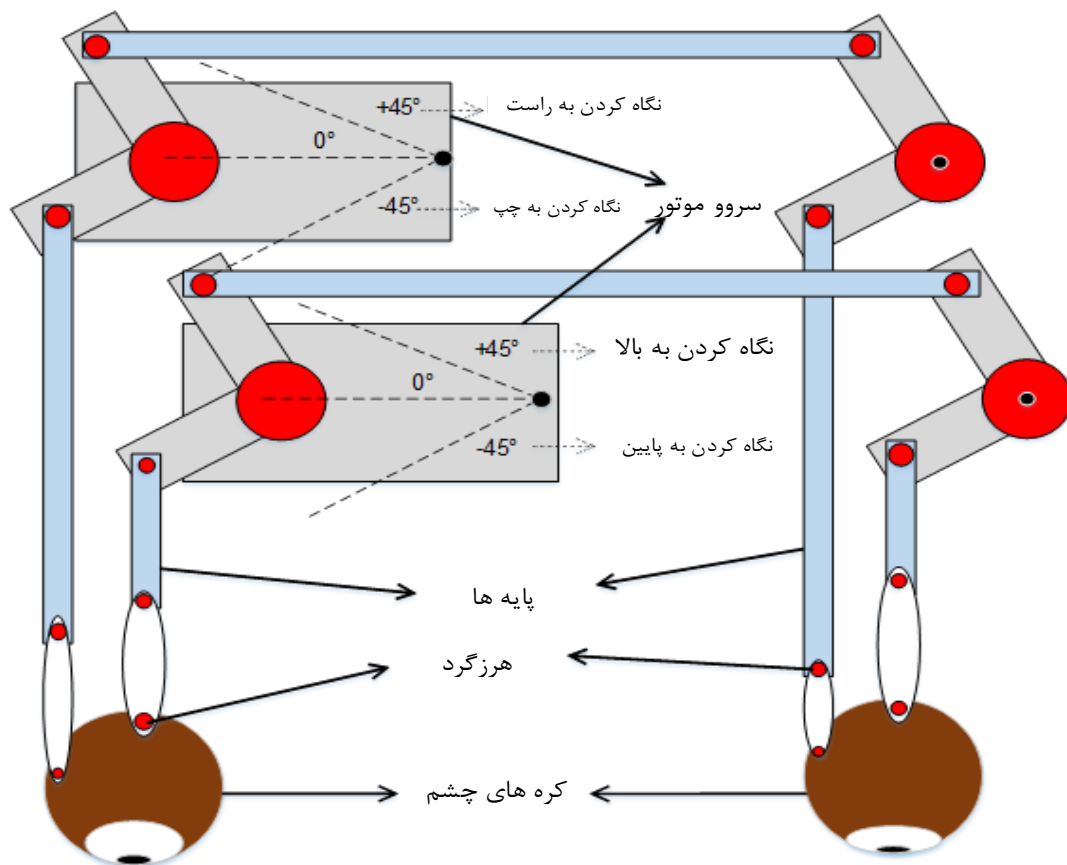
برای تغییر دامنه مقادیر آستانه این سه کلید به این صورت عمل می‌کنند که با زدن کلید شماره ۱ سیستم در هر حالتی که باشد به قسمت تنظیمات عدد مربوط به ADC مقدار a می‌رود و با فشردن کلید شماره ۲ مقدار آن افزایش و با فشردن کلید ۳ مقدار آن کاهش می‌یابد. پس از تنظیم مطلوب عددی a با فشردن دوباره کلید شماره ۱ تنظیمات به بخش تنظیم مقدار عددی b می‌رود و به همان ترتیب با فشردن کلیدهای ۲ و ۳ مقدار b به ترتیب افزایش و کاهش می‌یابد. به همین صورت با فشردن دوباره کلید شماره ۱ این تنظیمات برای b به اتمام رسیده و به سراغ متغیر بعدی می‌رود. در انتها، پس از اعمال تغییرات مطلوب بر روی همه متغیرها، مجدداً با فشردن کلید شماره ۱ این تغییرات ثبت شده و برنامه به حالت اصلی خود بازمی‌گردد. البته تمام این کالیبراسیون‌ها به صورت اتوماتیک نیز به ترتیبی که در بخش گذشته اشاره شد امکان‌پذیر است.

۴-۳-۱۰- ساختار چشم رباتیک مبتنی بر EOG

در این پروژه به عنوان نمونه کاربردی از دستگاه‌های ردیاب چشم و به منظور طرح مسئله جدید عملی و سخت‌افزاری برای نمایش استفاده از شناسایی جهت حرکت چشم با استفاده از سیگنال EOG، طرح یک چشم رباتیک پیاده‌سازی شده است. در این طرح، پس از تشخیص جهت حرکت چشم کاربر

توسط میکرو، دو چشم رباتیک به صورت هم‌زمان به جهت تشخیص داده شده حرکت می‌کنند. در پیاده‌سازی این طرح از دو سرو موتور^۱ با سه درجه آزادی حرکت استفاده شده که وظیفه حرکت کره‌های چشم را بر عهده دارند.

شکل ۴-۳۰ شماتیک کلی طرح حرکت چشم رباتیک توسط سرو موتور با استفاده از شناسایی حرکت چشم به وسیله سیگنال EOG را نشان می‌دهد. همان‌طور که قابل ملاحظه است، هر یک از سرو موتورها مسئول یکی از جهات افقی یا عمودی هستند و همچنین چشم‌ها نیز به وسیله میله‌ها و اتصالات L مانند متصل به موتورها به یکدیگر وابسته هستند. یکی از موتورها توسط میله‌هایی با حلقه در انتهای آن مطابق شکل به بالای دو کره چشم و موتور دیگر به سمت راست دو کره چشم با میله‌ها



شکل ۴-۳۰: شماتیک طرح حرکت چشم رباتیک توسط سرو موتور با استفاده از شناسایی حرکت چشم به وسیله

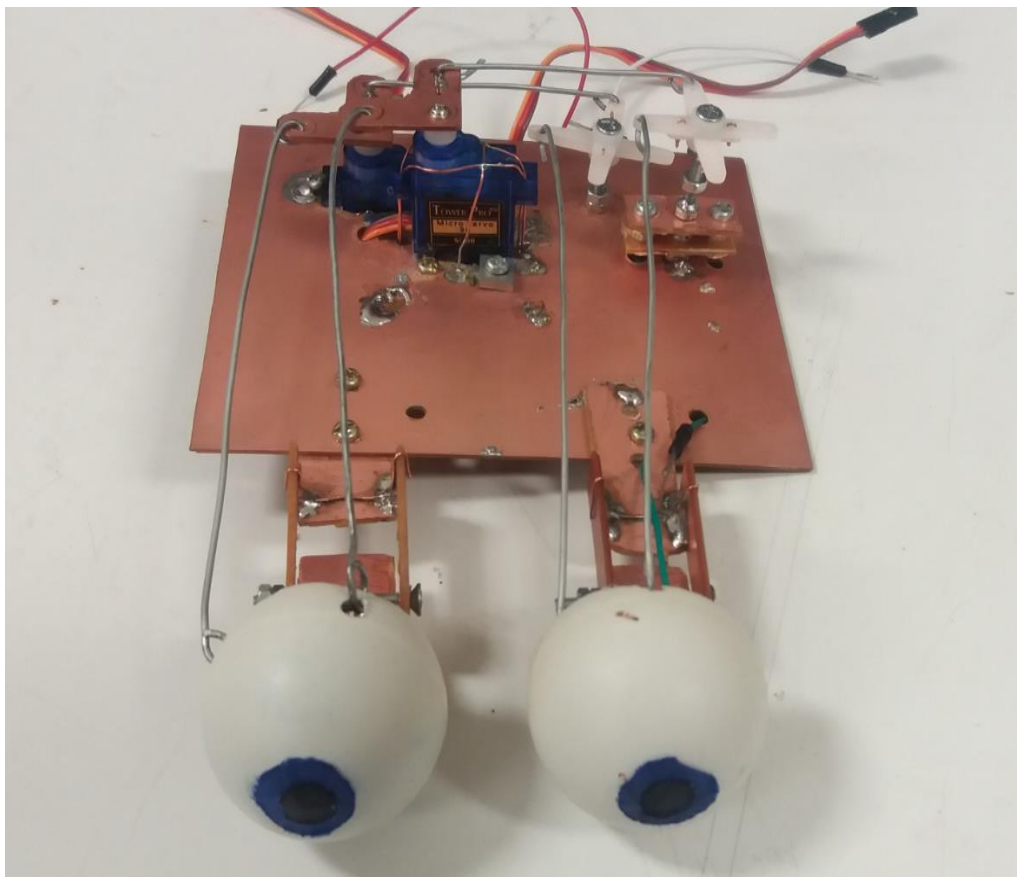
سیگنال EOG

¹ Servo Motor

و حلقه متصل شده‌اند. به این صورت که وقتی هردو در حالت مرکزی خود قرار دارند، هر دو کره چشم به مرکز خیره شده‌اند، هنگامی که سروو موتور عمودی به سمت بالا حرکت کند، چشم‌ها را نیز توسط بازوهای مکانیکی به سمت خود کشیده و درواقع انگار ربات ما به سمت بالا نگاه می‌کند، به همین صورت وقتی این موتور به سمت پایین حرکت کند، چشم‌ها را توسط میله‌ها هل داده و باعث نگاه کردن چشم رباتیک به جهت پایین می‌شود. همین اتفاق عیناً برای نگاه کردن به جهات چپ و راست رخ می‌دهد؛ یعنی با حرکت موتور دوم به سمت بالا، کره‌های چشم به سمت راست کشیده شده و چشم به سمت راست نگاه می‌کند و با حرکت موتور به سمت پایین، کره‌ها به سمت چپ خود هل داده می‌شوند.

شکل ۴-۳۱ نمایش ساختار عملی و پیاده‌سازی شده طرح حرکت چشم رباتیک توسط دو سروو موتور با ۳ درجه آزادی حرکت ۴۵ و ۰ و ۴۵- درجه با استفاده از شناسایی حرکت چشم به وسیله سیگنال EOG است. برای کره چشم از دو توپ پینگ‌پنگ و مکان‌هایی که نیاز به حرکت آزادانه بود از اتصال پیچ و مهره به صورت هرزگرد استفاده شده است. برای نمایش دادن پلک زدن از یک LED در هر یک از کره‌های چشم استفاده شده که در هنگام وقوع پلک زدن این LEDها برای یک ثانیه روشن و سپس خاموش می‌شوند تا نمایان‌گر چشمک باشند.

از جمله کاربردهایی که برای چشم رباتیک مطرح شده می‌توان متصور شد، استفاده از آن در تولید انیمیشن‌ها است. همچنین با قرار دادن یک دوربین به جای هر کره چشم می‌توان تصاویر ثبت شده از محیط را از نظر یک شخص ثبت نمود؛ و برای بهبود و واقعی‌تر کردن تصاویر در عینک‌های واقعیت مجازی به کار برد.



شکل ۴-۳۱: ساختار عملی طرح حرکت چشم رباتیک توسط سروو موتور با استفاده از شناسایی حرکت چشم به وسیله

سیگنال *EOG*

فصل پنجم

نتیجه‌گیری و پیشنهادها

۵-۱- نتیجه گیری

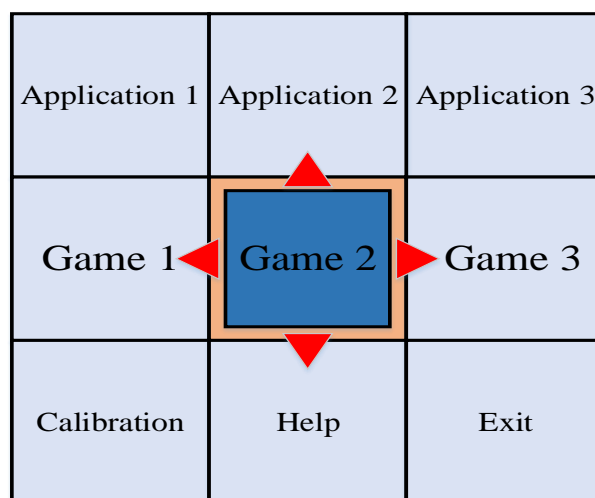
در این پایان نامه جهت حرکت چشم با استفاده از سیگنال EOG شناسایی و به وسیله آن یک چشم رباتیک پیرو جهات تشخیص داده شده، پیاده سازی شده است. سیگنال های EOG سیگنال های زیستی هستند که با توجه به حرکت راستای قرنیه-شبکیه چشم که به عنوان دوقطبی عمل می کند، تولید می شوند. در بخش الکترونیک پروژه با استفاده از الکترودهای Ag/AgCl در چهار جهت چشم، سیگنال EOG دریافت و با استفاده از مدارات پیاده سازی شده، تقویت و فیلترسازی مناسب بر روی این سیگنال انجام گرفت. همان طور که بحث شد، پهنای باند سیگنال های EOG کمتر از ۱۵ هرتز است، بنابراین فیلترهای پایین گذر مرتبه ۲ و ۴ به ترتیب با پهنای باند عبور ۲۸,۴۲ و ۱۵,۹ در مسیر سیگنال قرار داده شده است. تقویت نیز همچون فیلترسازی در دو مرحله، در مرحله اول با استفاده از تقویت کننده ابزار دقیق INA121 با بهره ۴۳dB و مرحله دوم پس از فیلتر پایین گذر مرتبه ۲ با بهره ۳۰dB انجام گرفته است. همچنین لازم به ذکر است که به منظور برقراری ایمنی سیستم طراحی شده، جداسازی الکتریکی با استفاده از آی سی IL300 انجام گرفت.

سیگنال های خروجی سیستم طراحی شده دارای پهنای باند فرکانسی ۲ تا ۱۵ هرتز هستند. دامنه سیگنال خروجی پس از تقویت و فیلترهای مذکور برای نگاه کردن چشم به سمت راست و بالا 300mV ، چپ و پایین -300mV و برای پلک زدن مقدار دامنه ماکسیمم 400mV و مینیمم 200mV - اختلاف از مقدار DC تنظیم شده، اندازه گیری شده است.

در بخش مکانیکی پروژه با استفاده از دو سروو موتور، دو نیم کره و شاسی طراحی شده، یک جفت چشم رباتیک پیاده سازی شده است که قادر است حرکات چشم کاربر به جهات مختلف را تقلید کند. یکی از موتورها وظیفه حرکت چشم ها در راستای افقی و موتور دیگر وظیفه حرکت کره های چشم در راستای عمودی را بر عهده دارد و کره ها به وسیله میله ها و پیچ های هرز گرد به یکدیگر وابسته هستند.

۵-۲- پیشنهادها

یکی از پیشنهادهایی که می‌تواند کاربردی و قابل پیاده‌سازی برای کارهای آینده باشد این است که با افزایش بهره طبقات تقویت و به‌کارگیری فیلترهای تیزتر، ردیابی حرکت چشم که در این پایان‌نامه در چهار جهت اصلی انجام گرفته را با دقت بیشتری تشخیص داد. اگرچه در این پروژه نگاه کردن از مرکز تا نیمه‌های راه نیز قابل‌شناسایی و متمایز از نگاه کردن به‌طور کامل به یک جهت است، اما تشخیص این حرکات پیاده‌سازی نشده و احتمالاً با افزایش بهره و با تغییر بخشی از مدارات می‌توان مکان‌های نگاه کردن چشم که در این پایان‌نامه صفحه را به چهار قسمت تقسیم کرده است، به تعداد بالاتری (مثلاً ۱۲ قسمت) تقسیم و قابل‌شناسایی کرد. همچنین با ایجاد کالیبراسیون و با استفاده از الگوریتم‌های پردازش سیگنال و شبکه‌های عصبی، زاویه دقیق حرکت چشم را بر اساس دامنه سیگنال EOG مشخص نمود.



شکل ۵-۱- نمایشی از رابط کاربری شماتیک پیشنهادی

پیشنهاد دیگر در خصوص ساخت یک رابط بین دستگاه ردیابی چشم و کامپیوتر، و طراحی یک نرم‌افزار شماتیک است، به‌گونه‌ای که بتوان یک سری نرم‌افزارها و یا بازی‌های ابتدایی را پیاده‌سازی کرد. نمونه‌ای از این طرح پیشنهادی در شکل ۵-۱ نمایش داده شده است. خانه تیره‌تر نمایان‌گر حضور

انتخاب‌کننده است و این خانه انتخاب‌شده با توجه به نگاه کردن به جهات مختلف، به همان خانه مدنظر می‌رود و با پلک زدن عملیات آن خانه انجام می‌گیرد.

در شکل ۵-۲ تلفیقی از این دو پیشنهاد در قالب یک ماشین حساب ارائه شده است. هر خانه در این شکل نشان‌گر یکی از مکان‌هایی است که چشم به آن خیره خواهد شد و در صورت نگاه کردن به آن خانه و پلک زدن، عدد آن خانه انتخاب یا عملیات آن خانه انجام خواهد شد.

1	2	3	+
4	5	6	-
7	8	9	×
.	0	=	÷

شکل ۵-۲- نمایشی از ماشین حساب مبتنی بر ردیابی چشم پیشنهادی

همچنین می‌توان از این پروژه در آینده در تشخیص خستگی یا خواب‌آلودگی راننده، حرکت ویلچر برای معلولین و همین‌طور به‌منظور رابط بین بیمار و پرستار در بیمارستان‌ها نیز استفاده نمود.

پیوست

کدهای مربوط به برنامه نویسی در محیط Bascom/AVR

```
1. $regfile = "m32def.dat"
2. $crystal = 1000000
3. '-----Config Port-----
4. Config Porta = Input
5. Config Portb = Output
6. Config Portd = Output
7. '-----
8. '      (Upp Alias Portb.0
9.       Downn Alias Portb.1
10.      Blinkk Alias Portb.2
11.      Rightt Alias Portb.3
12.      Leftt Alias Portb.4
13.      ')
14.      H Alias Pina.1
15.      L Alias Pina.2
16.      S Alias Pina.3
17.      Mt1 Alias Portb.4
18.      Mt2 Alias Portb.6
19. '-----
20.      Dim Fs As Word
21.      Dim Fs1 As Word
22.      Dim V1 As Single
23.      Dim V As Single
24.      Dim Lr As Word
25.      Dim V1lr As Single
26.      Dim Vlr As Single
27.      Dim A As Word
28.      Dim B As Word
29.      Dim C As Word
30.      Dim D As Word
31.      Dim M As Word
32.      Dim N As Word
33.      Dim M1 As Word
34.      Dim N1 As Word
35.      Dim P As Word
36.      Dim K As Word
37.      Dim Y As Word
38.      Dim Z As Word
39.      Dim I As Word
40.      Dim Mnp As Word
41.      Dim Lk(1800) As Byte
42. '-----
43.      A = 400
44.      B = 300
45.      C = 200
46.      D = C - 50
47.      K = B + C
48.      P = K / 2
49.      M = P + 40
50.      N = P - 40
```

```

51.      M1 = P + 30
52.      N1 = P - 30
53.      Mnp = P - 20
54.      '-----# of digits-----
55.      Config Single = Scientific , Digits = 2
56.      '-----config adc-----
57.      Config Adc = Single , Prescaler = 128 , Reference =
      Aref
58.      Start Adc
59.      '-----config lcd-----
60.      Config Lcdpin = Pin , Db4 = Portd.4 , Db5 = Portd.5 ,
      Db6 = Portd.6 , Db7 = Portd.7 , E = Portd.3 , Rs = Portd.1
61.      Config Lcd = 16 * 2
62.      Cursor Off
63.      '-----lcd-----
64.      Locate 1 , 1
65.      Lcd "hello"
66.      Waitms 500
67.      Lowerline
68.      Lcd " let's go!"
69.      Waitms 500
70.      '-----main-----
71.      Do
72.      Fs = Getadc(0)                                'get adc
73.      V1 = Fs * 2.2
74.      V = V1 / 1024                                'adc voltage
      ud
75.      Lr = Getadc(4)                                'get adc
76.      V1lr = Lr * 2.2
77.      Vlr = V1lr / 1024                            'adc voltage
      lr
78.      '-----
79.      For I = 1 To 10
80.      Set Mt1
81.      Waitus 1500
82.      Reset Mt1
83.      Waitus 18500
84.      Next
85.      For I = 1 To 10
86.      Set Mt2
87.      Waitus 1500
88.      Reset Mt2
89.      Waitus 18500
90.      Next
91.      '-----
92.      Cls
93.      Locate 1 , 1
94.      Lcd "Adc=" ; Fs ; " "
95.      Locate 1 , 10
96.      Lcd "lr:" ; Lr ; "          "
97.      Locate 2 , 1
98.      Lcd "V=" ; V ; " "
99.      Locate 2 , 10
100.     Lcd "Vlr:" ; Vlr ; "
101.     If S = 1 Then Goto Main

```

```

102.   Loop
103.   '-----
104.   Main:
105.   Y = 0
106.   Z = 0
107.   Wait 1
108.   Do
109.   Fs = Getadc(0)           'get adc
110.   V1 = Fs * 2.2
111.   V = V1 / 1024          'adc voltage ud
112.   Lr = Getadc(4)        'get adc
113.   V1lr = Lr * 2.2
114.   Vlr = V1lr / 1024    'adc voltage lr
115.   Locate 1 , 1
116.   Lcd "Adc=" ; Fs ; " "
117.   Locate 1 , 10
118.   Lcd "lr:" ; Lr ; "   "
119.   Locate 2 , 1
120.   Lcd "v=" ; V ; " "
121.   Locate 2 , 10
122.   Lcd "Vlr:" ; Vlr ; "
      a. If S = 1 Then Goto Seta
      b. If Fs > M Then
      c. Z = Fs
      d. Goto Chekblinkup
      e. Elseif Fs < N Then
      f. Y = Fs
      g. Goto Chekifdown
      h. Elseif Lr > M1 Then
      i. Z = Lr
      j. Goto Chekifleft
      k. Elseif Lr < N1 Then
      l. Y = Lr
      m. Goto Chekifright
      n. End If
123.   Loop
124.   '-----
125.   Chekblinkup:
126.   Y = 2000
127.   For I = 1 To 250
128.   Fs = Getadc(0)
      a. If Fs > Z Then Z = Fs
      b. If Fs < Y Then Y = Fs
129.   Fs1 = Getadc(0)
      a. If Fs1 < Y Then Y = Fs1
130.   Next
131.   '(Locate 1 , 1
      a. Lcd "z= " ; Z ; "   "
      b. Lowerline
      c. Lcd "                "
      d. 'Wait 1
      e. 'Y = 2000
132.   ')
133.   Goto Lcdf
134.   '!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

```

```

135.     Chekifdown:
136.     For I = 1 To 300
137.     Waitus 50
138.     Fs1 = Getadc(0)
      a. If Fs1 < Y Then Y = Fs1
139.     Next
140.     Locate 1 , 1
141.     Lcd "y= " ; Y ; "
142.     Lowerline
143.     Lcd "
144.     'Wait 1
145.     Z = 0
146.     Fs = 0
147.     Goto Lcdf
148.     '
149.     Lcdf:
150.     Fs = Z
151.     Fs1 = Y
152.     Locate 1 , 1
153.     Lcd "Adcup= " ; Fs ; "
154.     Lowerline
155.     Lcd "Adcdwn= " ; Fs1 ; "
156.     'Wait 1
157.     '
158.     If Fs > A And Fs1 < Mnp Then
      a. Goto Blinkset
159.     Elseif Fs > B And Fs1 > Mnp Then
      a. Goto Upset
160.     Elseif Fs1 < D Then
      a. Goto Downset
161.     Else
      a. Goto Main
162.     End If
163.     '-----
164.     Chekifright:
165.     For I = 1 To 300
166.     Waitus 50
167.     Lr = Getadc(4)
      a. If Lr < Y Then Y = Lr
168.     Next
169.     If Y < C Then
170.     Goto Rightset
171.     Else
172.     Goto Main
173.     End If
174.     '-----
175.     Chekifleft:
176.     For I = 1 To 300
177.     Waitus 50
178.     Lr = Getadc(4)
179.     If Lr > Z Then Z = Lr
180.     Next
181.     If Z > B Then
182.     Goto Leftset
183.     Else

```



```

184. Goto Main
185. End If
186. '-----
187. Leftset:
188. Locate 1 , 1
189. Lcd "left "
190. Lowerline
191. Lcd "z left=" ; Z ; " "
192. 'Wait 1
193. ' Toggle Portb.5
194. For I = 1 To 10
195. Set Mtl
196. Waitus 2100
197. Reset Mtl
198. Waitus 17700
199. Next
200. Waitms 600
201. 'Toggle Portb.5
202. For I = 1 To 10
203. Set Mtl
204. Waitus 1350
205. Reset Mtl
206. Waitus 18650
207. Next
208. Wait 1
209. Goto Main
210. '-----
211. Rightset:
212. Locate 1 , 1
213. Lcd "right "
214. Lowerline
215. Lcd "y right=" ; Y ; " "
216. 'Wait 1
217. 'Toggle Portb.5
218. For I = 1 To 10
219. Set Mtl
220. Waitus 950
221. '-----
222. Reset Mtl
223. Waitms 19
224. Next
225. Waitms 600
226. 'Toggle Portb.5
227. For I = 1 To 10
228. Set Mtl
229. Waitus 1650
230. Reset Mtl
231. Waitus 18350
232. Next
233. Wait 1
234. Goto Main
235. '-----
236. Downset:
237. Locate 1 , 1
238. Lcd "down "

```

```

239. Lowerline
240. Lcd "fs1 down=" ; Fs1 ; "
241. 'Wait 1
242. 'Toggle Portb.7
243. For I = 1 To 10
244. Set Mt2
245. Waitus 2100
246. Reset Mt2
247. Waitus 17700
248. '-----
249. Next
250. Waitms 600
251. 'Toggle Portb.7
252. For I = 1 To 10
253. Set Mt2
254. Waitus 1350
255. Reset Mt2
256. Waitus 18650
257. Next
258. Wait 1
259. Goto Main
260. '-----
261. Upset:
262. Locate 1 , 1
263. Lcd "up "
264. Lowerline
265. Lcd "fs up=" ; Fs ; "
266. 'Wait 1
267. 'Toggle Portb.7
268. For I = 1 To 10
269. Set Mt2
270. Waitus 950
271. Reset Mt2
272. Waitms 19
273. '-----
274. Next
275. Waitms 600
276. 'Toggle Portb.7
277. For I = 1 To 20
278. Set Mt2
279. Waitus 1650
280. Reset Mt2
281. Waitus 18350
282. Next
283. Wait 1
284. Goto Main
285. '-----
286. Blinkset:
287. Locate 1 , 1
288. Lcd "blink "
289. Lowerline
290. Lcd "fs blink=" ; Fs ; "
291. Set Portb.0
292. Wait 1
293. Reset Portb.0

```

```

294. Goto Main
295. '=====
296. Seta:
297. Wait 1
298. Do
299. Locate 1 , 1
300. Lcd "a= " ; A ; "      "
301. Lowerline
302. Lcd "  setting      "
303. If S = 1 Then
304. Goto Setb
305. Elseif H = 1 Then
306. A = A + 2
307. Waitms 300
308. Elseif L = 1 Then
309. A = A - 2
310. Waitms 300
311. End If
312. Loop
313. '-----
314. Setb:
315. Wait 1
316. Do
317. Locate 1 , 1
318. Lcd "b= " ; B ; "      "
319. Lowerline
320. Lcd "  setting      "
321. If S = 1 Then
322. Goto Setc
323. Elseif H = 1 Then
324. B = B + 2
325. Waitms 300
326. Elseif L = 1 Then
327. B = B - 2
328. Waitms 300
329. End If
330. Loop
331. '-----
332. Setc:
333. Wait 1
334. Do
335. Locate 1 , 1
336. Lcd "c= " ; C ; "      "
337. Lowerline
338. Lcd "  setting      "
339. If S = 1 Then
340. Goto Main
341. Elseif H = 1 Then
342. C = C + 2
343. Waitms 300
344. Elseif L = 1 Then
345. C = C - 2
346. Waitms 300
347. End If
348. Loop

```

شرح خطوط برنامه:

- خطوط ۱-۱۹ مربوط به معرفی تراشه، مقدار کلاک و پیکربندی‌های لازم برای مشخص کردن پورت‌های ورودی و خروجی تراشه است.
- خطوط ۲۰-۵۴ به منظور تعریف مقادیر متغیرهای مورد نیاز برنامه هستند که در جاهای مختلف از آن‌ها استفاده شده است.
- خطوط ۵۵-۶۳ پیکربندی‌های لازم برای شناسایی LCD و همچنین تعریف فعال‌سازی ADC
- خطوط ۶۴-۷۰ شروع به کار LCD
- خطوط ۷۱-۱۰۲ دستورات ابتدایی برنامه؛ از جمله نمایش مقدار ADC مرجع بر روی LCD و قرار دادن موقعیت چشم رباتیک در مرکز
- خطوط ۱۰۴-۱۲۳ حلقه اصلی برنامه به منظور چک کردن وقوع حرکت و همزمان نمایش مقادیر ADC بر روی LCD
- خطوط ۱۲۵-۱۳۳ خواندن مقدار ADC و نمونه برداری برای تشخیص حرکت به بالا یا پلک بودن
- خطوط ۱۳۵-۱۴۷ خواندن مقدار ADC و نمونه برداری برای تشخیص حرکت به پایین بودن
- خطوط ۱۴۹-۱۵۶ تصمیم بر اساس مقادیر بیشینه و کمینه ADC به دست آمده
- خطوط ۱۵۸-۱۶۲ نمایش مقادیر بیشینه و کمینه ADC به دست آمده بر روی LCD
- خطوط ۱۶۴-۱۷۳ خواندن مقدار ADC و نمونه برداری برای تشخیص حرکت به راست بودن
- خطوط ۱۷۵-۱۸۵ خواندن مقدار ADC و نمونه برداری برای تشخیص حرکت به چپ بودن
- خطوط ۱۸۷-۲۰۹ حرکت کره چشم به سمت راست
- خطوط ۲۱۱-۲۳۴ حرکت کره چشم به سمت چپ

- خطوط ۲۳۶-۲۵۹ حرکت کره چشم به سمت پایین
- خطوط ۲۶۱-۲۸۴ حرکت کره چشم به سمت بالا
- خطوط ۲۸۶-۲۹۴ چشمک زدن LEDهای کار گذاشته شده در کره‌های چشم به منظور
تداعی کردن پلک زدن
- خطوط ۲۹۷-۳۴۹ تغییر مقادیر آستانه (A,B,C)

- [1] A. Plotkin, E. Paperno, G. Vasserman and R. Segev, "Magnetic tracking of eye motion in small, fast-moving animas", *IEEE Transactions on Magnetics*, VOL. 44, No. 11, pp. 4492-4495, November 2008
- [2] K. Y. Kim, S. Y. Lee and H. C. Kim, "A wireless measurement system for three-dimensional ocular movement using the magnetic contact lens sensing technique", *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA*, pp. 2287-2289, September 2004
- [3] H. Kasper, J. M. H. Bernhard, "Magnetic search coil system for linear detection of three dimensional angular movements", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 5, pp. 466–475, May. 1991
- [4] D. A. Robinson, "A method of measuring eye movement monitor using a scleral search coil in a magnetic field," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 10, pp. 137–145, 1963.
- [5] S. T. Moore, I. S. Curthoys, T. Haslwanter, "Potential clinical application of video-based eye position measurement", *Proc. 17th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 1627–1628, Sept. 1995.
- [6] M. Takagi, M. Katoh, K. Mohri, S. Yoshino, "Magnetic displacement sensor using MI elements for eyelid movement sensing" *IEEE Trans. Magnetics.*, vol. 29, no. 6, pp. 3340–3342, Nov. 1993.
- [7] J. E. Bos, B. de Graaf, "Ocular torsion quantification with video images" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 4, pp. 351–357, Apr. 1994.
- [8] E. Paperno, S. Semyonov, "A new method for location tracking", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 10, pp. 1174–1179, Oct. 2003.
- [9] Y. G. Shin, K. A. Choi, S. T. Kim, C. H. Yoo and S. J. Ko, "A novel 2-D mapping remote eye gaze tracking method using two IR light sources", on *IEEE Conference on consumer electronics (ICCE) Las Vegas, NV, USA*, pp. 190-191, January 2015
- [10] Z. Zhu, Q. Ji, K. Fujimura and K. Lee, "Combining Kalman filtering and mean shift for real time eye tracking under active IR illumination", *16th International Conference Quebec City, Canada*, pp. 318-321, august 2002
- [11] D. W. Hansen, R. Satria, J. Sorensen and R. Hammoud, "Improved Likelihood Function in Particle-based IR Eye Tracking", *Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05)*, September 2005
- [12] J. Lee and X. Zhang, "Using high-speed photography and image processing for fixational eye movements measurement", *IEEE international conference*, pp.23-28, July 2012
- [13] L. S. Sanchez, A. Villanueva and R. Cabeza, "Gaze Estimation Interpolation Methods Based on Binocular Data", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 59, No. 8, pp. 2235-2243, August 2012
- [14] K. Kurzhals, M. Hlawatsch, F. Heimerl, M. Burch, T. Ertl and D. Weiskopf, "Gaze Stripes: Image-Based Visualization of Eye Tracking Data", *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 22, No. 1, pp. 1005-10014, January 2016

- [15] M. R. Ramezanpour Fini, M. A. Azimi Kashani and M. Rahmati, “Eye detection and tracking in image with complex background”, Electronics Computer Technology (ICECT), 3rd International Conference, pp. 57-61, April 2011
- [16] V. Cantoni and A. Setti, “Image Segmentation Scrutiny by Eye Tracking”, Signal-Image Technology and Internet-Based Systems (SITIS), Tenth International Conference, pp. 554-559, November 2014
- [17] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. López and L.M. Bergasa, “EOG guidance of a wheelchair using neural networks” on IEEE Conference barcelona, Spain, vol. 4, pp. 668-671, septemb 2000
- [18] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. López, “System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 10, No. 4, December 2002.
- [19] F. Henderson and S. Gupta, “eyeMouse – Electro-ocular Cursor Control”, cornell university, 2014
- [20] A. P. Gavali and R. V. Bhuran, “Human Eye Mouse”,vol. 2, issue 1, pp. 60-64, 2016
- [21] N. Kaur, Er. B. Singh and Er. J. Singh, “Mouse cursor control system based on SSVEP” vol 8, no. 7, july-august 2017
- [22] J. Patel and A. Rishishwar, “Human computer interaction using eyes (HCIE)”, vol. 3, issue 1, pp. 46-52, june 2016
- [23] Q. Huang, S. He and Q. Wang, “an EOG-based human-machine interface for wheelchairs”, 2017,. in press.
- [24] S. U. Kumar and V. M. Vinod, “EOG based wheelchair control for quadriplegics”, pp. 1-4, march 2015
- [25] V. Kumar, R. Naveen, L. Sriram, “Computer mouse controlled by eye”, 2004, unpublished.
- [26] S. K. Raman, J. K. Jayaram, S. Murugan, A. Saha and R. K. Kavitha, “Design of a robust method to acquire EOG signals using Bio-medical signal processing”, Green Engineering and Technologies (IC-GET), Online International Conference, November 2016
- [27] B. Estrany, P. Fuster, A. Garcia and Y. Luo, “Accurate interaction with computer by eye movement tracking”, IET 4th International Conference on Intelligent Environments, pp. 1-7, July 2008
- [28] M. Abo-zahhad, S. M. Ahmed and S. N. A. Seha, “A new EEG acquisition protocol for biometric identification using eye blinking signals”, Published Online May 2015 in MECS, pp. 48-54, July 2015
- [29] J. Malmivuno and R. Plonsey, “bioelectromagnetism – principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields”, oxford university press, 1995
- [30] <https://www.sonyalpharumors.com/sony-patents-a-new-contact-lens-camera-say-by-bye-to-google-glass/>
- [31] <https://www.tobii.com/>
- [32] A. N. Rabl, H. Neujahr, A. C. Zimmer and C. Moller, “Exploring Pilot’s Gaze Patterns: Display Design Based on Gaze Strategies”, 31st EAAP Conference on Aviation Psychology: Facilitating Change(s), At Valetta, Malta, November 2014. Available at: <http://www.eyegaze.com/can-eye-tracking-help-fighter-pilots-navigate-the-cockpits-of-the-future/>

- [33] Y. F. Zhang, X. Y. Gao, J. Y. Zhu, W. L. Zheng and B. L. Lu, "A novel approach to driving fatigue detection using forehead EOG", 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER), pp 707-710, April 2015
- [34] X. Y. Gao, Y. F. Zhang, W. L. Zheng and B. L. Lu, "Evaluating driving fatigue detection algorithms using eye tracking glasses", 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER), pp 767-770, April 2015
- [35] J. Ahmed, J. P. Li, S. A. Khan and R. A. Shaikh, "Eye behaviour based drowsiness Detection System", 12th International Computer Conference on Wavelet Active Media Technology and Information Processing (ICCWAMTIP), pp. 268-272, december 2015
- [36] K. Kunze, H. Kawaichi, K. Yoshimura and K. Kise, "The Wordometer -- Estimating the Number of Words Read Using Document Image Retrieval and Mobile Eye Tracking", 12th International Conference on Document Analysis and Recognition, pp. 25-29, August 2013
- [37] Texas Instruments, "FET input, low power instrumental amplifier INA121", May 1998
- [38] Siemens Semiconductor Group, "Linear optocoupler IL300".
- [39] <https://github.com/OptiKey/OptiKey/wiki>
- [40] <https://www.ogilvy.com/topics/tech-innovation/the-eyes-have-it-why-eye-tracking-matters-to-brands/>

[۴۱] علی مطیع نصرآبادی و گلناز بغدادی، کنترل حرکات ماوس با حرکات چشم، سیزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی / ایران، تهران، انجمن مهندسی پزشکی ایران، دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۸۵

[۴۲] علی مطیع نصرآبادی و گلناز بغدادی، "توانبخشی به معلولین برای ارتباط با کامپیوتر از طریق تایپ حروف با حرکات چشم"، فصلنامه علمی ISSN: 1607-2960، پژوهشی توانبخشی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، دوره نهم، شماره سوم و چهارم، ۱۳۸۷

Abstract:

Recently different approaches have been explored for developing a system to track eye movements. These approaches expand from using image processing to measuring the reflections of IR light. In this paper, EOG (Electrooculographic) signals have been exploited to detect the direction of eye movements and also different pattern of blinking. In order to detect the direction of eye movement, a couple of Ag/Cl electrodes and appropriate signal conditioner circuits are utilized. Signal conditioning is consist of 2 amplifier stages and 2 low-pass filters. First amplifier stage is implemented by an instrumental amplifier “INA121” with a gain of 43dB. Low-pass Butterworth Sallen-Key filters are utilized in which the first filter is a 2nd order type with a bandpass frequency of 28.42Hz and the second one is a 4th order LP filter with a 15.9Hz bandpass frequency. Second amplifier stage is integrated with the 4th order LP filter i.e. this filter is an active filter with 30dB gain in its bandpass frequencies.

The fabricated circuit has no longer neither the complexity of signal processing knowledges nor the long term use effects of the infrared radiations. In this project, system fabricated were tested on 20 persons and average amplitude of the EOG signals picked up for looking up, down, right and left are respectively 0.185mV, -0.177mV, 0.183mV and -0.173mV. The signals acquired for blinking have an average maximum and minimum amplitude of 0.37mV and -0.16mV respectively.

A robotic eye with ability of tracking and mimicking eye movement is designed and implemented, too. Besides using an LED inside each eyeball, blinking is shown by turning LED on and off. The proposed system can precisely recognize any eye movements and be used for controlling wheelchairs, Mouse pointer and so on by quadriplegic patients. It is also suitable for entertainment such as virtual reality purposes.

Keywords: Eye tracking, Electro Oculo Graphic, EOG, Eye Direction Recognition, Robotic Eye



Shahrood University of Technology
Faculty of Electrical and Robotics engineering
MSC Thesis in Electronic Integrated Circuits Engineering

Recognition of the eye movement direction using Electro-Ocular potential

By: Alireza Gholizade

Supervisor:
Dr. Emad Ebrahimi

January 2018