توانبخشی به معلولین برای ارتباط با رایانه از طریق تایپ حروف با حرکات چشم

علی مطیع نصرآبادی[۱]، *گلناز بغدادی[۲]

چکیده

هدف: امروزه رایانه‌ها عموماً با ابزارهایی نظیر موشواره و صفحه کلید کنترل می‌شوند، در نتیجه افرادی که دچار قطع عضو و یا ناتوانی در ناحیه دستها هستند، از به‌کارگیری رایانه محروم می‌باشند. در این پژوهش چگونگی طراحی سیستمی که به‌کمک حرکات چشم، امکان تایپ حروف به افراد معلول را می‌دهد ارائه شده است.

روش بررسی: در این طرح مرز بین عنبیه و صلبیه که لیمباس نامیده می‌شود، به‌کمک فرستنده و گیرنده‌های مادون قرمز ردیابی می‌شود. مقادیر اندازه‌گیری شده از موقعیت چشم به‌کمک یک نرم‌افزار مورد پردازش قرارگرفته و به مقادیر مناسب جهت حرکت مکان نما برروی حروف قرار داده شده در صفحه نمایشگر، تبدیل می‌شوند. از آنجا که تغییر کاربر و حرکات ناخواسته سر می‌تواند روی عملکرد سیستم تأثیر بگذارد، یک مرحله کالیبراسیون نیز در نظر گرفته شده است تا سیستم بتواند برروی شرایط جدید تنظیم شود. سیستم طراحی شده روی ۱۰ نفر (۵ مرد و ۵ زن) آزمایش و داده‌های حاصل مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: با آزمایش سیستم، مشخص گردید که سیستم طراحی شده با دقت حدود ۳/۳۸±۴/۱۱ سانتی‌متر در تفکیک فواصل، توانایی تشخیص ۱۲ نقطه بر روی صفحه نمایشگر ۱۵ اینچ را دارد. آزمایش‌ها نشان می‌دهد که یک شخص غیر ماهر یک جمله دارای ۱۴ حرف و نماد را در متوسط زمان ۳ دقیقه و ۳۰ ثانیه با خطای حدود ۲۸٪ به‌کمک حرکات چشمش با این سیستم تایپ می‌کند. این مقادیر برای یک شخص ماهر حدود ۳ دقیقه با خطای ۱۳٪ می‌باشد. به این ترتیب سیستم با قابلیت اطمینان نسبتاً بالایی به کاربر اجازه ارتباط با رایانه را می‌دهد.

نتیجه‌گیری: با توجه به قدرت سیستم در تفکیک‌پذیری فواصل، ۱۲ نقطه برروی صفحه نمایشگر برای انجام ۱۲ عملکرد مختلف تعبیه شده است. تعدادی از مشخصه‌های صفحه کلید در صفحه اول و باقی آن‌ها در صفحات بعدی قرار داده شده است. سهولت استفاده، عدم تماس مستقیم سیستم با چشم و بدن کاربر و هزینه بسیار پایین آن نسبت به دیگر سیستم‌های موجود از جمله مزایای سیستم می‌باشند.

کلید واژه‌ها: آشکارسازی حرکات چشم / لیمباس/ معلولین / تایپ حروف / توانبخشی / مادون قرمز / طول موج نور

۱ - دکترای مهندسی پزشکی، استادیار دانشگاه شاهد، گروه مهندسی پزشکی
۲ - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۳/۲۶
تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱۰/۲۷

* **آدرس نویسنده مسئول:**
تهران، ابتدای بزرگراه تهران-قم، دانشگاه شاهد، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی
تلفن: ۵۱۲۱۲۰۲۰
*E-mail:golnaz_baghdadi@yahoo.com

مقدمه

ایجاد روشهای ارتباطی جدید بین انسان و رایانه[1] مسئله‌ای است که امروزه مورد توجه محققین قرار دارد. استفاده از پردازش صدا، ردیابی حرکات بدن، سر و چشم و یا تحلیل سیگنالهای مغزی از جمله روشهایی بوده‌اند که در سالهای اخیر به جای استفاده از وسایل جانبی نظیر موشواره[2] و صفحه‌کلید[3]، برای کنترل رایانه به کار گرفته شده‌اند. هدف اصلی طراحی چنین ابزارهایی، عمدتاً کمک به افراد معلول از ناحیه دست، در برقراری ارتباط و استفاده از رایانه بوده است، ولی در کنار این هدف، این ابزارها جذابیت‌های زیادی نیز برای کاربران عادی داشته است. برای مثال با توسعه این گونه سیستم‌ها، می‌توان توانایی برهم‌کنش بین انسان و رایانه را بالاتر برد(۱).

ردیابی و تعقیب حرکات چشم تکنیکی است که امروزه برای کاربردهای مختلف از جمله تشخیص بیماری‌های چشمی، کنترل حرکت صندلی چرخ‌دار[4]، ایجاد سیستم ارتباطی بین بیمار، پزشک و پرستار در بیمارستان‌ها و برقراری ارتباط با رایانه مورد توجه قرار گرفته است. عمر چشم از نظر حرکت بیش از همه اعضای بدن است . چنانچه می‌بینیم در افراد پیر و حتی نابینا و یا معلول در اثر صدمات نخاعی، آخرین عضوی از بدن که هنوز به راحتی به حرکت خود ادامه می‌دهد، چشم آنهاست. همچنین به لحاظ مزایایی که حرکات چشم نسبت به حرکت سایر اعضای بدن از نظر میزان سرعت عمل و یا صرف انرژی دارد، از اهمیت بیشتری برخوردار بوده و لذا انواع کاربردها و پردازش‌ها بر روی آن در حال گسترش است(۱). تاکنون در داخل و خارج از کشور روشهای متعددی برای ردیابی حرکات چشم با اهداف گوناگون ارائه شده است که در ادامه به طور مختصر شرح داده خواهند شد.

ــ استفاده از لنزهای مغناطیسی: در این تکنیک یک سیم پیچ مغناطیسی که درون یک لنز از جنس پلاستیک نرم جاسازی شده است، برروی صلبیه چشم کاربر قرار می‌گیرد، سپس فرد درون یک میدان مغناطیسی قرار داده می‌شود. با حرکات چشم به جهات مختلف جریان خروجی سیم پیچ 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 تمام شده سیستم نیز بسیار زیاد می‌باشد، به طوری که می‌توان گفت گرانترین تکنیک در ردیابی حرکات چشم همین روش است. ولی این روش دارای قدرت تفکیک[5] بسیار خوب بین فواصل توسط چشم است. این سیستم تاکنون فقط به صورت آزمایشگاهی و بیشتر برروی حیوانات به منظور مطالعات حرکات مختلف چشم به کارگرفته شده است (۸-۲).

ــ استفاده از تکنیک الکترو اکلوگرافی[6] (EOG): در این روش پتانسیل قرنیه ـ شبکیه که یک پتانسیل کوچک بین جلو و عقب چشم است، از طریق الکترودهایی که اطراف چشم، برروی پوست نصب می‌شوند، اندازه‌گیری می‌شود وسپس از روی آن موقعیت چشم تعیین می‌شود(۹). در این روش راه‌اندازی سیستم کند است و نیاز به آماده سازی پوست و به کاربردن الکترودها به‌طور دقیق دارد. علاوه بر آن در استفاده طولانی مدت ممکن است نصب الکترودها برروی پوست ایجاد حساسیت‌های پوستی کند. تحریکات مصنوعی و کاذب[7] ناشی از چشمک زدن در این روش باعث ایجاد خطا خواهد شد. قیمت پایین از جمله مزایای این سیستم می‌باشد(۱۵-۱۰).

ــ استفاده از تکنیک تصویربرداری ویدیویی از حرکات چشم (VOG)[8]: ثبت ویدیویی حرکات چشم از جمله روشهایی است که امروزه برای کنترل صندلی چرخ‌دار و رایانه بسیار مورد توجه قرار گرفته است. در این تکنیک یک دوربین تصویر برداری در مقابل چشم فرد در محل مناسب قرار می‌گیرد و تصویر گرفته شده از چشم توسط تکنیک‌های پردازش تصویر مورد بررسی قرار گرفته و موقعیت فعلی چشم تعیین می‌شود و بر اساس آن عمل مناسب انجام می‌گیرد(۲۶-۱۶). یکی از مشکلات این روش نسبت به دو روش قبلی در این است که ثبت تحت پلک‌های بسته ممکن نمی‌باشد(۱۷). در این سیستم لازم است سر فرد ثابت بماند تا اندازه‌گیری به طور درست انجام شود(۱۸). یکی دیگر از مشکلات این روش هزینه نسبتاً بالای سیستم است که به علت وجود دوربین‌های تصویر برداری می‌باشد.

ــ استفاده از تکنیک‌های اندازه‌گیری انعکاس نور مادون قرمز: اساس کار این سیستم‌ها به این صورت است که با تابش نور به چشم و اندازه‌گیری نور بازگشتی موقعیت چشم تخمین زده می‌شود. راه‌اندازی سیستم در این روش بسیار سریع می‌باشد. هزینه طراحی و ساخت سیستم پایین بوده و هیچگونه تماس مستقیمی با پوست کاربر برقرار نمی‌کند، به این ترتیب خطر آلودگی و حساسیت در این روش وجود ندارد. این تکنیک تاکنون در داخل و خارج از کشور با هدف مطالعه حرکات چشم(۱) و تشخیص بیماری‌های چشمی به کار گرفته شده است(۲۹-۲۷).

1 - Computer
2 - Mouse
3 - Keyboard
4 - Wheelchair
5 - Resolution
6 - Electro oculography
7 - Artifact
8 - Video oculography

جدول ۱ـ ویژگی‌های مختلف در روشهای به‌کارگرفته شده در ردیابی حرکات چشم

تکنیک ردیابی	قدرت تفکیک فواصل	راه‌اندازی	خطر برای کاربر	قیمت	هدف به کارگیری
لنزهای مغناطیسی	۰/۰۱ درجه	بسیار کند، قرار دادن لنز برروی چشم کاربر	خطر جراحت سطح قرنیه	۱۵۰۰۰ دلار	مطالعات حرکات چشم در حیوانات
تکنیک الکترو اکلوگرافی	۱ درجه	کند، نصب الکترودها با پوست	ایجاد حساسیت‌های پوستی	۵۰۰ دلار	مطالعات حرکات چشم- کنترل حرکت ماوس
تصویربرداری ویدئویی	۱در۱۰۲٤ نقطه	سریع ولی نیاز به کالیبراسیون دارد	ندارد	۱۸۰۰۰ دلار	برقراری ارتباط با رایانه
استفاده از انعکاس نور مادون قرمز	۰/۱ درجه	سریع ولی نیاز به کالیبراسیون دارد	در صورت انتخاب مناسب شدت نور خطر ندارد	٤۰۰۰ دلار	مطالعات حرکات چشم

با توجه به جدول (۱) و توضیحات ارائه شده در زمینه تکنیک‌های ردیابی چشم، می‌توان گفت که دو تکنیک تصویربرداری ویدیویی و اندازه‌گیری انعکاسهای مادون قرمز، مناسب‌ترین روشها برای طراحی سیستم‌های واسط بین کاربران و رایانه می‌باشند. زیرا در این سیستم‌ها راه‌اندازی سریع بوده و سهولت استفاده و عدم برقراری تماس مستقیم با پوست و چشم کاربر، از جمله مزایای این سیستم‌ها می‌باشد. تاکنون در خارج از کشور سیستم‌های تجاری متعددی برای ایجاد ارتباط بین افراد معلول و رایانه با استفاده از حرکات چشم طراحی و ساخته شده است که همگی براساس تکنیک تصویر برداری ویدیویی کار می‌کنند. قیمت یک نمونه تجاری این سیستم‌ها ۱۳۸۰۰ دلار اعلام شده است(۳۷). به علت بالا بودن قیمت تمام شده 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 تکنیک‌های ارزان تری بود.

در این طرح با به کارگیری تکنیک اندازه‌گیری انعکاسهای نور مادون قرمز در ردیابی حرکات چشم، به منظور کنترل حرکت نما، سیستمی طراحی و ساخته شده است که با هزینه بسیار پایین‌تر حدود ۱۰۰۰ دلار، فرصت برقراری ارتباط و کنترل رایانه را از طریق حرکات چشم می‌دهد.

روش بررسی

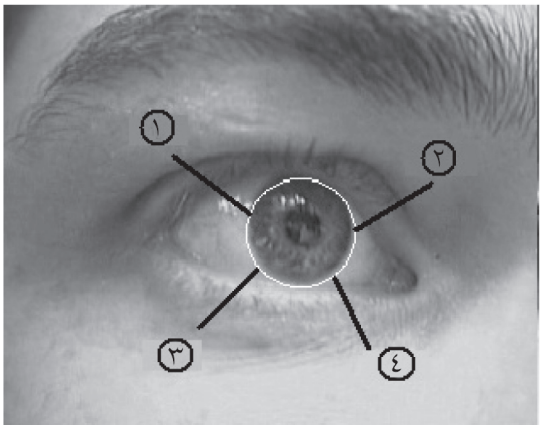
جهت طراحی سیستم مورد نظر در این تحقیق که گزارشی از یک ابزار سازی به منظور توانبخشی به معلولین می‌باشد، اپتیکی لازم است تا نوری به چشم تابیده شده و مقدار نور بازگشتی اندازه‌گیری شود. در به کارگیری این روش برای کنترل رایانه باید دقت شود که اشعه مورد استفاده در عین اینکه قادر به ردیابی چشم است، در استفاده طولانی مدت به چشم کاربر آسیبی نرساند.

طیف نور را می‌توان به طور کلی به سه قسمت ماوراء بنفش، نور مرئی و مادون قرمز تقسیم کرد. اشعه فرابنفش موجب کدورت قرنیه می‌شود و به چشم آسیب جدی وارد می‌کند و نور مرئی هم باعث خیره شدن چشم به نقطه تابش نور شده و بعد از چند لحظه برروی دید فرد و حرکت چشم تأثیر می‌گذارد(۱). در طیف اشعه مادون قرمز، چشم حساسیت کمی از خود نشان می‌دهد(۳۰). این طیف می‌تواند به مدت طولانی مورد استفاده قرارگیرد، بدون اینکه کاربر را مورد آزار قرار دهد(۳۱). البته شدت تابش این اشعه به چشم باید کنترل شده باشد، زیرا شدت‌های بالا باعث خشک شدن سطح قرنیه می‌شود که برای کاربر، به‌خصوص افرادی که قادر به پلک زدن نیستند، ممکن است ایجاد مشکل کند. بر طبق محدودیت‌های ناسا شدت این اشعه باید ۱۰mW/cm۲ باشد(۱۷).

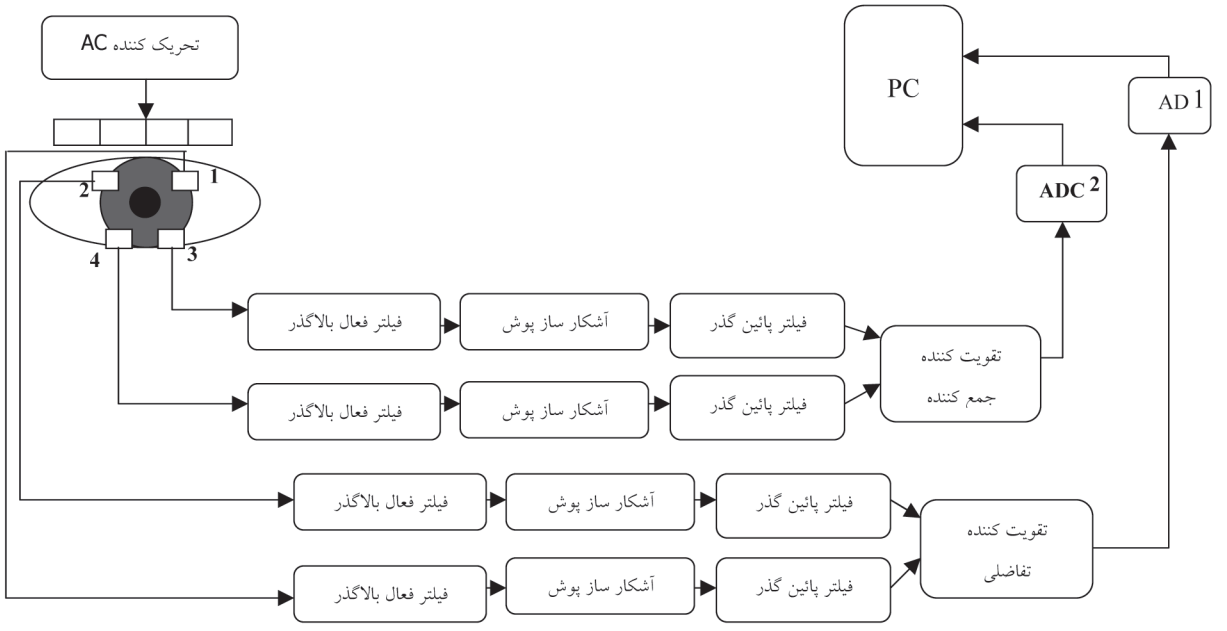
با توجه به مسائل بیان شده در این طرح برای اندازه‌گیری حرکات چشم از چهار فرستنده نوری با طول موج ۹۵۰ نانومتر استفاده شد. شدت اشعه تابش شده بر چشم حدود ۸/۷۵ میلی وات بر سانتی متر مربع است و به این ترتیب محدودیت تعیین شده توسط ناسا به منظور تحمل و آسایش چشم در آن رعایت شده است. هر فرستنده، همراه با

گیرنده‌اش در یک محفظه پلاستیکی قرار دارد و برروی قاب یک عینک سوار می‌شوند و مطابق شکل ۱ سعی می‌شود که برروی مرز عنبیه و صلبیه هدف گیری شوند.

شکل ۱ـ محل هدف گیری ۴ گیرنده و فرستنده نوری



یکی از مزایای فرستنده ـ گیرنده انتخاب شده، نسبت به انواع مختلف موجود در این است که فرستنده و گیرنده هر دو داخل یک محفظه پلاستیکی سیاه رنگ، درکنار هم قرار دارند و به جز محلی که در مقابل فرستنده و گیرنده برای ارسال و دریافت نور در نظر گرفته شده است، تمام محفظه بسته است، بنابراین برای گیرنده این امکان فراهم می‌شود که فقط از نقطه‌ای که در مقابل آن قرار داده شده است نور دریافت کند و یا فرستنده فقط به نقاط مقابل خود اشعه ارسال کند. به این ترتیب محدوده دریافت و ارسال نور محدودتر شده و امکان تمرکز[1] و تنظیم بر روی نقاط مشخص شده بر چشم بهتر فراهم می‌شود. در نمودار (۱) بلوک طرح و الگوی کلی سیستم آورده شده است. فعال سازی فرستنده‌ها توسط یک موج متناوب ضربانی[2] انجام می‌شود. دلیل استفاده از موج ضربانی این است که به LEDها فرصت خنک شدن داده می‌شود و به این ترتیب از رانش حرارتی فرستنده‌ها جلوگیری می‌شود و می‌توانند جریانهای بالاتری را تحمل کنند. همچنین پارازیت[3] هرتز برق شهر هم اثر ندارد. علاوه بر این چشم هم می‌تواند سطوح بالاتری از شدت روشنایی را نسبت به حالتی که نور به طور پیوسته به چشم تابیده می‌شود، تحمل کند(۱۷). این موج پالسی که یک موج مربعی با فرکانس ۲۵۰ هرتز است، توسط میکروکنترلر ایجاد می‌شود.



نمودار ۱ـ بلوک دیاگرام سیستم ردیاب حرکات چشم

گیرنده‌ها، نور تابیده شده از فرستنده‌ها و نور بازگشتی ناشی از حرکت چشم که فرکانس نزدیک به یک هرتز دارد و نور مادون قرمز موجود در محیط (امواج مادون قرمزساطع شده از بدن و یا مهتابی) را دریافت خواهند کرد. هرچه فرکانس موج فرستنده بیشتر باشد، تفکیک[4] و جداسازی امواج ناشی از حرکت چشم که بر روی موج مربعی فرستنده‌ها سوار شده‌اند، بهتر انجام می‌گیرد. ولی از طرفی گیرنده‌های نوری، دارای فرکانس کاری محدودی هستند. با آزمایش انجام شده

1 - Focus
2 - Pulse
3 - Noise
4- Demodulation

برروی این فتودیودها مشخص شد که در فرکانس‌های خیلی بالا جواب درستی نمی‌دهند، لذا با توجه به این مسائل فرکانس سیگنال مدوله کننده ۲۵۰ هرتز در نظر گرفته شده است. در اجرای این طرح سعی شده است تا فرستنده‌های نوری، نور را به نقاط نشان داده شده بفرستند و گیرنده‌های نوری نیز طوری قرار داده شوند که نور را از همین نواحی دریافت کنند. البته قابل ذکر است که به علت اندازه نسبتا بزرگ فرستنده ـ گیرنده‌های موجود، عملاً تنظیم کاملاً دقیق آنها برروی نقاط مشخص شده تقریباً غیر ممکن است، ولی حتی‌الامکان سعی شده است تا به طور تقریبی فرستنده ـ گیرنده‌ها در محل مناسبی که بتوانند جواب معقولی بدهند، قرار بگیرند. تفاضل جریان‌های نوری دو گیرنده بالایی برای نشان دادن وضعیت افقی چشم و مجموع جریان‌های نوری در دو گیرنده پایینی به عنوان معیاری برای وضعیت عمودی چشم به کار می‌روند.

پس از دریافت سیگنال‌های ناشی از حرکات افقی و عمودی چشم، ابتدا این سیگنالها از یک فیلتر فعال بالا گذر عبور داده می‌شوند تا مقدار DC ناشی از بایاس فتودیودها حذف شده و در مراحل بعدی تقویت بیشتری روی سیگنال انجام شود. برای جدا سازی سیگنال ناشی ازحرکات چشم (با فرکانس زیر یک هرتز) از سیگنال ناشی از پالس مدوله کننده، از یک مدار ساده آشکار ساز پوش استفاده شده است. بعد از آن هم یک فیلتر پایین گذر جهت حذف تغییرات فرکانس حامل قرار داده شده است. همین عملیات برروی هر چهار گیرنده نشان داده شده در نمودار (۱) تکرار می‌شود. زمانی که چشم به سمت راست حرکت کند، گیرنده شماره ۱، سیاهی بیشتری از چشم را در مقابل خود خواهد داشت و نور کمتری دریافت خواهد کرد، بنابراین جریان خروجی آن نسبت به گیرنده شماره ۲ کمتر می‌شود. عکس این اتفاق برای حرکت چشم به سمت چپ وجود خواهد داشت. در نتیجه با دادن جریان خروجی این دو گیرنده به یک تقویت‌کننده تفاضلی می‌توان حرکات افقی چشم را ردیابی کرد. در مورد حرکات عمودی نیز به همین صورت، زمانی که چشم به سمت پایین حرکت می‌کند، دو گیرنده ۳ و ۴ نسبت به زمانی که چشم به سمت بالا می‌رود سیاهی بیشتری از چشم را می‌بینند و در نتیجه جریان خروجی آنها کمتر می‌شود. به این ترتیب با اندازه‌گیری مجموع جریان خروجی این دو گیرنده، به وسیله یک تقویت‌کننده جمع کننده، حرکات عمودی چشم ردیابی می‌شود. خروجی این دو (تقویت‌کننده جمع‌کننده و تقویت‌کننده تفاضلی) وارد دو مبدل آنالوگ به دیجیتال شده و پس از پردازش‌های لازم در میکروکنترلر توسط پورت سریال به رایانه فرستاده می‌شوند.

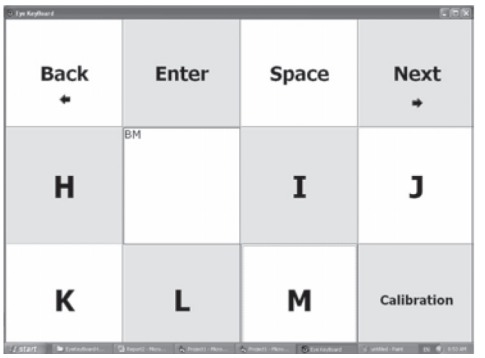
داده‌های دریافت شده توسط نرم‌افزاری که به زبان دیداری پایه[1] نوشته شده است، مورد پردازش قرار می‌گیرند. نرم‌افزار طراحی‌شده شامل دو قسمت کالیبراسیون سیستم و تشخیص حرف یا نماد[2] انتخاب شده و تایپ آن می‌باشد.

مرحله کالیبراسیون برای تنظیم سیستم برروی شرایط محیطی جدید ناشی از تفاوت سیگنالهای ثبتی از افراد مختلف به علت تفاوت دراندازه چشم، شدت نور برگشتی، سفیدی و زردی صلبیه و... در نظر گرفته شده است. کالیبراسیون سیستم در ابتدای کار توسط کاربر انجام می‌شود. همچنین در مواقعی که کاربر احساس کند به علت حرکات ناخواسته سرش، عملکرد سیستم افت پیدا کرده است، می‌تواند مرحله کالیبراسیون را با حرکت چشمش برروی خانه‌ای که به همین منظور برروی صفحه نمایشگر در نظر گرفته شده است، تکرار کند.

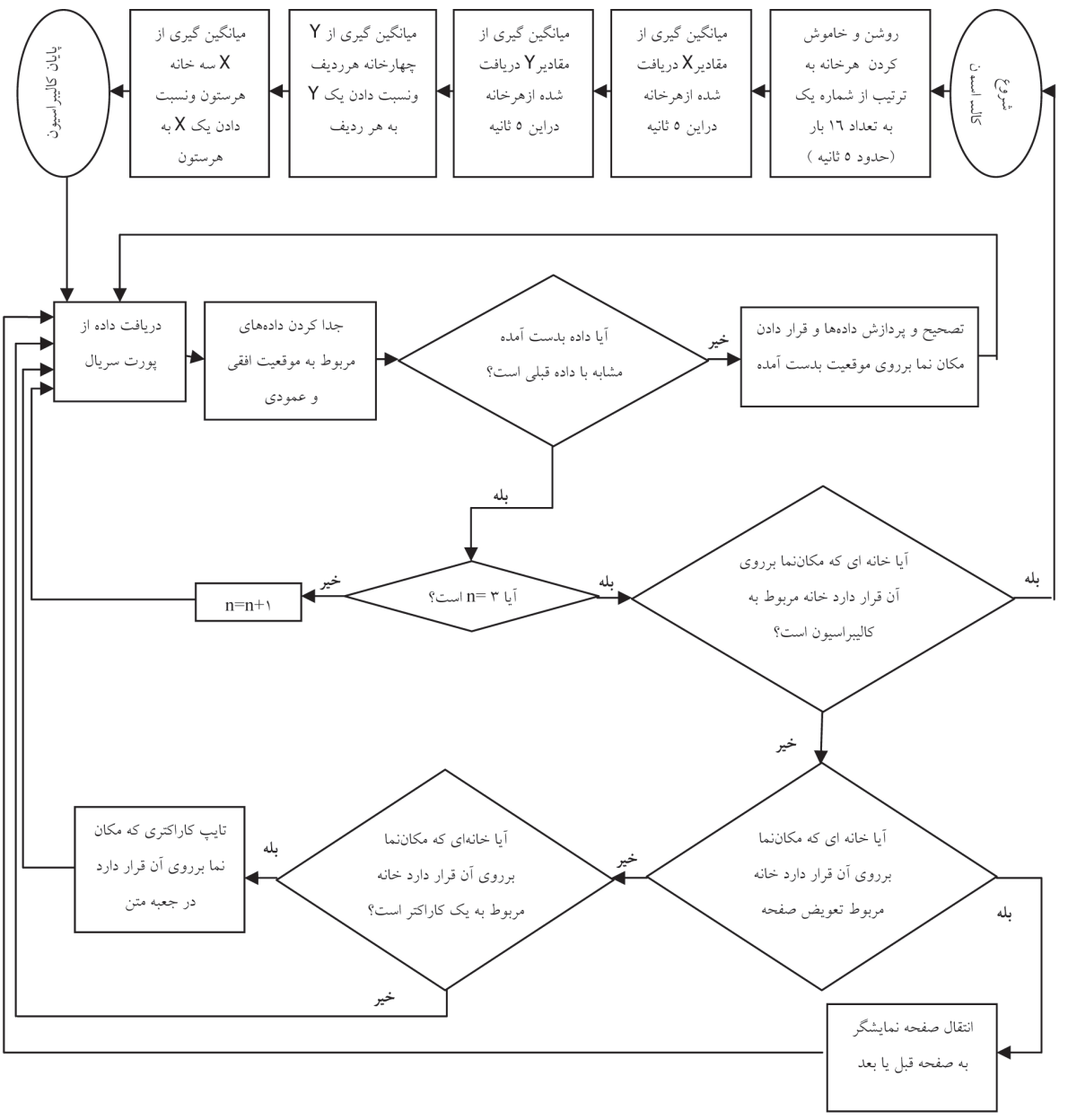
در مرحله کالیبراسیون، ۱۲ خانه‌ای که در شکل (۲) نشان داده شده است، به ترتیب به مدت چند ثانیه شروع به چشمک زدن می‌کنند. کاربر باید تا زمانی که آن خانه در حال چشمک زدن است، به آن نگاه کند، در نتیجه در این مدت نرم‌افزار داده‌هایی را دریافت خواهد کرد که مربوط به چرخش چشم به سمت آن خانه است. نرم‌افزار مقادیر ناشی از حرکات افقی چشم را در متغیر X و مقادیر مربوط به حرکات عمودی چشم را در متغیر Y ذخیره می‌کند. به این ترتیب بعد از پایان مرحله کالیبراسیون، نرم‌افزار محدوده داده‌های X و Y مربوط به هر خانه را خواهد داشت. در ادامه از مقادیر X مربوط به هر ستون میانگین گرفته می‌شود و یک مقدار X به هر ستون نسبت داده می‌شود. از مقادیر Y مربوط به هر ردیف نیز میانگین گرفته شده و یک مقدار Y برای هر ردیف در نظر گرفته می‌شود. در واقع با هر بار تکرار مرحله کالیبراسیون، مقادیر X و Y نسبت داده شده به هر ستون و ردیف هستند که تغییر می‌کنند تا سیستم برروی شرایط جدید تنظیم شود.

بعد از اتمام کالیبراسیون، صفحه‌ای شامل حروف و نمادهای مختلف ظاهر می‌شود (شکل ۲). زمانی که فرد به یک خانه نگاه می‌کند، نرم‌افزار داده‌های فعلی دریافت شده را با مقادیر X و Y مربوط به هر ستون و ردیف مقایسه کرده و خانه‌ای که فرد به آن خیره شده است را تشخیص می‌دهد(۳۳، ۳۲). در آخر تعیین می‌شود که خانه انتخاب شده مربوط به انجام چه نوع عملیاتی است، سپس آن عمل که ممکن است تایپ یک حرف یا علامت، انتقال به صفحات قبل یا بعد و یا کالیبراسیون باشد، اجرا خواهد شد. نمودار جریان امور (Flow chart) مرحله کالیبراسیون، تشخیص کاراکترها و تایپ حروف توسط نرم‌افزار در نمودار(۲) قابل مشاهده است.

1- Visual Basic
2- Character



شکل ۲ـ صفحه شامل کاراکترهای مختلف (در خانه‌ای که هیچ کاراکتری قرار ندارد، حروف تایپ شده دیده می‌شود)



نمودار ۲ـ فلوچارت مرحله کالیبراسیون، تشخیص کاراکترها و تایپ حروف توسط نرم‌افزار

به این ترتیب اگر کاربر بخواهد حروف و کاراکترهای دیگر را تایپ کند، می‌تواند با نگاه‌کردن به خانه Next و یا Back، به صفحات قبل و بعد منتقل شده و کاراکترهای مختلف را تایپ کند. پس از طراحی و آماده شدن سیستم، عملکرد آن از طریق آزمایش بر روی ۱۰ نفر مورد امتحان قرار گرفت.

یافته‌ها

۱۰ نفر مورد آزمون شامل ۵ مرد و ۵ زن و سن این افراد بین ۲۰ تا ۲۳ سال بوده و از نظر میزان دید، مشکلی در مشاهده خانه‌های تعبیه شده برروی صفحه نمایشگر بدون عینک نداشتند. قبل از شروع آزمایش اطلاعات لازم راجع به نحوه کار و عملکرد سیستم به فرد داده شد. همچنین فرد نسبت به اینکه استفاده از سیستم هیچگونه آسیبی به وی نخواهد رساند، توجیه شده و افراد با اطمینان از این مسئله و رضایت کامل در آزمایشات شرکت کردند. برای اطمینان بیشتر برروی هر فرد دو بار آزمایش انجام شد تا در تکرار اول فرد با نحوه کار سیستم به طور عملی آشنا گردد. به این ترتیب سیستم ۲۰=۲×۱۰ بار مورد آزمایش قرار گرفت. در این آزمایشات تعداد دفعاتی که هر کدام از این خانه‌ها درست تشخیص داده شد، ثبت گردید که در جدول (۲) نتایج آن ذکر شده است. علاوه بر این با ثبت متوسط زمان تایپ هر کاراکتر توسط هر فرد، میانگین و واریانس سرعت عملکرد سیستم اندازه‌گیری شد. همچنین با ثبت فواصل قابل تفکیک توسط سیستم برای افراد مختلف، میانگین و واریانس قدرت تفکیک فواصل سیستم نیز به دست آمد. نتایج به دست آمده از قدرت تفکیک و سرعت سیستم در جدول (۳) و نمودار (۳) آورده شده است.

جدول ۲ـ تعداد حالات موفق در تشخیص هر خانه با ۲۰ بار تکرار آزمایش

۱ ۲۰	۲ ۲۰	۳ ۱۷	٤ ۲۰
۵ ۱۵	٦ ٤	۷ ۱۵	۸ ۱٦
۹ ۲۰	۱۰ ۱۰	۱۱ ۱٦	۱۲ ۲۰

با توجه به نتایج جدول (۲)، به نظر می‌رسید که سیستم در تشخیص خانه ۶ مشکل دارد. به همین دلیل هنگام طراحی نرم‌افزار تایپ حروف، در این خانه هیچ کاراکتری قرار داده نشده و این خانه به عنوان محلی که حروف تایپ شده در آن نمایش داده می‌شود، در نظر گرفته شد (شکل ۲). البته در مورد سایر خانه‌ها، نتایج حاکی از تکرارپذیری نسبتاً بالا و قابل قبول سیستم می‌باشد.

جدول ۳- نتایج حاصل از اندازه گیری سرعت سیستم و قدرت آن در تفکیک

متغیر	میانگین	واریانس
متوسط قدرت سیستم در تفکیک	٤/۱۱	۱/۳٦
متوسط سرعت عملکرد	٤/۲	۰/۹۹

برای محاسبه قدرت تفکیک فواصل توسط سیستم به این صورت عمل شد که ابتدا صفحه نمایشگر به قطعات کوچکتری تقسیم شد و ۶ خانه در محور افقی نمایشگر و ۷ خانه در محور عمودی آن تنظیم شد.

بعد از اجرای مرحله کالیبراسیون، از کاربران خواسته شد سعی کنند مکان نما را برروی این قطعات قرار دهند. سپس متوسط فاصله بین خانه‌هایی که توسط هر فرد درست تشخیص داده شده بود ثبت و میانگین آنها به عنوان قدرت تفکیک فواصل توسط سیستم گزارش شد.

متوسط سرعت عملکرد سیستم نیز به این ترتیب به دست آمد که از فرد خواسته شد مکان نما را با حرکات چشمش در خانه مشخصی مثلاً شماره ۱۲ قرار دهد، سپس مدت زمان انجام این کار ثبت شد. این عمل چند بار تکرار شده و با میانگین گیری از نتایج سرعت عملکرد سیستم به دست آمد.

نمودار ۳ ـ میانگین و پراکندگی داده‌های ثبت شده از سرعت عملکرد و قدرت تفکیک فواصل سیستم در افراد مورد آزمایش

همان طوری که در شکل (۲) دیده می‌شود، یکی از خانه‌ها برای کالیبره

کردن سیستم در نظر گرفته شد. آزمایشات برروی افراد مختلف نشان می‌دهد که بعد از یک مدت به علت حرکات ناخواسته سر سیستم از تنظیمات اولیه خود خارج شده و عملکرد آن در تشخیص خانه‌ها افت می‌کند(۳۵).

با کالیبراسیون مجدد سیستم می‌توان این مشکل را مرتفع نمود. مدت زمان کالیبره ماندن به کاربر بستگی دارد. به این معنا که اگر کاربر در حین استفاده از سیستم، موقعیت سر خود را نسبت به حالت اولیه زیاد تغییر ندهد، احتیاجی به کالیبراسیون مجدد نخواهد داشت. در کاربران تازه‌کار مدت زمان کالیبره ماندن سیستم کمتر است. هر چه فرد بیشتر از سیستم استفاده کند، به علت آشنایی بیشتر با نحوه کار سیستم، مدت زمان کالیبره ماندن، خطای تشخیص خانه‌ها و مدت زمان تایپ پایین‌تر می‌رود.

نتایج ثبت شده در جداول (۲) و (۳) از کاربرانی ثبت شده است که به طور کامل نسبت به نحوه عملکرد دستگاه توجیه شده‌اند و اگر مدت زمان کار با دستگاه در این افراد بالاتر رود، تغییر قابل ملاحظه‌ای در نتایج مشاهده نخواهد شد. به طور کلی می‌توان گفت مدت زمان آشنایی با نحوه کار دستگاه و همچنین کالیبره ماندن سیستم به کاربر بستگی دارد و در افراد مسن و یا مبتلا به بیماری‌های خاص مانند پارکینسون، این زمان افزایش می‌یابد.

با توجه به میانگین و واریانس به دست آمده از قدرت سیستم در تفکیک فواصل، صفحه نمایشگر ۱۵ اینچی به ۱۲ خانه تقسیم شده و ۱۲ کاراکتر مختلف برروی هرکدام از این نقطه‌ها که به فاصله ۷ سانتی متری از یکدیگر واقع شده‌اند، قرار داده شد. برای افزایش تعداد کاراکترها به این ترتیب عمل شد که از ۱۲ نقطه موجود، یکی برای رفتن به صفحه بعد و یکی برای صفحه قبل در نظر گرفته شد تا کاربر به کمک حرکات چشمش بتواند صفحه‌ای با کاراکترهای جدید را جایگزین صفحه موجود نماید.

آزمایشات نشان می‌دهد که اگر تغییرات عوامل تأثیرگذار برروی عملکرد سیستم از جمله فاصله فرد از صفحه نمایشگر و حرکات سر به حداقل برسد، فرد می‌تواند تمامی کاراکترهای تعبیه شده را در جعبه متن موجود تایپ کند. اگرچه ثابت‌نگه‌داشتن شرایط تأثیرگذار مشکل است و تغییرات باعث افت عملکرد سیستم می‌شود، ولی با اجرای دوباره مرحله کالیبراسیون توسط خانه‌ای که به همین منظور تعبیه شده است، مرتفع می‌شود.

در جدول ۴ میزان خطا و مدت زمان تایپ در دو حالت دستی و چشمی‌برای دو شخص سالم، ماهر و غیر ماهر در تایپ یک جمله ۱۲ کاراکتری آورده شده است.

جدول ۴ ـ میزان خطا و مدت زمان تایپ در دو حالت دستی و چشمی برای دو شخص سالم ماهر و غیر ماهر

متغیر		شخص ماهر	شخص غیر ماهر
خطای تایپ*	چشمی	٪۱۶	٪۳۳
	دستی	۰	٪۸/۳۳
مدت تایپ	چشمی	۳ دقیقه	۳۰: ۳ دقیقه
	دستی	۷ ثانیه	۱۸ ثانیه

* درصد نسبت تعداد کاراکترهای غلط به کل کاراکترها مبنای محاسبه بوده است.

بحث

امروزه تلاشهای زیادی در جهت طراحی و ساخت سیستم‌هایی که بتواند به افراد معلول اجازه کار با رایانه را بدهد، انجام شده است. تمامی‌سیستم‌هایی که تاکنون به این منظور ساخته شده‌اند یا از روش ثبت سیگنال‌های الکتریکی چشم استفاده کرده‌اند(۱۲) و یا از دوربین‌های تصویربرداری و تکنیک پردازش تصویر بهره گرفته‌اند(۲۷، ۲۶). در سیستم حاضر با استفاده از روش فتوالکتریک (استفاده از انعکاس نور مادون قرمز) سیستمی طراحی شده است که امکان تایپ حروف را به افراد معلول از دست، به‌کمک حرکات چشم می‌دهد. به‌کارگیری سیستم توسط تمامی‌سنین، ایمن بودن سیستم و عدم ایجاد آلودگی و حساسیت‌های پوستی، هزینه بسیار پایین طراحی و ساخت سیستم، کوچک بودن سیستم و سبک بودن آن، راه‌اندازی سریع و امکان کالیبراسیون سیستم توسط خودکاربر از جمله مزایای سیستم طراحی شده است که به علت استفاده از روش فتوالکتریک، به دست آمده‌اند. نتایج به دست آمده از به کارگیری سیستم نشان می‌دهد که با توسعه و بهبود سیستم می‌توان به افرادی که دچار قطع نخاع شده‌اند این توانایی را داد که بتوانند کارهای بسیار ساده را از طریق ارتباط با رایانه انجام دهند.

سیستم طراحی شده برروی ۱۰ نفر مورد آزمایش قرار گرفته است. نتایج به دست آمده از تکرار آزمایش برروی افراد نشان می‌دهد که یادگیری فرد از نحوه به کارگیری سیستم باعث بهبود نتایج می‌شود، بنابراین به نظر می‌رسد که قبل از به‌کارگیری سیستم کاربر نیاز دارد برای مدتی به طور آزمایشی با سیستم کار کند تا با عملکرد آن آشنا شود. همچنین به نظر می‌رسد اگر مدت زمان توقف برروی هر خانه، در مرحله کالیبراسیون بیشتر شود، در کار سیستم بهبود ایجاد می‌شود. در حال حاضر زمان توقف حدود ۵ ثانیه درنظر گرفته شده است. البته باید توجه داشت اگر این زمان خیلی طولانی شود، ممکن است باعث خسته شدن کاربر گردد. با نظر به نتایج ارائه شده در جدول (۲) به نظر

می‌رسد که سیستم در تشخیص خانه‌های ردیف وسط از ۱۲ خانه در نظر گرفته شده، کمی مشکل دارد. این مشکل در نتیجه پوشیده شدن قسمت‌های بالا و پایین چشم با پلک‌هاست که باعث افت قدرت تفکیک فواصل عمودی در سیستم می‌شود. یک راه حل برای رفع این مسئله بزرگتر نمودن خانه‌های ردیف وسط نسبت به دو ردیف بالا و پایین است. با این کار دامنه حرکت چشم هنگام مشاهده خانه‌های ردیف‌های بالا، پایین و وسط بیشتر خواهد شد. یکی از مشکلاتی که در استفاده از روش فتوالکتریک و حتی در روش تصویر برداری ویدیویی بعضاً به آن اشاره می‌شود، تأثیر حرکات سر بر عملکرد سیستم است. اگر میزان تأثیر حرکات سر در جهت‌های مختلف برروی خروجی اندازه‌گیری شده ناشی از حرکات چشم، خطی باشد، می‌توان با اندازه‌گیری میزان حرکت سر به‌کمک یک یا چند فرستنده ـ گیرنده دیگر که برروی پیشانی نصب می‌شوند، به نحوی این حرکات را در خروجی نهایی جبران نمود. در صورت وجود فرستنده ـ گیرنده‌های کوچکتر می‌توان با بالاتر بردن تعداد آنها و یا موازی و میزان‌کردن[1] پرتوهای تابشی، هدف گیری دقیقتری برروی مرز عنبیه و صلبیه داشت و خروجی دقیق‌تری به دست آورد. طراحی سیستم به صورت بی سیم نیز از جمله پیشنهادهایی است که باعث آزادی عمل بیشتر کاربر می‌شود.

نتیجه‌گیری

روش به کارگرفته شده در طراحی این سیستم علاوه بر ارتباط افراد معلول با رایانه می‌تواند زمینه ساز پژوهش‌ها و کاربردهای دیگری نیز باشد که از جمله آنها می‌توان به طراحی سیستم‌های ارتباطی افراد بیمار با پزشک و یا پرستار از طریق حرکات چشم اشاره نمود. دیگر کاربرد این سیستم می‌تواند در کنترل حرکت صندلی چرخ‌دار با چشم باشد. همچنین این سیستم می‌تواند در مطالعه حرکات چشم بعد از جراحی و کاشت پروتز به کار رود. یکی دیگر از زمینه‌های به‌کارگیری این سیستم در مطالعات روانشناسی مربوط به میزان توجه افراد به تصاویر مختلف است. به این ترتیب که به کمک سیستم، حرکات چشم برروی یک تصویر ثبت می‌شود، نقاطی که چشم بیشتر به سمت آنها رفته است، به عنوان نقاطی که توجه فرد را جلب کرده است، ثبت می‌شود. از نتایج این کار بیشتر در تقویت تصاویر تبلیغاتی استفاده می‌شود.

با استفاده از این سیستم فرد معلول می‌تواند بدون دخالت دست و تنها با حرکات چشمش، عمل تایپ را انجام دهد. سیستم طراحی شده توانایی تشخیص نقاطی به فواصل ۱/۳۶±۴/۱۱ سانتی متر را برروی صفحه نمایشگر دارد. سرعت عملکرد سیستم حدود ۰/۹۹±۴/۲ ثانیه است و تکرار پذیری بالا، کاربری آسان، کالیبراسیون سیستم توسط خود کاربر از جمله مزایای سیستم است.

یکی از مهمترین مزایای این سیستم نسبت به دیگر سیستم‌هایی که تاکنون برای ارتباط افراد معلول با رایانه طراحی شده‌اند، هزینه طراحی و ساخت بسیار پایین آن است که عمدتاً به علت روش به کارگرفته شده برای تشخیص حرکات چشم به دست آمده است. به این ترتیب توسعه چنین سیستم‌هایی بر پایه این روش می‌تواند در کشورهایی که بیمه افراد معلول را در خرید سیستم‌های توانبخشی یاری نمی‌کند، مناسب باشد.

منابع:

1- Azimi M. [designing and manufacturing a circuit of measuring eye movement, using optical way (Persian)]. Thesis for Master of Science in biomedical engineering. Engineering factuality of shahed university; 2002, pp: 15-35.

2- Murphy P, Duncan A, Glennie A, Knox P. The effect of scleral search coil lens wear on the eye. Br J Ophthalmol. 2001; 85 (3): 332–5

3- Van der Geest JN, Frens M A. Recording eye movements with video-oculography and scleral search coils: a direct comparison of two methods. Journal of Neuroscience Methods 2002; 114 (2): 185-95

4- Houben M J. Goumans J, Van der Steen J. Recording Three-Dimensional Eye Movements: Scleral Search Coils versus Video Oculography. Investigative Ophthalmology and Visual Science 2006; 47:179-87

5- Träisk F, Bolzani R, Ygge J. A comparison between the magnetic scleral search coil and infrared reflection methods for saccadic eye movement analysis. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 2005; 243(8): 791-7

6- Trisk F, Bolzani R, Tallstedt L, Schworm H D, Ygge J. Saccadic Eye Movement Velocity Measured with the Infrared Reflection and Search Coil Eye-Tracking Systems in Patients with Thyroid-Associated Ophthalmopathy. Strabismus 2007; 15(4):173 – 80

7- Frens M A, Van der Geest J N. Scleral, Search Coils Influence Saccade Dynamics. J Neurophysiol 2002; 88:692-8

8- Schmitt K U , Muser M H, Lanz C, Walz F, Schwarz U. Comparing eye movements recorded by search coil and infrared eye tracking. Journal of Clinical Monitoring and Computing 2006; 22: 49-53

9- Eggert T. Eye Movement Recordings: Methods. Neuro-Ophthalmology. Dev Ophthalmol. 2007; 40: 15-34

10- Malik A O, Ahmad J. Retina Based Mouse Control (RBMC). International Journal of Electronics, Circuits and Systems 2007; 1(4): 218-22

11- Langeman M. A Review of Eye Movement Tracking Research, University of Waterloo (2008), Available from: URL: http://www.langeman.net/SYDE_740_paper.html

12- Mir Sharifi S, Masoomi M. [rehabilitation of handicapped people for working with computer (Persian)]. Thesis for Master of Science in electronic engineering. Electronic Engineering factuality of Amir Kabir

Collimate

university; 2003, pp: 30-50
13- Norris G, Wilson E. The Eye Mouse: an eye communication device, Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE, 1997, 23rd Northeast, pp: 66-67.
14- Saraux H. Electrooculography and study of contrast sensitivity in the diagnosis of eye diseases. Bull Soc Ophtalmol Fr 1989; 89(8-9):1095-7
15- Bulling A, Ward J A, Gellersen H, Tröster G. Robust Recognition of Reading Activity in Transit Using Wearable Electrooculography, Spriger: Lecture Notes in Computer Science, 5013: 19-37
16- Lugmayr L. Gaze Communicator - Eye Movement Interface (2006), Available from: URL: http://www.i4u.com/article5335.html [cited Mar 27 2006]
17- Bos J, Clarke A, Bosman J, Jong I, Guillemant P, Moore, S, et al. Video-oculography: demonstrations of existing systems and algorithms, Proc. 3d VOG (University Hospital Tübingen, 1999), p.3
18- Bolt R A, The Human Interface: Where People and Computers Meet, Lifetime Learning Publications, Belmont, California, 1984, Available from: URL: www.diku.dk/~panic/eyegaze/node12.html.
19- Ramanauskas N. Calibration of Video-Oculographical Eye-Tracking System. Electronics and Electrical Engineering 2006; 72(8):65-68
20- Spink G A. PC eye-control for severely disabled, Available from: URL: http://news.bbc.co.uk/1/hi/technology/3246880.stm [cited 30 November, 2003]
21- Molander M E, Zeisz N S. Guides and indicators for eye movement monitoring systems. International Business Machines Corporation (Armonk, NY) (2008) United States Patent 7365738, Available from: URL: http://www.patentgenius.com/patent/7365738.html [cited April 29, 2008].
22- Betke M, Gips J, Fleming P. The Camera Mouse: Visual Tracking of Body Features to Provide Computer Access For People with Severe Disabilities. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 2002; 10(1):1-10
23- Cooke L. Is the Mouse a "Poor Man's Eye Tracker"?. Usability and Information Design 2006; 252-255.
24- Jacob J K. What You Look At is What You Get: Eye Movement-Based Interaction Techniques, Proc. ACM CHI'90 Human Factors in Computing Systems Conference. Addison-Wesley/ACM Press 1990, pp: 11-18
25- Tomoya S, Tadashi I. PC-based high-speed video-oculography for measuring rapid eye movements in mice, Neuroscience research 2004; 49(1):123-131
26- Kim S I, Cho J M, Jung J Y, Kim S H, et al. A Fast Center of Pupil Detection Algorithm for VOG-Based Eye Movement Tracking, Proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology, 27th Annual Conference, 2005, pp: 3188-91
27- Tobii Eye Trackers Co. Tobii World Leader in Eye Tracking & Eye Control (2008), Available from: URL: http://www.tobii.com/corporate.aspx
28- Meienberg O. Infrared reflection method for recording horizontal eye movements. An improved version for routine diagnostic studies. Fortschr Neurol Psychiatr 1987; 55:158–63
29- William G, Iacono D, Lykken T. Methodological Consensus in Smooth Pursuit Eye Movements: Workshop Contributions, Schizophrenia Bulletin 1983; 9(1):44-50
30- Martson R M. Optical Electronic Applied Circuit, Mohabbat Zadeh P. (Persian translator) first edition. Tehran. Ketab Paytakht Publication Company; 2006, pp: 50-74
31- Eye movement recording techniques in general; 1997, [Dissertation] Available at: [dissertations. ub. rug. nl / FILES / faculties / medicine / 1997 / f. n. boonstra /c 5. pdf
32- Nasrabadi A M, Baghdadi G. Controlling movement of cursor by eye movements in optical way, Proc. 13th Iranian conference on biomedical engineering, Sharif University of technology, 2007, pp: 467-473.
33- Baghdadi G, Jafarpisheh A, Motie Nasrabadi A. Designing snd Manufacturing Eyemouse-1 system (a rehabilitation tool for controlling mouse movements with eye). The Scientific Conference of Evolutionary Trend behind Rehabilitation & Technology, 2nd & 3rd Dec 2006.
34- Jafarpisheh A, Baghdadi G, Motie Nasrabadi A. New Ideas for Improving and Solving Limitation of Eyemouse-1 system. The Scientific Conference of Evolutionary Trend behind Rehabilitation & Technology, 2nd & 3rd Dec 2006.