دانشگاه صنعتی شریف

دانشکده مهندسی برق

گزارش پروژه کارشناسی ۲

موضوع پروژه

پیاده سازی یک سیستم برقراری تماس تلفنی هوشمند با استفاده از رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP

محمد صادق ریاضی

استاد راهنما: جناب آقای دکتر شمس الهی

استاد درس: جناب آقای دکتر آشتیانی

تیر ماه ۹۳

چکیده

یک رابط مغز-رایانه در حالت کلی به هر نوع ارتباط میان مغز و یک سیستم الکترونیک مانند کامپیوتر گفته می‌شود که پس از ثبت سیگنال‌های مغزی پردازش بر روی آنها شروع شده و معمولا نتیجه به صورت یک مسیر فیدبک به شخص داده می‌شود.این نوع رابط انواع مختلفی دارد و می‌تواند از نوع تهاجمی‌و یا غیر تهاجمی‌باشد. ما دراین پروژه از یک رابط غیر تهاجمی‌که با استفاده از سیگنال‌های مغزی EEG کار می‌کند استفاده کرده‌ایم. به منظور پیاده سازی یک سیستم BCI روش‌های گوناگونی وجود دارد، یک ازاین روش‌ها استفاده از SSVEP است که بر پایه تحریک‌های پایدار بینایی به مغز انسان کار می‌کند. یعنی هنگامی‌که شخصی به یک منبع نوسان کننده نور که با فرکانس مشخصی در حال نوسان است نگاه می‌کنداین نگاه کردن اثرات خود را به صورت افزایش فرکانس آن ناحیه در طیف فرکانسی سیگنال‌های مغزی خود را نشان می‌دهد.این امر اساس توانایی در تفکیک و تمایز دادن تصمیم‌های گوناگون کاربر است.این پیاده سازی می‌تواند بر روی تکنولوژهای مختلف نمایش اعم از LCD، CRT و یا LED باشد که هر کدام کاربردها و نقاط ضعف و قوت خاص خود را دارند. ما دراین پروژه به منظور بهره‌گیری از امکانات گرافیک کامپیوتر از LCD استفاده کرده‌ایم که مزایای زیادی را دارد. هدف از پیاده سازی‌این پروژه در نهایت ساخت سیستمی‌است که فرد با نگاه کردن به ارقام یک شماره تلفن به صورت متوالی اقدام به برقراری یک تماس تلفنی بکند. هنگامی‌که فرد با نگاه کردن‌های متوالی ارقام خود را انتخاب کرد، این ارقام از طریق ارتباط بلوتوثی با نرم‌افزار نوشته شده بر روی سیستم عامل Android فرستاده شده و دستگاهی که این نرم‌افزار بر روی آن نوشته شده است، اقدام به برقراری‌این تماس تلفنی می‌کند.

واژگان کلیدی:

رابط مغز-رایانه BCI، تحریک‌های مغزی پایدار SSVEP، برقراری تماس تلفنی، سیگنال‌های مغزی EEG

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه ۱

۱-۱ تاریخچه ۱

۱-۲ هدف پروژه ۲

۱-۳ ساختار گزارش ۲

فصل دوم: مغز، EEG، BCI و پدیده SSVEP ۳

۲-۱ مقدمه ۳

۲-۲ مغز انسان ۳

۲-۳ شبکه نورونی ۴

۲-۴ سیگنال مغز EEG ۴

۲-۵ رابط مغز رایانه (BCI) ۵

۲-۶ حالت پایدار تحریک‌های مغزی از طریق بینایی SSVEP ۸

۲-۷ آنالیز نویز ۱۰

۲-۸ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۱۱

فصل سوم: مروری بر کارهای مرتبط SSVEP-based BCI ۱۳

۳-۱ مقدمه ۱۳

۳-۲ رابط مغز-رایانه هماهنگ شونده با کاربر مبتنی بر رابط SSVEP و P300 ..... ۱۳

۳-۳ بررسی یک رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP ۱۵

۳-۴ یک ارتباط ساده به وسیله رابطه مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP ۱۹

۳-۵ رابط‌های مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP با نرخ انتقال داده بالا ۲۳

۳-۶ یک رابط مغز-رایانه مبتنی بر موبایل برای کاربردهای روزانه ۳۱
۳-۷ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۳۴
فصل چهارم: پروتکل و طرح پیشنهادی ۳۶
۴-۱ مقدمه ۳۶
۴-۲ طبقه‌بندی بر اساس انرژی هر باند ۳۷
۴-۳ مقایسه کانال‌های مختلف و تاثیر گذاری آنها در پردازش ۳۸
۴-۴ طراحی محیط گرافیک ۱ ..... ۴۰
۴-۵ طراحی محیط گرافیک ۲ ..... ۴۳
۴-۶ انتخاب فرکانس‌های کاری ۴۴
۴-۷ بلوک دیاگرام پیاده سازی پروژه و معرفی بلوک‌های آن ۴۵
۴-۸ برنامه Stimulator جدید پیاده سازی شده ۴۷
۴-۹ پردازش سیگنال مغزی و بهبود در عملکرد طبقه‌بندی ۴۷
۴-۱۰ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ۵۲
فصل پنجم: پیاده سازی و نتایج و بحث ۵۳
فصل ششم: جمع‌بندی، نتیجه‌گیری و پیشنهادات ۵۶
۶-۱ جمع‌بندی ۵۶
۶-۲ نتیجه‌گیری ۵۷
۶-۳ پیشنهادات ۵۷
مراجع ۵۸

فصل اول: مقدمه

۱-۱ تاریخچه

رابط‌های مغز-رایانه (BCI) در سالیان گذشته اهمیت به سزایی در کاربردهای گوناگون مهندسی پزشکی پیدا کرده‌اند. به طوریکه هر ساله کاربردهای گوناگونی برای آنها بوجود می‌آید.این کاربردها می‌تواند کمک به یک فرد ناتوان و یا بیمار بوده و یا باعث بوجود آوردن یک سیستم برای افزایش رفاه افراد عادی باشد. در کاربرد اول می‌توان به سیستم‌هایی اشاره کرد که فرد حتی قادر به حرکت دست و یا انگشتان خود نیز نیست و دراین حالت انجام اعمال گوناگون با استفاده از تفکر و یا حرکت چشم بر روی صفحه نماشگر بسیار با اهمیت و ضروری است. با ادامه پیشرفت‌اینگونه سیستم‌ها می‌توان کاربردهایی برای افراد عادی نیز متصور شد، کاربردهایی نظیر انجام فعالیت‌های مشخصی در حالی که تمرکز اصلی بر روی فعالیت دیگری بوده واندام‌های حرکتی نمی‌توانند مورد استفاده قرار بگیرند. به عنوان مثال چنانچه شخصی در هنگام رانندگی مایل به فرستادن پیامکی و یا انجام فعالیت دیگری باشد نمی‌تواند از دست و یا نگاه خود استفاده کند، بنابراین دراین حالت اگر رابط مغز-رایانه‌ای وجود داشته باشد که با تفکر وی بتواند چنین فعالیت‌هایی را انجام دهد بسیار حایز اهمیت است.

۱-۲ هدف پروژه

هدف‌این پروژه ساخت یک رابط مغز-رایانه BCI مبتنی بر SSVEP است که کاربرد آن شماره‌گیری یک تلفن به صورت نگاه کردن به یک صفحه کلید که بر روی مانیتور LCD نشان داده می‌شود، است.این سیستم به‌این صورت کار می‌کند که شخص از رقم اول شماره تلفن مورد نظر خود شروع کرده و به آن شماره در صفحه کلید نمایش داده شده نگاه می‌کند، هنگامی‌که یک طبقه‌بندی قابل اعتماد اتفاق افتاد،این تغییر به صورت گرافیکی بر روی صفحه نمایش نشان داده شده و همچنین به صورت صوتی پخش می‌شود تا شخص از تصمیم و نوع طبقه‌بندی سیستم اطلاع یابد. در صورت طبقه‌بندی اشتباه از سوی سیستم شخص می‌بایست به دکمه "بازگشت" نگاه کرده تا عمل قبلی از بین برود. هنگامی‌که تعداد ارقام به بیشینه مقدار خود رسید و یا شخص دکمه "تماس" را انتخاب کرد، سیستم به شماره انتخاب شده تماس برقرار می‌کند.

۱-۳ ساختار گزارش

دراین گزارش ابتدا در فصل دوم به معرفی برخی مفاهیم و موضوعات اساسی مانند ساختار کلی مغز انسان، سیگنال‌های مغزی، رابط‌های مغز-رایانه و پدیده SSVEP می‌پردازیم. دلیل‌این امر استفاده مکرر ازاینگونه مفاهیم و اصطلاحات در ادامه گزارش می‌باشد.

در فصل سوم مروری خواهیم داشت بر برخی از کارهای مهم و مشابه گذشته و توصیف بخش‌های بخصوصی ازاین فعالیت‌ها که دراین پروژه استفاده شده و دارای اهمیت است.

در فصل چهارم به توصیف و توضیح پروتکل، بلوک دیاگرام پروژه و طرح پیشنهادی برای پیاده سازی آن می‌پردازیم و بخش‌های مختلف را به تفصیل توضیح خواهیم داد. دراین فصل نگاهی خواهیم داشت بر الگوریتم پردازشی و چگونگی اتصال بخش‌های مختلف پروژه ساخته شده.

در فصل پنجم نتایج بدست آمده آورده شده است.

در انتها و در فصل ششم نیز به جمع‌بندی، نتیجه‌گیری و پیشنهادهای ارایه شده برای کارهای آتی خواهیم پرداخت.

فصل دوم: مغز، EEG، BCI و پدیده SSVEP

۲-۱ مقدمه

در توصیف هر سیستمی‌بهتر است ابتدا به مقدمات و اصطلاحات و مفاهیم که شالوده اصلی آن سیستم و یا پروژه را تشکیل می‌دهند پرداخته شود تا خواننده با مفاهیم اساسی آن پروژه آشنا شده و درک بهتر و جامع‌تری از آن توصیف داشته باشد و سپس به جزییات آن پروژه پرداخته شود. در ادامه ما به توصیف مختصری از مغز، سیگنال‌های مغزی، رابط‌های مغز-رایانه و انواع آن و نیز به پدیده SSVEP می‌پردازیم.

۲-۲ مغز انسان

مغز، مرکز دستگاه عصبی بدن است. مغز، نخاع و اعصاب محیطی از یاخته‌های عصبی میکروسکوپی به نام نورون ساخته شده‌اند، حدود ده هزار میلیون نورون فقط در قشر، حدود صدهزار میلیون نورون در سراسر مغز و چندین میلیون نورون هم در نخاع و اعصاب محیطی وجود دارند. هر نورون از سه قسمت عمده تشکیل شده‌است. نخستین

قسمت تنه‌است که به تنه سایر انواع یاخته بی شباهت نیست. نورون حاوی هسته و سایر ساختارهایی است که معمولاً در یاخته‌ها یافت می‌شوند. دومین قسمت نورون، از زواید کوتاه و چند شاخه‌ای تشکیل می‌شود که از تنه یاخته بیرون زده‌اند و داندریت‌ها خوانده می‌شوند. سومین قسمت، زایده دراز و باریکی است که آکسون نام دارد. آکسون به مثابهٔ سیم پیچی هر نورون است. آکسون پیام‌های الکتریکی عصب را در طول مسیر خود انتقال می‌دهد و نورون را به نورون دیگر یا به یکی از ماهیچه‌ها متصل می‌نماید.

۲-۳ شبکه نورونی

در دستگاه اعصاب میلیاردها نورون وجود دارند که پیام‌های عصبی را به صورت امواج الکتریکی ملایم منتقل می‌سازند. اما پیام‌های عصبی تنها از یک نورون به نورون دیگر منتقل نمی‌شوند. داندریت‌ها و انتهای آکسون‌ها به چند شاخه منشعب می‌شوند واین شاخه‌ها با چندین نورون ارتباط پیدا می‌کنند، به طوری که هر نورون با چندین نورون مجاور مرتبط می‌گردد. تعداد ارتباطات نورونی در سراسر دستگاه اعصاب فوق‌العاده زیاد است. مسیرهای متفاوتی که هر پیام عصبی می‌تواند انتخاب کند تقریباً پایان ناپذیرند.اندیشه‌ها، احساسات و یادهای ما به عنوان الگوهای ویژه پیام‌های عصبی باقی می‌مانند و دائماً از طریق چند مسیر معین به مغز انتقال داده می‌شوند. هر پیام از میان میلیاردها آکسون و داندریت فقط یک مسیر خاص را انتخاب می‌کند.

۲-۴ سیگنال مغز EEG

EEG مخفف کلمه "Electroencephalogram" است که با استفاده از یک سری الکترودها که در سطح مغز قرار می‌گیرند، فعالیت‌های الکتریکی مغز رااندازه‌گیری می‌کند. الکترودها به منظور جمع آوری ولتاژ در مکان‌های خاصی از مغز قرار می‌گیرند. قبل ازاینکه الکترودها در سطح پوست قرار گیرند یک ژل‌هادی به منظور کاهش مقاومت روی پوست سر مالیده می‌شود، خروجی‌این الکترودها به ورودی یک تقویت کننده وصل می‌شود سپس از فیلترهای بالا گذر

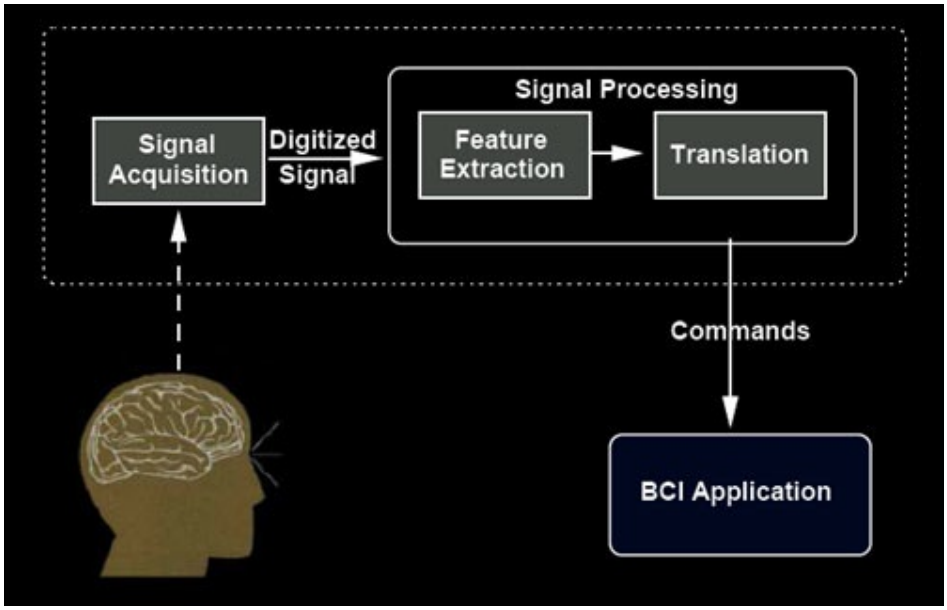
و پایین گذر عبور داده می‌شود. تغییرات در جریان اکسیژن خون با میزان فعالیت‌های عصبی ارتباط دارد. زمانی که سلول‌های عصبی فعال هستند اکسیژنی که توسط هموگلوبین خون حمل می‌شود را مصرف می‌کنند. پاسخ محلی به‌این کاهش اکسیژن افزایش جریان خون در ناحیه‌هایی است که فعالیت‌های عصبی زیاد است. از طرف دیگر در اثر فعالیت‌های عصبی و انتقال پیام‌های عصبی جریان الکتریکی تولید می‌شود که‌این جریان الکتریکی طبق قانون مارکوف یک میدان مغناطیسی را تولید می‌کند. با توجه به‌این مطالب ما روش‌های مختلفی برای‌اندازه‌گیری فعالیت‌های مغزی داریم: ۱ Positron Emission Tomography (PET)این روش جریان خون مغز رااندازه‌گیری می‌کند. ۲ Functional Magnetic Resonance Imaging (FMRI)این روش سطح اکسیژن خون رااندازه‌گیری می‌کند. ۳ Magneto encephalography (MEG)این روش سیگنال‌های مغناطیسی رااندازه‌گیری می‌کند. ۴ Electro Encephalography (EEG) این روش سیگنال‌های الکتریکی تولید شده توسط مغز رااندازه‌گیری می‌کند.

با وجوداین که دقت مکانی EEG پایین است ولی دقت زمانی آن بالاست و کمتر از چند میلی ثانیه می‌باشد. همچنین‌این روش به نسبت ارزان است و استفاده از آن نیز آسان می‌باشد. به دلیل‌این خصوصیات اکثر BCI ها ازاین روش برای ثبت فعالیت‌های مغز استفاده می‌کنند [9].

۲-۵ رابط مغز رایانه (BCI)

رابط مغز و رایانه از مجموعه‌ای از سنسورها و اجزای پردازش سیگنال تشکیل می‌شود که فعالیت مغزی فرد را مستقیماً به یک سری سیگنال‌های ارتباطی یا کنترلی تبدیل می‌کند. دراین سامانه ابتدا باید امواج مغزی را با استفاده از دستگاه‌های ثبت امواج مغزی ثبت کرد که معمولاً به دلیل دقت زمانی بالا و ارزان بودن و همچنین استفاده آسان، از الکتروانسفالوگرافی برای ثبت امواج مغزی استفاده می‌شود. الکترودهای EEG در سطح پوست سر قرار می‌گیرند و میدان الکتریکی حاصل از فعالیت نورون‌ها رااندازه‌گیری می‌کنند. در مرحله بعداین امواج بررسی شده و ویژگی‌های موردنظر استخراج می‌شود و از روی‌این ویژگی‌ها می‌توان حدس زد که کاربر چه فعالیتی را در نظر دارد. دراین مقاله‌این سیستم و پیشرفت‌هایی که تا کنون روی‌این سامانه صورت گرفته‌است، بررسی شده‌است. از آن جایی که هنوز سرعت و دقت‌این سیستم‌ها به حد قابل قبولی نرسیده‌است، هنوز به صورت تجاری وارد بازار نشده‌است اما از آن جایی که‌این سیستم‌ها روش نوینی برای برقراری ارتباط، خصوصاً برای افرادی که از نظر جسمی‌معلول هستند را فراهم می‌کنند،

گروه‌های پژوهشی زیادی روی‌این سامانه‌ها کار می‌کنند و امید است که دراینده‌ای نزدیک بتوان به سامانه‌هایی با سرعت و دقت بالا دست پیدا کرد. شکل ۲-۱ یک شماتیک کلی از یک رابط مغز-رایانه را نشان می‌دهد.



شکل ۲-۱. یک شماتیک کلی از سیستم رابط مغز رایانه. مرجع: [۱۲].

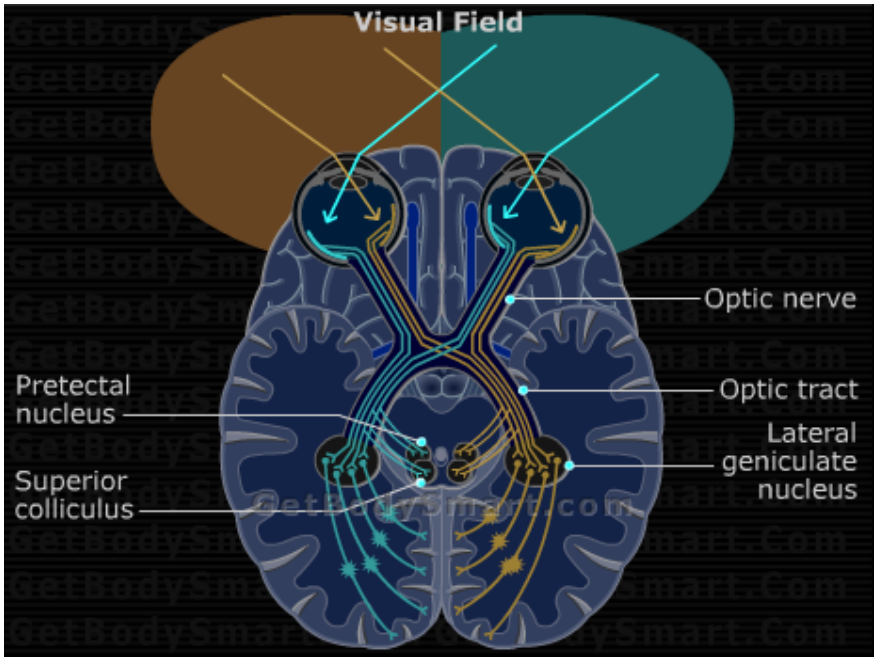
بیماری‌های مختلفی می‌توانند باعث صدمه دیدن سیستم عصبی عضلانی که مغز از طریق آن قادر به‌ایجاد ارتباط و اعمال کنترل به محیط خارج است شوند. بیماری‌هایی از قبیل فروافتادگی عضلات، حمله به ساقه مغز، آسیب‌های مغزی-نخاعی، فلج مغزی، دیستروفی ماهیچگی و فلج چندگانه مثال‌هایی از انواع بیماری‌هایی هستند که مسیر عصبی کنترل عضلات در آن‌ها آسیب می‌بیند. در شرایط حاد بیماری، فرد مبتلا ممکن است تمام حرکات ارادی خود را از دست بدهد. حتی ممکن است حرکات چشم و تنفس که اعمالی غیر ارادی هستند نیز امکان پذیر نباشد. به‌این گونه بیماران، اصطلاحاً Locked – in گفته می‌شود. در غیاب روش‌هایی برای جبران فیزیولوژیکی آسیب‌های وارده در اثراین بیماری‌ها، سه انتخاب برای بازآفرینی عملکرد طبیعی بیماران وجود دارد: ۱. افزایش قابلیت‌های مسیرهای عصبی-عضلانی باقی‌مانده. ۲. بازسازی عملکرد از دست رفته توسط عبور از مناطق آسیب دیده در مسیر عصبی. ۳. فراهم آوردن مسیر ارتباطی جدید برای مغز است که از طریق آن بتواند مستقیماً پیام‌ها و دستورالعمل‌های کنترلی را به محیط خارج ارسال نماید: یک رابط مغز و رایانه.

خصوصیتی که‌این رابط‌های مغز-رایانه را از سایر وسایل ارتباطی مجزا می‌کند، عدم نیاز به حرکتی آشکار در بدن به منظور انتقال اطلاعات می‌باشد. بدین‌ترتیب در حالتی‌ایده‌آل شخص باید بتواند بی حرکت در جای خود نشسته و با تمرکز بر برخی افکار و تولید امواج مغزی مناسب منظور خود را بیان کند. با توجه به عدم امکان تحرک در برخی بیماران، اهمیت‌این موضوع بیشتر نمایان می‌شود. مطالعات متعددی نشان دهنده تأثیر فعالیت‌ها و تصورات ذهنی گوناگون بر امواج مغزی بوده‌اند. به عنوان مثال، توان باند آلفا در هنگام عملیات لفظی در نیمکره چپ نسبت به نیمکره راست کمتر می‌شود.این در حالی است که در مورد عمل تصور دوران سه بعدی‌این موضوع برعکس است. به‌این پدیده اصطلاحاً عدم تقارن باند آلفا می‌گویند. به عنوان مثالی دیگر، تصمیم به حرکت می‌تواند یک ریتم خاص به نام ریتم میو را در سیگنال مغزی کاهش داده یا بلوکه نماید. نتیجه پژوهشی که توسط دویل بر عملیات حرکتی و غیرحرکتی انجام گرفت نشان می‌دهد که عملیاتی که منجر به تحریک قسمت‌های حرکتی مغز شوند، باعث‌ایجاد عدم تقارن بیشتری بین دو نیمکره می‌گردند. در یک تعبیر کلی‌این پژوهش‌ها نشان دهنده وجود تفاوت‌های قابل‌اندازه‌گیری در سیگنال مغزی که مرتبط با تصورات یا عملیات ذهنی متفاوت هستند، می‌باشد. به عنوان مثال، چنانچه ما بتوانیم با دقت بالا تفاوت بین یک عمل ذهنی که تحریک کننده نیمکره راست و عمل دیگری که تحریک کننده نیمکره چپ است را از یکدیگر و هر دو را از حالت استراحت تشخیص دهیم می‌توانیم یک الفبای سه حرفی داشته باشیم. بنابراین شخص می‌تواند باترجمه تفاوت‌های سیگنال EEG خود در قالب حروف، ۲۷ کلمه گوناگون بسازد. با در نظر گرفتن فرض‌های زیر، شخص می‌تواند دستورات متعددی صادر نماید: -حرف A نشانگر یک فعالیت ذهنی تحریک کننده نیمکره راست، حرف B نشانگر یک فعالیت ذهنی تحریک کننده نیمکره چپ، حرف C نشان دهنده حالت استراحت (فعالیت پایه) باترکیب نمودن‌این فعالیت‌ها فرد می‌توان دستورات ساده‌ای تولید نمود: ۱ :BC. برو ۲ :ABC. بایست ۳ :BAC. به سمت راست ۹۰ درجه برگرد و هزاران دستورالعمل دیگر.

چنین سیستمی‌می‌تواند به فرد معلول کمک نماید که با محیط اطراف خویش ارتباط برقرار نماید. به عنوان مثال، فرد به راحتی می‌تواند صندلی چرخدار خود را کنترل نماید. بنابراین تفکیک درست و نسبتاً سریع عملیات ذهنی می‌تواند پایه‌ای برای توسعه و طراحی سیستم‌های BCI باشد. دراین گزارش ابتدا با تاکید بر روش‌اندازه‌گیری EEG به شرح روش‌های مختلف‌اندازه‌گیری فعالیت‌های مغزی می‌پردازیم، همچنین در مورد ساختار مغز و امواج مغزی نیز توضیح داده شده‌است [12].

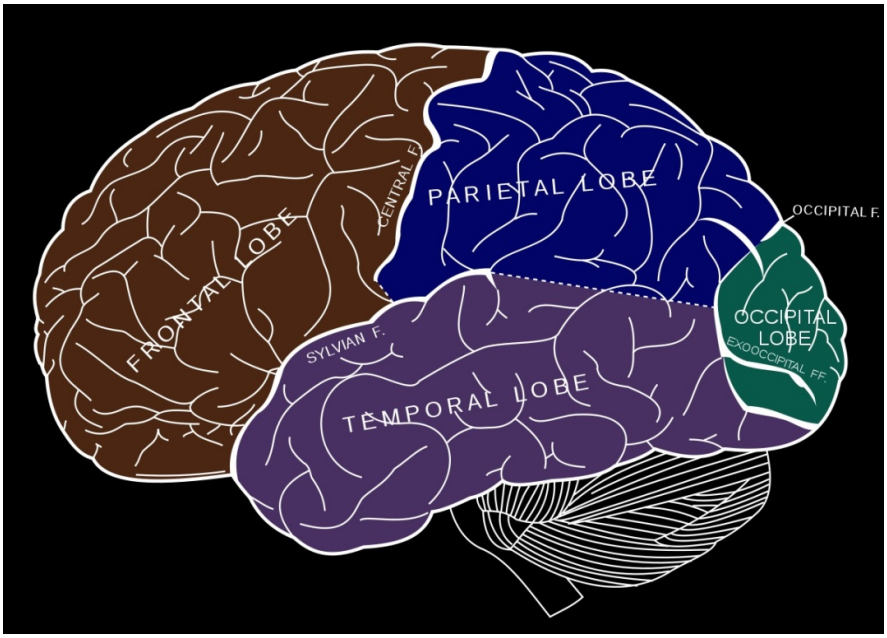
۲-۶ حالت پایدار تحریک‌های مغزی از طریق بینایی SSVEP

یکی از انواع پتانسیل‌های مغزی، SSVEP است که دراین پروژه ما قصد استفاده و تحلیل‌این نوع خاص از پتانسیل‌های مغز را داریم، بنابراین لازم است مختصری ازاین پدیده گفته شود. هنگامی‌که چشم در مقابل یک منبع نور نوسان کننده قرار می‌گیرد، فوتون‌های ساطع شده از منبع نور وارد کره چشم می‌شوند و به سلول‌های بینایی واقع در انتهای کره چشم برخورد می‌کنند. حاصل‌این برخورد تولید جریان الکتریکی در نورون‌های متصل به‌این سلول‌ها بوده که می‌خواهند اطلاعات‌این منبع نور را به مغز مخابره کنند و به فراخوراین اتفاق اثر متناظر بر روی سیگنال‌های مغزی به خصوص مناطق که در پشت جمجمه واقع شده‌اند دیده می‌شود. به شکل ۲-۲ دقت کنید:



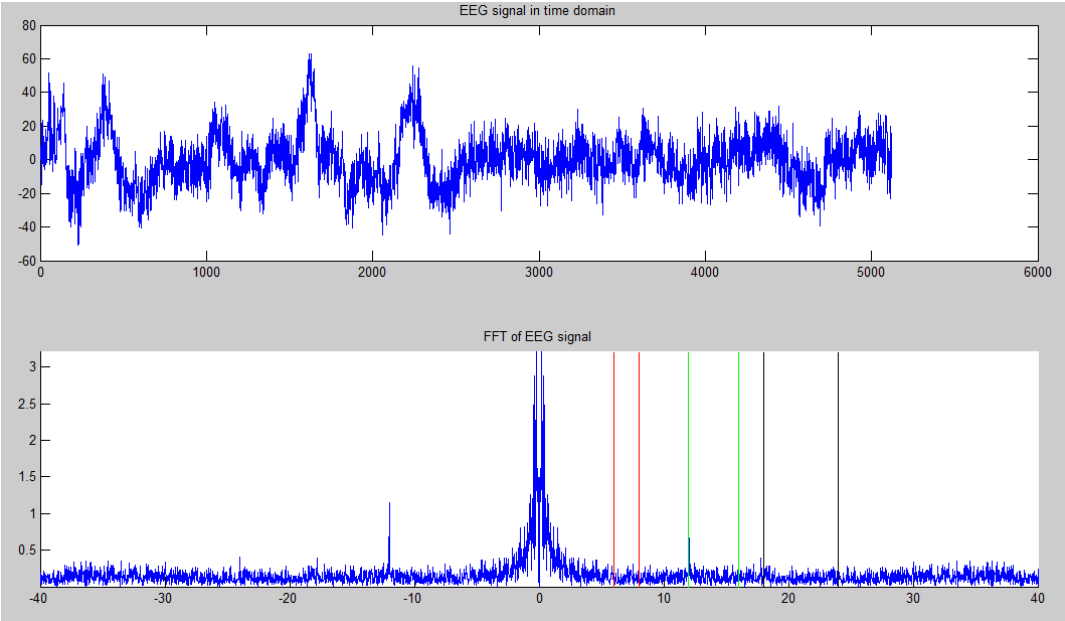
شکل۲-۲. نمای از بالای مغز انسان و جزییات مربوط به فرآیند بینایی. مرجع: [13]

در شکل ۲-۳ مناطق مختلف جمجمه دیده می‌شود، به بخش Occipital Lobe دقت کنید.



شکل۲-۳. نام بخش‌های مختلف مغز انسان .مرجع: [13]

حال چنانچه منبع نور مورد نظر با فرکانس خاصی نوسان کند، در سیگنال‌های مغزی، سیگنال سینوسی با همان‌فرکانس خود را نشان خواهد داد. به‌این سیگنال که همراه سیگنال EEG ثبت می‌شود، پتانسیل برانگیخته حالت دایمی(SSVEP) گفته می‌شود. بنابراین به‌این طریق ما قادر خواهم بوداین سیگنال را شناسایی کرده و فرکانس مورد نظر کاربر را بدست آوریم. در کاربردهای عملی معمولا از فرکانس‌های ۶هرتز تا ۳۰ هرتز استفاده می‌شود. دلیل‌این محدودیت، وجود دو حد بالا و پایین برای بازه فرکانسی استفاده شونده است. حد پایین ازاین واقعیت بوجود می‌آید که سیگنال‌های مغزی که در سطح جمجمه ثبت می‌شوند، از ناحیه جمجمه سر عبور کرده و هنگامی‌که‌این سیگنال‌ها بررسی می‌شوند، دیده می‌شود که دارای مولفه بسیار قوی در ناحیه DC می‌باشند، بنابراین‌این ناحیه از طیف فرکانسی که به طور ثابت و طبیعی انرژی بسیار بالایی داشته و سیگنال‌های SSVEP به سادگی از سیگنال‌های پایه‌ای مغز قابل تشخیص نمی‌باشند. حد بالا نیز به‌این دلیل است که عبور سیگنال از ناحیه جمجمه سر باعث حذف مولفه‌های فرکانس بالا شده و جمجمه به صورت یک فیلتر پایین گذر عمل می‌کند و بنابراین فرکانس‌های بالا نیز چندان قابل استفاده نمی‌باشند. شکل ۲-۴ یک نمونه از سیگنال‌های EEG حاوی سیگنال SSVEP و تبدیل فوریه آنرا نشان می‌دهد.



شکل ۲-۴. یک نمونه از سیگنال‌های مغزی(بالا) و تبدیل فوریه آن(پایین). همان‌طور که دیده می‌شود یک پیک مشخص در فرکانس ۱۲ هرتز وجود دارد. خط‌های عمودی: فرکانس‌های ۶ و ۸ هرتز وهارمونیک‌های دوم و سوم آنها

۲-۷ آنالیز نویز

رنج دامنه سیگنال‌های EEG برای کانالهای مختلف نسبت به هم متفاوت است. به همین منظور عمل نرمالیزاسیون برروی هر یک از کانالها می‌بایست صورت پذیرد.همچنین می‌بایستی OA (Ocular Artifact) از سیگنال EEG حذف شود. روشهای مختلفی برای حذف اثر پلک زدن چشم و حرکت ماهیچه ارائه شده‌است. یکی ازاین روش‌ها ICA (Independent Component Analysis) است. آنالیز اجزای مستقل تکنیک بازسازی سیگنالهای مستقل از روی سیگنالهای‌اندازه‌گیری شده‌است. بااین فرض که سیگنالهای‌اندازه‌گیری شده بصورت‌ترکیب خطی از سیگنالهای مستقل می‌باشند.

بررسی تکه‌ای سیگنال برای شناسایی OA و استفاده از ضریب تبدیل ویولت برای حذفOA ایده زیر برای حذف OA ارائه شده‌است. برای‌این منظور ابتدا یک میانگین‌گیری از سیگنالها که تأثیر پلک زدن و حرکت ماهیچه را بخوبی نمایان می‌کند انجام می‌دهیم و سپس سیگنال میانگین را به پنجره‌های ۴۰ نمونه‌ای تقسیم کرده و موقعیت بیشینه و کمینه دامنه را در هر پنجره مشخص می‌کنیم. سپس موقعیت مقدار ماکزیمم بین پیک ماکزیمم و پیک مینیمم را می‌یابیم.

حال مجدداً یک پنجره ۲۰ نمونه‌ای به مرکزیت پیک تعیین شده طبق روال توضیح داده شده در بالا انتخاب می‌کنیم. اگر قدر مطلق تفاضل نقطه ماکزیمم و نقطه مینیمم در پنجره جدید بیشتر از حد آستانه تعیین شده باشد،این پنجره بعنوان سیگنال OA قلمداد می‌شود. به مرکزیت پیک تعیین شده یک پنجره ۳۲ نمونه‌ای بطوریکه ۱۵نمونه قبل و ۱۶ نمونه بعد از آن را شامل شود به عنوان ناحیه OA تعریف می‌کنیم.این ناحیه را در سیگنال EEG مورد آزمایش نیز مشخص می‌کنیم.

۲-۸ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

دراین فصل به توصیف برخی از مفاهیم اولیه و اساسی که به‌این پروژه مرتبط بودند پرداختیم و با برخی اصطلاحات آشنا شدیم. مفاهیمی‌از قبیل‌اینکه مغز انسان از چه بخش‌های اصلی تشکیل شده است، سیگنال EEG چیست و چه اهمیتی برای ما دارد؟ با BCI آشنا شدیم و به بررسی پدیده SSVEP پرداختیم. در فصل آتی مروری مختصر خواهیم داشت بر چند نمونه از سیستم‌های رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP که می‌تواند در آشنا شدن بااین گونه سیستم‌ها بسیار مفید باشد.

فصل سوم: مروری بر کارهای مرتبط SSVEP-based BCI

۳-۱ مقدمه

آشنایی با کارهای مشابه و یا مرتبط انجام شده در گذشته پیش از انجام هر پروژه‌ای از اهمیت به سزایی برخوردار است و می‌تواند رهنمودهای بسیار ارزنده‌ای را در بر داشته باشد. به همین خاطر ما یک فصل مجزا را به‌این امر اختصاص داده‌ایم و دراین فصل ما توصیف مختصری از برخی سیستم‌های مرتبط بااین پروژه ارایه می‌دهیم و نقاط ضعف و قوت هر یک را بررسی می‌کنیم. بخش‌هایی ازاین سیستم‌ها که در پروژه نهایی نیز استفاده شده است به تفصیل بیشتری توضیح داده شده و دقیق‌تر به آنها پرداخته شده است.

۳-۲ رابط مغز-رایانه هماهنگ شونده با کاربر مبتنی بر رابط SSVEP و P300[1]

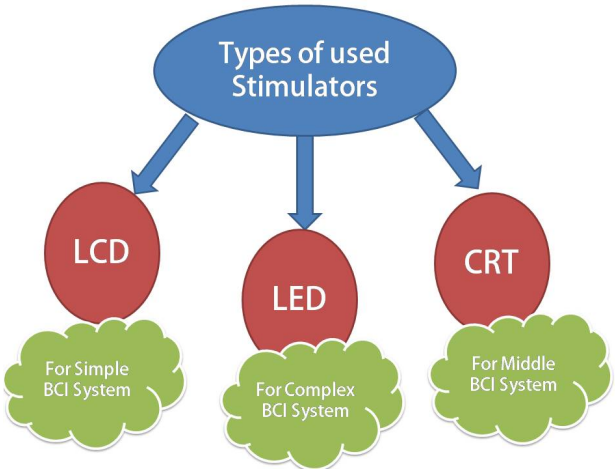
[1] User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces

این مقاله [14] ازاین جهت انتخاب شده است که دارای شرح متخصری از فعالیت و واکنش‌های پرکاربرد و رایج در حوزه BCI است. ما در ادامه به اختصار هر یک ازاین واکنش‌ها و پدیده‌ها را توضیح خواهیم داد:

- ß and µ :این نوع از فعالیت‌های مغزی که به‌ترتیب در باندهای ۸-۱۲ هرتز و ۱۲-۳۰ هرتز اثرات بارزتری دارند مربوط به تصورات حرکتی ذهنی می‌باشند. به‌این معنی که شخص با تصور حرکت بخشی از اعضای بدن خود و نه بوسیله حرکت دادن فیزیکی آنها، ریتم‌های خاصی در سیگنال‌های مغزی او تولید خواهد شد که پس از انجام پردازش‌های مناسب می‌توان تعیین کرد که‌این ریتم مربوط که به چه نوع تصوری بوده است و هدف شخص را مشخص کرد.
- P300:این سیگنال همان‌طور که در نام آن مشخص است سیگنالی است که پس از رویت پدیده‌ای که تعجب شخص را برانگیزد اثر خود را حدود ۳۰۰ میلی ثانیه بعد به صورت یک پالس بر روی سیگنال‌های مغزی در حوزه زمان و نه در حوزه فرکانس نشان خواهد داد. منظور از تعجب، هرگونه رخدادی است که می‌تواند شخص انتظار آن رویداد را نداشته و یا به نوعی با یک اتفاق عجیب رو به رو شود. مثلا هنگامی‌که شخص یک توپ با رنگ متفاوت را در میان تعداد زیادی توپ همرنگ می‌بیند،این سیگنال تولید می‌شود.
- VEP:این نوع سیگنال واکنش مغز به یک رویداد تصویری سریع است. هنگامی‌که دیدگان شخص در معرض یک چنین تحریکی قرار می‌گیرد، مغز واکنشی را با بروز سیگنالی نشان می‌دهد.این سیگنال که در حدود ۱۰۰ میلی ثانیه بعد افتی را در سیگنال‌های مغزی باعث می‌شود در حدود ۲۰۰ میلی ثانیه بعد صعود کرده و دامنه آن افزایش می‌یابد و به‌این طریق در سیگنال مغز در حوزه زمان خود را نشان می‌دهد. ازاین واکنش برای تعیین جهت خیره شدن چشم استفاده می‌شود.
- SSVEP:این نوع از واکنش مغز که مورد استفاده ما دراین پروژه هم هست دارای خصوصیاتی به شرح گفته شده در مقدمه‌این گزارش است.این سیگنال که اثر خود را در فرکانس‌های ۳-۷۵ هرتز خود را بارزتر نشان می‌دهد، واکنش به هنگام نگاه کردن به یک منبع نور نوسان کننده است که می‌تواند پیک‌هایی درهارمونیک‌های ۲ و ۳ نیز داشته باشد.
- SCP:این نوع از واکنش‌ها که با نام (Slow Critical Potentials) مربوط به واکنش‌های آرام و با تاخیر هستند که معمولا اثرات آنها در حدود ۰.۵ تا ۱۰ ثانیه بعد خود را نشان می‌دهد. دراین مورد در صورت تمایل به استفاده ازاین پدیده شخص مورد نظر می‌بایست آموزش‌هایی ببیند تا بتواند با کنترل‌این قابلیت از آن در پیاده سازی یک سیستم استفاده کند.

۳-۳ بررسی یک رابط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP

این مقاله[1] [1] به موضوع انتخاب نوع صفحه تحریک کننده (Stimulator) می‌پردازد. دراین مقاله آزمایش بر روی سه نوع تحریک کننده متفاوت شامل سه نوع متفاوت و سه نوع رویکرد متفاوت به صفحه نمایش معرفی و آزمایش شده‌اند، همان‌طور که در شکل ۳-۱ نشان داده شده است،این سه نوع نمایشگر عبارتند از: CRT , LCD , LED

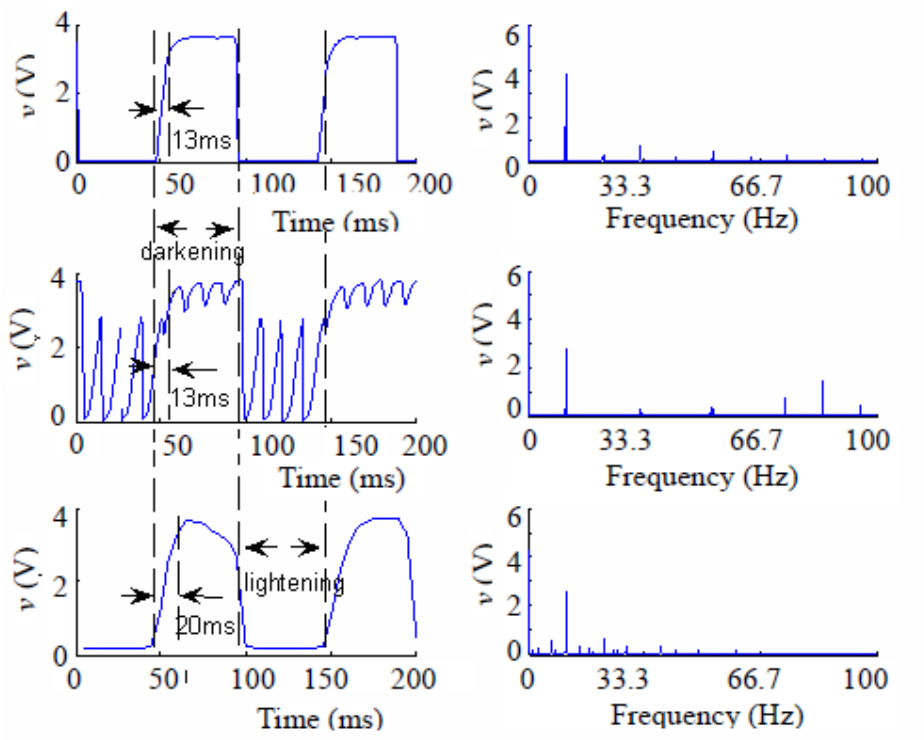


شکل ۳-۱. روش‌های گوناگون استفاده شده به عنوان منبع نور نوسان کننده

همان‌طور که در ادامه دیده خواهد شد و در شکل بالا به اختصار نوشته شده است. در سیستم‌های از پیچیده به ساده به‌ترتیب LED ، CRT ، LCD مناسب خواهند بود. دلیل‌این امراین است که هنگامی‌که با LED سروکار داریم بسته به نوع آن که می‌تواند با هزینه به مراتب بسیار پایین‌تری از دو نوع نمایشگر دیگر، LED با دقت نوسان (خاموش و روشن شدن متوالی) تهیه کرد و با قطعاتی نظیر میکروکنترولر، سیستم‌های برنامه پذیر مانند FPGAها، سرعت نوسان‌این نمایشگرها را کنترل کرد که نتیجه می‌تواند با دقت بسیار خوبی دیده شود. شایان ذکر است که زمانی که از LED سخن می‌گوییم منظورمان دقیقا دیودهای نوری که به عنوان واحد کوچک تولید نور است مد نظر است و منظور نمایشگرهای LED Monitor نیست. شکل ۲-۳ که از مقاله [1] گرفته شده است، نمودار زمانی سیگنال‌های تولید شده از هر نوع از نمایشگرها را نشان می‌دهد. در مورد CRT و LCD هم آنچه قابل تامل است‌این موضوع است که‌این نوع نمایشگرها با توجه به ماهیت ذاتی که در تازه کردن (Refresh) کردن اطلاعات و رنگ پیکسل‌های خود دارند، یک

[1] A Study on SSVEP-Based BCI

سقف را برای تولید حداکثر فرکانس ممکن بوجود می‌آورند که‌این حد برابر با نصف نرخ تازه کردن اطلاعات صفحه نمایش خواهد بود و بنابراین سرعت تغییرات بیشتر ازاین مقدار اساسا مورد دید کاربر قرار نمی‌گیرد و از دید او مخفی است چراکه صفحه نمایش با سرعت بیش از سرعت گفته شده نمی‌تواند اطلاعات صفحه را عوض کرده تااین نوسانات به چشم کاربر رسیده و اثر خود را در سیگنال‌های مغزی نشان دهد. از طرفی از لحاظ ماهیت SSVEP و اثرات و عواملی که دراین پدیده نقش دارند ما یک حد حدود ۷۰-۹۰ Hz را مشاهده می‌کنیم، به‌این معنی که فرکانس‌های بزرگ‌تر ازاین مقدار نمی‌توانند به طور مناسبی اثرات خود را در سیگنال‌های مغزی نشان دهند و عملا نمی‌توان ازاین سیگنال‌ها استفاده کرد، بنابراین محدودیت فرکانسی که CRT و LCD برای ماایجاد می‌کنند می‌توانند چندان ازاردهنده نباشد واین در حالی است که استفاده ازاین دو نمایشگر و به خصوص مورد دوم می‌تواند بسیار راحت‌تر همراه با امکانات نرم‌افزاری و گرافیکی بیشتری باشد که رقبت استفاده از مورد آخر را بیشتر خواهد کرد [11]. به شکل ۳-۲ نگاه کنید:

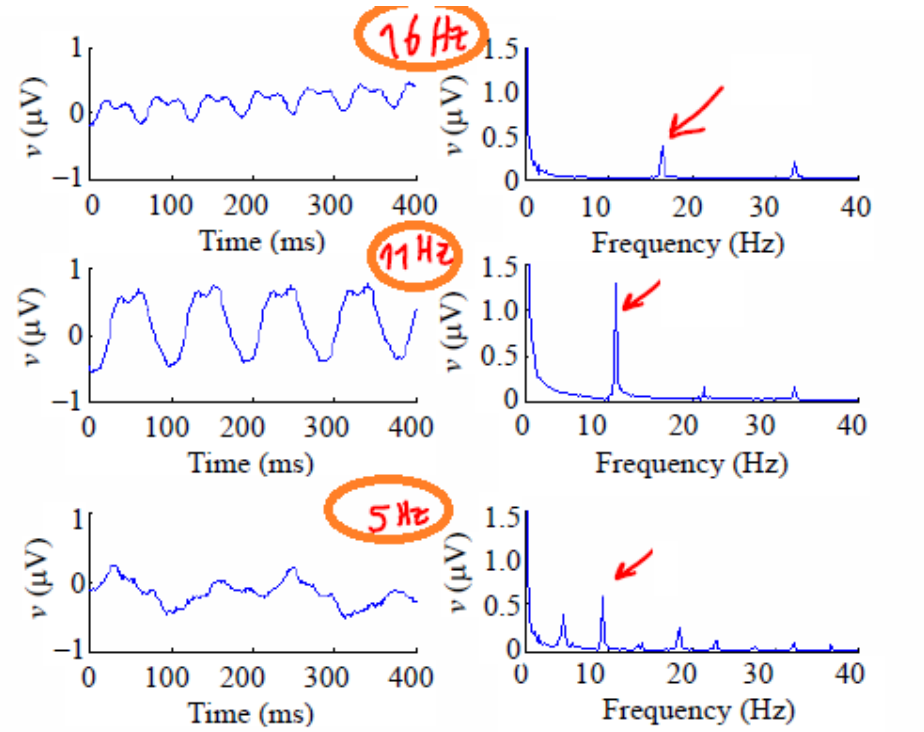


شکل ۳-۲. نمایش سیگنال در حوزه زمان و فرکانس برای منابع نوری نوسان کننده در فرکانس ۱۰.۸Hz. نمودار سمت چپ دو دوره تناوب نوسانی را برای نمایشگرهای LED،CRT،LCD را به‌ترتیب نشان می‌دهد. طیف‌این سیگنال‌ها نیز در ستون سمت راست نشان داده شده است.

مرجع: [1].

همان‌طور که از نمودارهای زمانی و نمودارهای حوزه فرکانس شکل بالا پیدا است، در حالتی که از LED استفاده می‌کنیم، پیک مشخصی در فرکانس مورد نظر که از دامنه بیشتری برخوردار است بدست خواهد آمد حال آنکه به‌ترتیب در دو حالت بعدی قله‌ها،اندازه‌های کمتری را به خود اختصاص داده‌اند. بنابراین همان‌طور که پیش بینی می‌شد استفاده از LED می‌تواند سیگنال تولید شده دقیق‌تری را در اختیار ما قرار دهد.

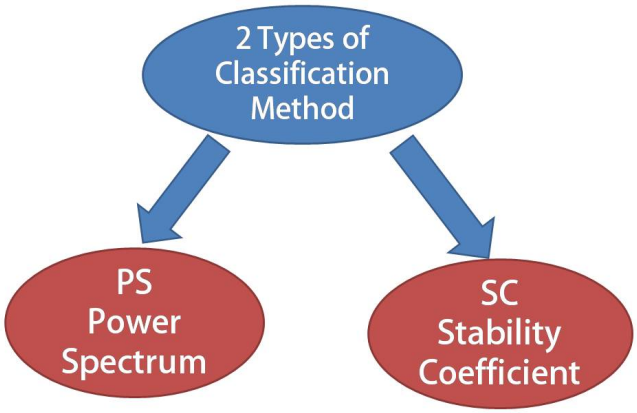
هنگامی‌که کاربر در معرض سیگنال‌های مشخص شده در بالا قرار می‌گیرد، سیگنال‌های مغزی متناظر گرفته شده به صورت شکل ۳-۳ خواهند بود:



شکل ۳-۳. نمودار SSVEP ناشی از تحریک توسط LED برای داوطلب KB در الکترود ۸۵. فرکانس نوسان کننده Hz۱۶.۱ ، Hz۱۰.۸ Hz۴.۶ بوده برای ردیف‌های اول تا سوم به‌ترتیب. مرجع: [1].

دقیق‌تر و بهتر بودن سیگنال‌های تولید شده اثر خود را در سیگنال‌های مغزی نیز نشان می‌دهند. همان‌طور که دیده می‌شود در شکل آخر که مربوط به LCD می‌باشد دارای مولفه‌های فرکانسی دیگری که دارای دامنه‌های قابل توجهی در قله‌هایشان می‌باشند، هست.این نوع مولفه‌های ناخواسته می‌توانند به شدت برای کارهای مورد نظر ما مضر و مخرب باشند و مدت

زمان پردازش ما را برای رسیدن به طبقه‌بندی مناسب بسیار طولانی‌تر کنند. دراین مقاله بر روی داوطلبان مختلف و بازای انتخاب حرف‌های متفاوت، از دو روش شکل ۳-۴ استفاده شده است و دقت‌های بدست آمده در جدول ۳-۱ منعکس شده‌اند.



شکل ۳-۴. روش‌های گوناگون طبقه‌بندی.

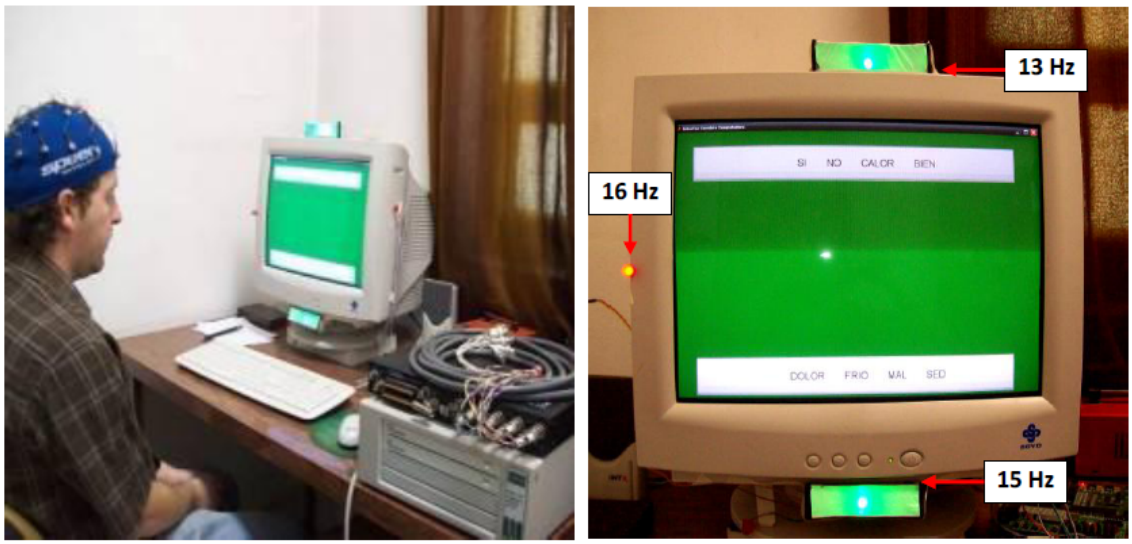
بازای‌این دو روش مختلف در یافتن فرکانس مورد نظر و بازای Subjectهای مختلف مورد آزمایش، اطلاعات در جدول ۳-۱ منعکس شده است. هدف نهایی‌این مقاله مقایسه بین Stimulatorهای مختلف و بررسی عملکرد هرکدام می‌باشد. با توجه به هدف نهایی پروژه ما که طبقه‌بندی‌های متوالی با زمانی حدود ۲ ثانیه است، دیده می‌شود که با توجه به جدول ۳-۱ دقتی در حدود ۹۴٪ در مکان نشان داده شده با روش SC می‌تواند بدست بیاید که بسیار مطلوب و قابل قبول است. در بسیاری از کارهای مشابه پیاده سازی شده دقت کمتر ازاین مقدار در زمانی طولانی‌تر بدست آمده است و همچنان که بدیهی است دقت با مدت زمان‌اندازه‌گیری و پردازش رابطه مستقیمی‌دارد.

جدول ۳-۱. دقت‌های‌اندازه‌گیری شده برای رابطهای مغز رایانه مشابه بازای طور پنجره‌های زمانی متفاوت برای تمام داوطلبان. مرجع: [1]

Sample length	Sub.	GQ	HYJ	LC	LCO	LY	SJS	WXL	ZP	ZSQ	ZXL	Mean/std.
	Electrode	72	77	60	72	73	85	76	76	67	73	
1s	SC	0.87	0.70	0.66	0.65	0.74	0.78	0.85	0.72	0.75	0.71	0.74/0.07
	PS	0.70	0.61	0.63	0.63	0.60	0.58	0.58	0.61	0.59	0.67	0.62/0.04
2s	SC	0.94	0.64	0.80	0.64	0.76	0.62	0.70	0.66	0.68	0.78	0.72/0.10
	PS	0.74	0.58	0.68	0.68	0.60	0.56	0.58	0.54	0.60	0.64	0.62/0.06
3s	SC	0.94	0.76	0.85	0.73	0.73	0.79	0.73	0.76	0.85	0.85	0.80/0.07
	PS	0.94	0.70	0.85	0.70	0.73	0.73	0.73	0.76	0.70	0.88	0.77/0.09
4s	SC	0.92	0.72	0.76	0.76	0.72	0.76	0.80	0.72	0.72	0.84	0.77/0.07
	PS	0.92	0.76	0.84	0.80	0.80	0.72	0.80	0.76	0.76	0.80	0.80/0.05

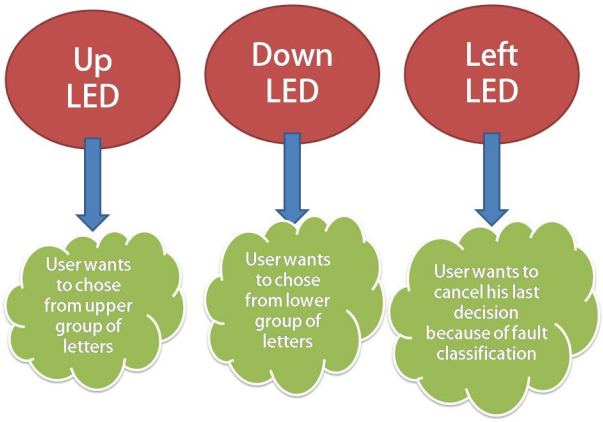
۳-۴ یک ارتباط ساده به وسیله رابطه مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP

دراین مقاله[2] به معرفی یک سیستم انتخاب بر اساس نگاه کردن کاربر بوسیله LED می‌پردازیم.این سیستم ساختار بسیار ساده‌ای دارد ولی برای معرفی یک سیستم SSVEP-based BCI بسیار مناسب و ساده است. دراین سیستم همان‌طور که از شکل ۳-۵ نیز پیداست سه LED متفاوت در سه طرف بالا، پایین و سمت چپ صفحه مانیتور با سه فرکانس متفاوت مشخص شده قرار گرفته‌اند.این سه LED با توجه به شکل۳-۶ به‌ترتیب وظایف زیر را برعهده دارند:



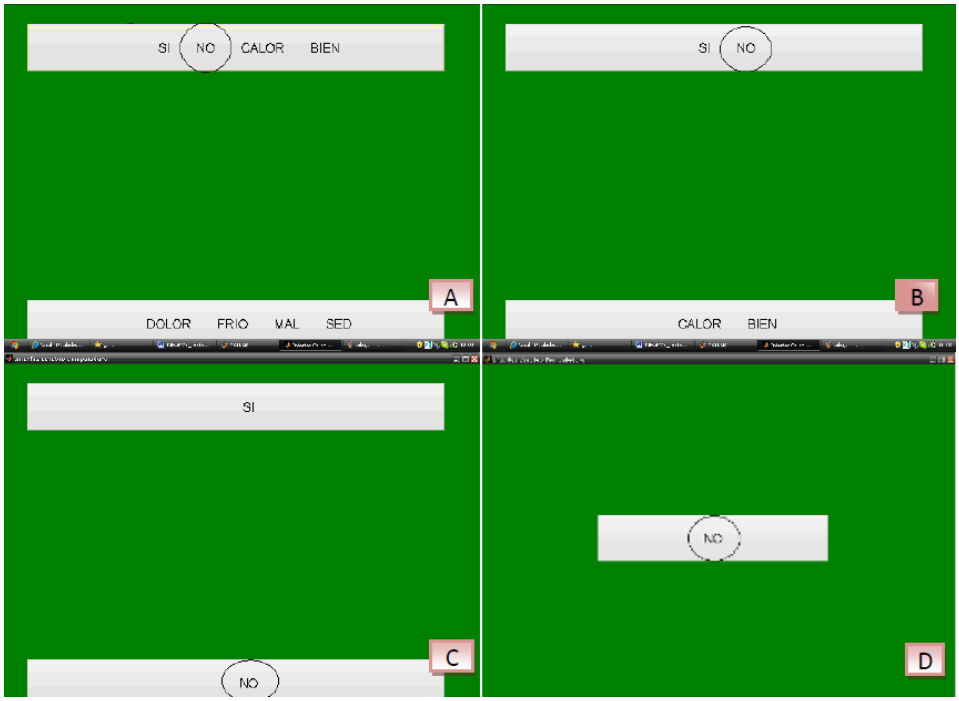
شکل ۳-۵. داده‌گیری به همراه کلاه مخصوص ثبت داده‌های سیگنال‌های مغزی(سمت چپ). صفحه نمایش و رابط گرافیکی (سمت راست).

مرجع :[2] .



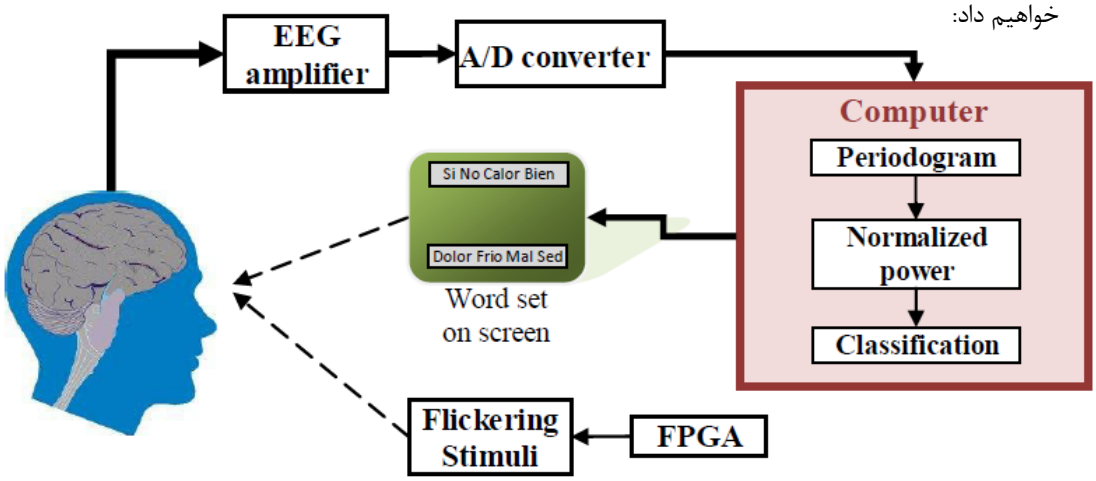
شکل ۳-۶. وظایف LEDهای مختلف استفاده شده.

همان‌طورکه در شکل ۳-۶ نیز توضیح داده شده است، LED بالا وظیفه انتخاب از مجموعه کلمات مشخص شده در دسته بالا و LED پایین وظیفه مشابه را برای دسته پایین و LED سمت چپ وظیفه بازگشت به وضعیت قبلی را در صورت اشتباه برداشت شدن نظر کاربر بر عهده دارد. در شکل ۳-۷ مراحل انتخاب یک کلمه خاص توسط کاربر را مشاهده می‌کنید:



شکل ۳-۷. مراحل انتخاب یک کلمه مورد نظر کاربر به صورت الگوریتم دو دویی. مرجع:[2] .

فرایند و روش پردازش بر اساس نمودار بلوک دیاگرامی‌شکل ۳-۸ است که مراحل آنرا یک به یک در ادامه توضیح خواهیم داد:



شکل ۳-۸. شماتیک کلی از رابط مغز-رایانه نهایی. مرجع:[2] .

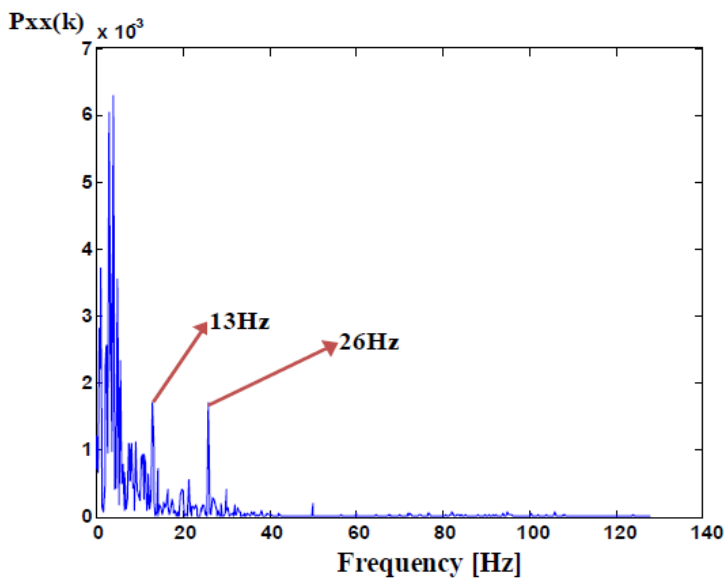
همان‌طور که در ۳-۸ بالا نیز مشخص شده است، LEDها به وسیله FPGAکنترل و مدیریت می‌شوند تا سیگنال نوسانی هر منبع نور را به وجود آورند. سیگنال دریافتی از الکترودهای موجود بر روی سر شخص پس از عبور از یک تقویت کننده سیگنال و مبدل آنالوگ به دیجیتال وارد کامپوتر می‌شود تا پردازش‌های مناسب بر روی آن انجام شود. سپس برای یک پنجره ۱۰۲۴ نقطه‌ای که به مدت یک ثانیه گرفته شده استاندازه تبدیل فوریه محاسبه شده و داریم:

$$P_{xx}(f) = \frac{T_s}{N} \left|\sum_{n=1}^{N} x[n]\, e^{-j2\pi f n T_s}\right|^2 \qquad (۱-۳)$$

اگراین مقدار را به ازای فرکانس‌های مورد نظر خود یعنی فرکانس‌های ۱۳ و ۱۵ و ۱۶ وهارمونیک‌های مرتبه دو و سه آنها و همچنین بازای مقادیر پایه محاسبه کنیم و به نوعی‌این مقدار را نرمالایز کنیم یعنی:

$$P_N(f_i) = \frac{P_{f_i}}{Pb_{f_i}} + \frac{P_{2f_i}}{Pb_{2f_i}} + \frac{P_{3f_i}}{Pb_{3f_i}} \qquad (۲-۳)$$

در انتهای بازه زمانی دلخواه که بااندازه‌گیری برای چند حالت متفاوت بدست آمده است،این پارامتر معرفی شده در بالا برای هر فرکانسی که بیشتر بود، فرکانس انتخابی ما خواهد بود، نمونه‌ای ازاین‌اندازه‌گیری در شکل ۳-۹ نشان داده شده است.



شکل ۳-۹. نمودار سیگنال مغزی کاربر نگاه کننده به منبع نوری نوسانی با فرکانس ۱۳Hz. همان‌طور که دیده می‌شودهارمونیک دوم کاملا واضح است. مرجع: [2].

دراین آزمایش نرخ انتقال اطلاعات که به صورت زیر محاسبه شده است بازای داوطلبان مختلف محاسبه واندازه‌گیری شده است و به صورت زیر است:

$$ITR = (1 - P_d)\,(log_2 N + (1 - P_e) log_2(1 - P_e) + P_e log_2(\frac{P_e}{N-1})) \qquad (۳-۳)$$

این نرخ ازاین سو اهمیت دارد که هرچقدراین عدد بیشتر باشد، نشان دهنده حجم اطلاعات پردازش شده بیشتر و انتخاب صحیح گزینه مورد نظر کاربر است که Pd احتمال دیده شدن SSVEP از سیستم پردازشی و Pe احتمال اشتباه انتخاب شدن گزینه توسط سیستم ما است.

جدول ۳-۲ خلاصه داده‌ها و اطلاعات و دقت‌های بدست آمده را نشان می‌دهد:

جدول ۳-۲ نتایج آزمایش. مرجع: [1].

Subjects	Average time [s]		ITR		Accuracy
	Total	by trial	bits/trial	bits/min	
1	45.1 ±17.8	9.465	1.185	7.625	100%
2	26.3±9.7	9.346	1.25	9.56	75%
3	17.3±0.5	5.73	1.58	16.616	100%
4	17±0.8	5.667	1.58	16.82	100%
Average	**26.42**	**8.159**	**1.185**	**12.121**	**94**

۳-۵ رابط‌های مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP با نرخ انتقال داده بالا

این مقاله که در واقع شالوده اصلی روند پردازش دراین پروژه می‌باشد هدفش دست یافتن به یک سیستمی‌است که دارای نرخ انتقال اطلاعات بالا بوده تا بتواند در مدت زمان نسبتا کوتاهی تصمیم کاربر را تشخیص داده و فرکانس طبقه‌بندی شده (انتخاب شده) را اعلام کند. گام به گام مراحل پردازش را در ادامه توضیح خواهیم داد.

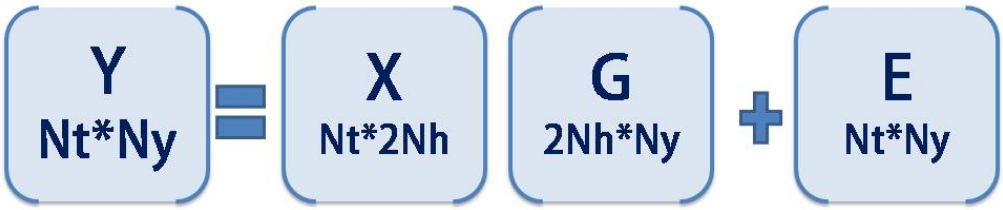
سیگنال y که در واقع همان‌سیگنال گرفته شده توسط الکترودهای متصل به سطح بیرونی سر کاربر است به صورت زیر مدل می‌شود:

$$y_i(t) = \sum_{k=1}^{N_h}(a_{i,k}\sin 2\pi kft + b_{i,k}\cos 2\pi kft) + E_{i,t} \qquad (۴-۳)$$

که در رابطه بالا N_h تعدادهارمونیک‌های در نظر گرفته شده برای هر فرکانس و $E_{i,t}$ سیگنال نویز و اثرات ناخواسته در الکترود i است.این مدل در واقع بیانگراین موضوع است که سیگنال‌های مغزی گرفته شده‌ترکیب خطی از سینوس‌ها و کسینوس‌های فرکانس دیده شده به همراه‌هارمونیک‌های آنها تا چند مرتبه و سیگنال نویز است که می‌تواند به فرم ماتریسی زیر نوشته شود:

$$y_i = Xg_i + E_i \qquad (۵-۳)$$

اندازه‌های ماتریس‌ها به صورت شکل ۳-۱۰ است:



شکل ۳-۱۰. نمایش ابعاد ماتریس‌های اشاره شده

که به‌ترتیب داریم:

- Nt: Number of Samples per computation
- Ny: Number of Electrods
- Nh: Number of Harmonics to be considered
- Ns: Number of Artificial Channels

در ادامه، ما به دنبال تشکیل یک کانال مصنوعی به صورت‌ترکیب خطی از سیگنال همه الکترودها هستیم به هدف‌اینکه اثرات نویز را که معمولا روی همه ورودی‌ها به صورت به هم وابسته وجود دارند تا حد ممکن ضعیف کنیم.این روش، روش MEC که مخفف (Minimum Energy Combination) است [۸]، همان‌طور که گفته شد هدفش حداقل کردن انرژی ماتریس E یعنی ماتریس نویز ما است. بنابراین داریم:

$$s = \sum_{i=1}^{N_y} w_i y_i = YW \qquad (۶-۳)$$

که ماتریس S در واقع ماتریس کانال‌ها تولید ما می‌باشد که به تعداد دلخواه و مورد نیاز (Ns) می‌توان از آن تولید کرد.این کار را با ضرب ضریب‌ها متفاوتی در سیگنال‌های مغزی، ماتریس (W) می‌توان بدست آورد:

$$S = [S_1, \dots, S_{Ns}] \qquad (۷-۳)$$

بنابراین با توجه به پروژکشن متعامد در یافتن ماتریس شبه خالص نویزی، ماتریس $\tilde{Y}$ را به صورت زیر محاسبه می‌کنیم:

$$\tilde{Y} = Y - X(X^T X)^{-1} X^T Y \qquad (۸-۳)$$

در ادامه هدف ما تعیین ضرایبی است که انرژی‌این ماتریس کمینه شود، یعنی:

$$\min_{\hat{w}} \|\tilde{Y}\hat{w}\| = \min \hat{w}^T \tilde{Y}^T \tilde{Y} \hat{w} \qquad (۹-۳)$$

همان‌طور که در مقاله [۹] توضیح داده شده است، جواب‌این معادله و ضرایب مناسب در واقع بردارهای ویژه ماتریس $\tilde{Y}^T\tilde{Y}$ است که بوسیله مقادیر نرمالایز شده باشند، یعنی:

$$W = [\frac{v_1}{\sqrt{\lambda_1}} \dots \frac{v_n}{\sqrt{\lambda_n}}] \qquad (۱۰-۳)$$

همان‌طور که گفته شد تعداداین کانال‌ها مصنوعی N_s به مقدار مورد نیاز است، یک روش برای یافتن‌این مقدار به صورت زیر است:

$$\frac{\sum_{i=1}^{N_s} \lambda_i}{\sum_{j=1}^{N_y} \lambda_j} > 0.1 \qquad (۱۱-۳)$$

تعیین حضور یک فرکانس خاص

به منظور یافتن حضور و یا عدم حضور یک فرکانس خاص در سیگنال‌های مغزی به صورت زیر عمل می‌کنیم:

$$\hat{P} = \frac{1}{N_s N_h} \sum_{l=1}^{N_s} \sum_{k=1}^{N_h} \|X_k^T S_l\|^2 \qquad (۱۲-۳)$$

واین ضریب را برای همه فرکانس‌های مورد انتظار بدست می‌آوریم. معمولااینکار را برای فرکانس‌های بین فرکانس‌های مشخص که خود تعیین کرده‌ایم نیز حساب می‌کنیم تا بتوانیم تخمین بهتری از طبقه‌بندی سیگنال بدست آوریم، سپس:

$$p_i = \frac{\hat{p}_i}{\sum_{j=1}^{j=N_f} \hat{p}_j} \; with \; \sum_{i=1}^{i=N_f} p_i = 1 \qquad (۱۳-۳)$$

$$1 \le i \le N_f$$

ضریب p_i را نیز که همان‌ضریب P قبلی منتها نرمالیزه شده است را بدست آورده و در صورت نیاز به بالا بردن دقت پردازش تبدیل زیر را نیز بر روی آن انجام می‌دهیم:

(۱۴-۳)

$$\acute{p}_i = \frac{e^{\alpha p_i}}{\sum_{j=1}^{j=N_f} e^{\alpha p_j}} \; with \; \sum_{i=1}^{i=N_f} \acute{p}_i = 1$$

مقدار $\propto$ معمولا ۰.۲۵ انتخاب می‌شود و با توجه به آزمایش‌های پیشین، بااین مقدار طبقه‌بندی (Classification) بهتری انجام می‌شود.

چگونگی تصمیم‌گیری

حال که برای تمام فرکانس‌های اصلی و بینی (فرکانس‌هایی که بین فرکانس‌های اصلی قرار دارند) مقادیر $P_i{}'$ را محاسبه کرده و شرایط زیر را بررسی می‌کنیم:

$$O = \begin{cases} argmax_i(p'_i), \\ p'_i \geq \beta, \\ i \leq 5 \end{cases} \tag{۱۵-۳}$$

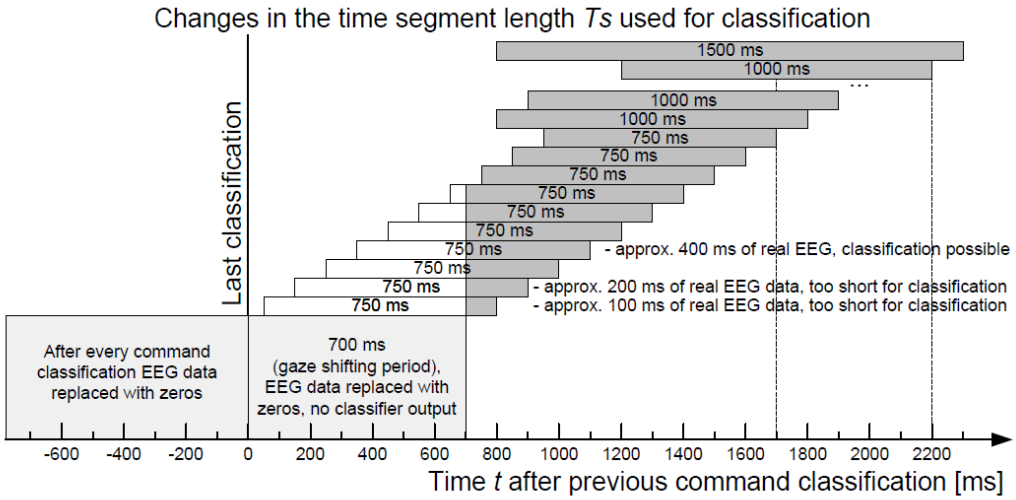
- ابتدا بیشینه $P_i{}'$ها را پیدا می‌کنیم.
- این بیشینه به منظور معتبر بودن می‌بایست از آستانهای (Threshhold) بیشتر باشد.
- این فرکانس در نظر گرفته شده می‌بایست جزو فرکانس‌های میانی نباشد(معتبر نیست) و دراین حالت اگر جزو فرکانس‌های میانی باشد، اطلاعات بی ارزش است.
- اگراین شرایط همگی بازای فرکانسی صادق بود،این فرکانس را به عنوان فرکانس انتخاب شده، اعلام می‌کنیم.

مقدار β معمولا ۰.۳۵ در نظر گرفته می‌شود.

بازه‌بندی زمانی

یکی دیگر از سوالاتی که باید پاسخ دهیم‌این است که پنجره زمانی خود را چگونه انتخاب کنیم تا طبقه‌بندی ما معتبر باشد؟ دراین مقاله پنجره‌بندی به صورت شکل ۳-۱۱ انجام می‌گیرد. در ابتدا شروع به ثبت داده‌ها می‌کنیم و در هر مرحله که دسته‌ای از اطلاعات جدیدی به دست ما می‌رسد، آنها را ذخیره کرده و در صورت بزرگتر بودن از بازه زمانی $400ms$ شروع به انجام محاسبات گفته شده می‌کنیم تا هر سه شرط اشاره شده در قسمت قبل در یک زمان صادق شوند. پس ازاینکه‌این در زمانی هر سه شرط صادق شدند، فرکانس انتخاب شده را گزارش کرده و بافرها را با صفر جایگزین می‌کنیم تا تاثیری در پردازش‌های‌اینده و بعدی نداشته باشند واین کار را دوباره انجام می‌دهیم.

نکته دیگری که باید توجه‌این است که در حالتی که پس از مدت زمان $1500ms$ همچنان همه شرطها صادق نبودند، تصمیم به دور ریختن همه اطلاعات می‌کنیم چراکه نشان دهنده وجود اشکال در بخشی از سیستم است و اطلاعات و فرکانس طبقه‌بندی شده معتبر نمی‌باشند و پنجره زمانی خود را ریست می‌کنیم.



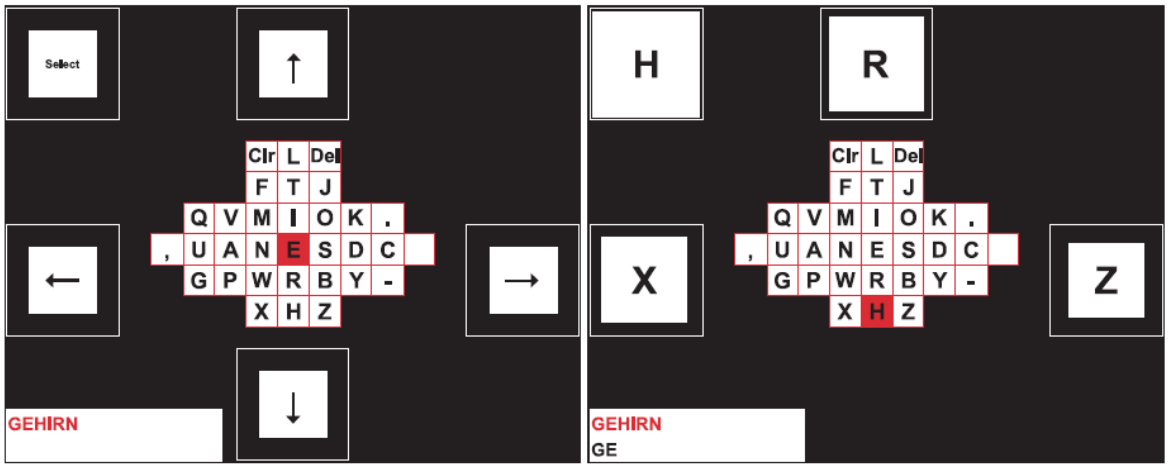
شکل ۳-۱۱. نمایش چگونگی صفر شدن پنجره زمانی پس از یک انتخاب طبقه‌بندی شده

همچنین نکته دیگر طول‌این پنجره می‌باشد که دراین مقاله از روش $Adaptive\ Mechanism$ استفاده شده، به‌این معنی که طول پنجره بسته به زمان و شریط به صورت فرمول۳-۱۶ تغییر می‌کند:

$$\forall t : T_s = \begin{cases} 750\text{ms}, & t \leq 1000\text{ms} \\ 1000\text{ms}, & 1000\text{ms} < t \leq 1500\text{ms} \\ \dots & \\ T_{s_n}, & T_{s_n} < t \leq T_{s_{n+1}} \\ \dots & \\ 4000\text{ms}, & t > 4000\text{ms} \end{cases} \qquad (۱۶\text{-}۳)$$

محیط گرافیکی

محیط گرافیکی سیستم به صورت شکل ۳-۱۳ است و کاربر می‌بایست به نگاه کردن به کلیدهای جهت بر روی حرف مورد نظر خود رفته و سپس به نگاه کردن به دکمه $Select$ کلمه مورد نظر خود را انتخاب کند و در صورت اشتباه بودن باید کلمه Del را انتخاب کند تا آخرین حرف پاک شود.



شکل ۳-۱۲. محیط گرافیکی سیستم. در ابتدا مکان نما بر روی مربع وسط (شکل سمت چپ) قرار دارد و در ادامه با توجه به فرکانسی که کاربر به آن خیره شده است،این مکان نما به سمت خواسته شده حرکت می‌کند و در نهایت با نگاه کردن به دکمه انتخاب، آن حرف انتخاب می‌شود. مرجع: [4]

نکته دیگری که وجود دارداین است که در حالت کلی دامنه قله‌ای که در حوزه فرکانس مشاهده می‌شود، وقتی که به یک فرکانس خاص نگاه می‌کنیم، به مساحت ناحیه نوسان کننده رابطه مستقیم دارد. بنابراین نتایج و نرخ انتقال اطلاعات همگی به‌این مساحت انتخابی بستگی دارد و بایداین نکته را نیز در نظر داشت.

محاسبه نرخ انتقال اطلاعات[1]

[1] Information Trasfer Rate (ITR)

این نرخ به صورت زیر محاسبه می‌شود که در آن A احتمال دقت طبقه‌بندی و N تعداد دستورات $Command$هایی است که کاربر می‌تواند داشته باشد که در مثال فوق برابر تعداد دکمه‌های نوسان کننده است. همان‌طور که از محیط گرافیک پیداست،این مقدار متغیر بوده و بسته به موقعیت کنونی $Cursor$، عددی بین ۲ و ۵ است.

$$B_t = \log_2 N + A\log_2 A + (1-A)\log_2\left[\frac{1-A}{N-1}\right] \qquad (۱۶-۳)$$

بنابراین نرخ انتقال اطلاعات به صورت کلی زیر می‌تواند نوشته شود:

$$B_m = \frac{60}{T}\cdot\sum_{N=2}^{5}\left[C_N\cdot B_t(N)\right] \qquad (۱۷-۳)$$

که در آن T مدل زمان لازم برای انتخاب همه حرف‌های یک کلمه و C_N تعداد عملیات انتخابی در یک عدد N خاص می‌باشد. پس از انجام مقداری محاسبات آماری رابطه کلی‌این نرخ به صورت زیر و دیگر مستقل از N بدست می‌آید.

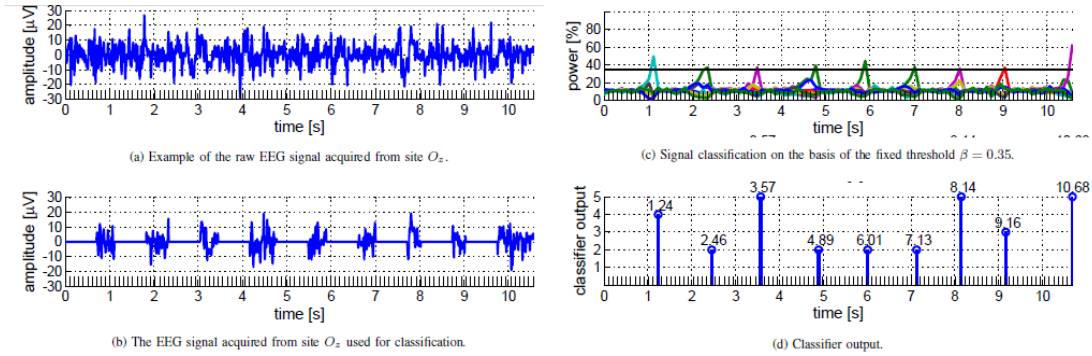
$$B_m = \frac{60}{T}\cdot 9\cdot B_t(5) \qquad (۱۸-۳)$$

و حد بالای‌این نرخ برابر است با:

$$ITR_{max} = \frac{60}{1.05}\cdot\log_2 5 \qquad (۱۹-۳)$$

داده‌ها و نتایج بدست آمده

در شکل ۳-۱۴ سیگنال مغزی در مراحل مختلف طبقه‌بندی نشان داده شده است:



(a) Example of the raw EEG signal acquired from site O_z.

(b) The EEG signal acquired from site O_z used for classification.

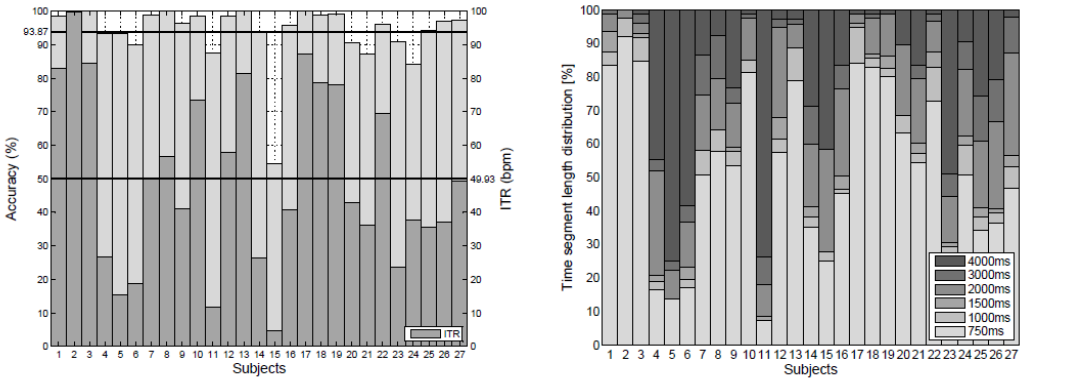
(c) Signal classification on the basis of the fixed threshold $\beta = 0.35$.

(d) Classifier output.

شکل ۳-۱۳. سیگنال‌های مراحل مختلف پردازش. الف) سیگنال خام. ب)سیگنال گرفته شده از کانال O2 به منظور پردازش

ج) سیگنال طبقه‌بندی شده بازای یک حد آستانه ثابت. د) سیگنال طبقه‌بندی شده نهایی. مرجع: [4]

توزیع طول پنجره‌های انتخاب شده در شکل ۳-۱۵ دیده می‌شود.



(a) Mean ITRs and accuracies over all subjects

(b) Distribution of the time segment length for all correct classifications

شکل ۳-۱۴. توزیع طول پنجره‌های زمانی مختلف برای انتخاب‌های صحیح برای همه داوطلبان (سمت راست). میانگین نرخ انتقال اطلاعات برای تمام داوطلبان(سمت چپ). مرجع: [4]

تمام نتایج بدست آمده بازای سعی در تایپ کردن کلمات گوناگون در جدول ۳-۳ مشخص شده است.

جدول ۳-۳. نتایج آزمایش

Subject	Word "BCI"			Word "GEHIRN"			Word "INTERFACE"			Free spelling 1 (5 letters)			Free spelling 2		
	Time [s]	Acc. [%]	ITR [bpm]	Time [s]	Acc. [%]	ITR [bpm]	Time [s]	Acc. [%]	ITR [bpm]	Time [s]	Acc. [%]	ITR [bpm]	Time [s]	Acc. [%]	ITR [bpm]
1	12.00	100.00	104.47	27.85	100.00	72.06	49.58	93.33	63.93	20.43	100.00	94.52	22.57	100.00	79.39
2	10.68	100.00	117.39	22.87	100.00	87.75	31.91	100.00	95.45	20.74	100.00	100.77	21.24	100.00	97.45
3	12.92	100.00	97.06	28.26	100.00	71.03	38.21	100.00	79.70	21.15	100.00	91.33	20.23	100.00	82.64
4	29.38	100.00	42.68	99.96	95.24	23.21	259.84	84.00	14.90	101.69	86.96	19.04	76.92	100.00	34.16
5*	69.51	100.00	18.04	154.94	88.89	10.43	228.36	87.88	12.96	55.78	100.00	22.48	74.79	90.00	13.26
6	65.12	83.33	21.21	134.60	89.47	13.77	169.86	86.11	17.81	47.98	100.00	23.23	71.52	91.67	17.53
7	26.22	100.00	47.81	49.58	100.00	40.86	71.12	100.00	42.82	41.66	94.12	44.23	9.36	100.00	74.39
8	15.46	100.00	81.12	43.18	100.00	46.47	56.08	100.00	54.31	41.05	100.00	55.21	44.10	100.00	46.95
9	19.72	90.91	56.91	74.57	100.00	27.17	100.17	91.43	34.56	51.92	100.00	37.20	52.43	100.00	50.12
10	13.63	100.00	92.01	32.62	100.00	62.12	48.37	93.55	68.66	32.32	100.00	71.48	18.93	100.00	73.61
11	85.14	78.57	10.96	155.44	89.47	11.11	264.62	90.91	12.24	128.01	94.12	14.40	202.86	84.00	9.47
12	21.85	100.00	57.37	40.14	100.00	50.48	48.16	100.00	63.24	34.46	100.00	58.24	26.94	93.33	59.81
13	11.90	100.00	105.35	27.44	100.00	73.13	38.51	100.00	79.08	31.50	100.00	65.72	16.68	100.00	83.54
14	46.96	100.00	26.70	114.70	87.10	23.42	116.52	86.11	26.27	60.66	100.00	29.54	75.71	94.44	26.11
15*	282.38	54.55	4.61	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
16	21.96	100.00	57.09	41.05	100.00	48.89	169.94	90.20	28.55	43.90	100.00	31.74	58.83	89.47	38.13
17	12.31	100.00	101.89	25.72	100.00	78.04	37.50	100.00	81.22	24.09	100.00	95.91	21.24	100.00	78.69
18	13.22	100.00	94.83	31.81	94.12	58.50	39.43	100.00	77.25	20.23	100.00	88.58	29.58	100.00	73.87
19	12.92	100.00	97.07	28.56	100.00	70.95	45.52	100.00	66.91	40.74	95.45	61.27	19.22	100.00	94.25
20	46.64	90.48	42.95	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
21	19.52	90.91	55.51	40.35	100.00	49.74	179.39	79.03	21.70	45.83	88.24	34.81	53.66	77.78	19.85
22	12.31	100.00	101.88	40.24	94.12	46.24	64.82	92.31	61.86	26.63	93.75	65.71	23.17	100.00	71.31
23	34.25	100.00	36.61	146.68	88.57	20.68	441.44	76.62	10.48	64.00	100.00	30.17	165.37	89.19	20.35
24	19.83	100.00	63.24	99.05	83.33	31.41	152.79	77.78	21.97	32.72	94.12	55.77	128.60	65.38	15.48
25	26.95	100.00	46.52	107.89	88.89	15.13	183.16	87.04	25.21	58.22	95.24	39.86	34.47	100.00	51.42
26	25.71	100.00	48.76	67.78	100.00	29.61	150.14	90.38	32.92	66.44	94.44	29.82	24.90	100.00	44.76
27	19.22	100.00	65.25	40.64	94.12	45.34	56.29	100.00	54.11	35.06	100.00	39.74	94.07	92.11	42.25
Min	10.68	54.55	4.61	22.87	83.33	10.43	31.91	76.62	10.48	20.23	86.96	14.40	9.36	65.38	9.74
Max	282.38	100.00	117.39	155.44	100.00	87.75	441.44	100.00	95.45	128.01	100.00	100.77	202.86	100.00	97.45
Mean	36.58	95.88	62.79	67.04	95.73	44.29	121.67	92.27	45.92	45.89	97.46	52.03	55.50	94.69	51.95
S.D.	52.82	10.00	32.57	45.24	5.46	23.14	99.82	7.72	26.39	25.33	3.89	26.50	48.80	8.61	27.65

همان‌طور که در گذشته گفته شد، می‌توان از روش‌اندازه پنجره زمانی متغیر در طول زمان استفاده کرد. نمودارهای هیستوگرام شکل ۳-۱۴ پراکندگی بازه‌های استفاده شده در طی کل آزمایش را بر حسب تمام شرکت کننده‌ها و همچنین نرخ انتقال اطلاعات را برای تمام شرکت کننده‌ها نشان می‌دهد.

۳-۶ یک رابط مغز-رایانه مبتنی بر موبایل برای کاربردهای روزانه

مقاله[10] به توصیف یک رابط مغز-رایانه با طراحی کلی به صورت شکل ۳-۱۵ می‌پردازد.

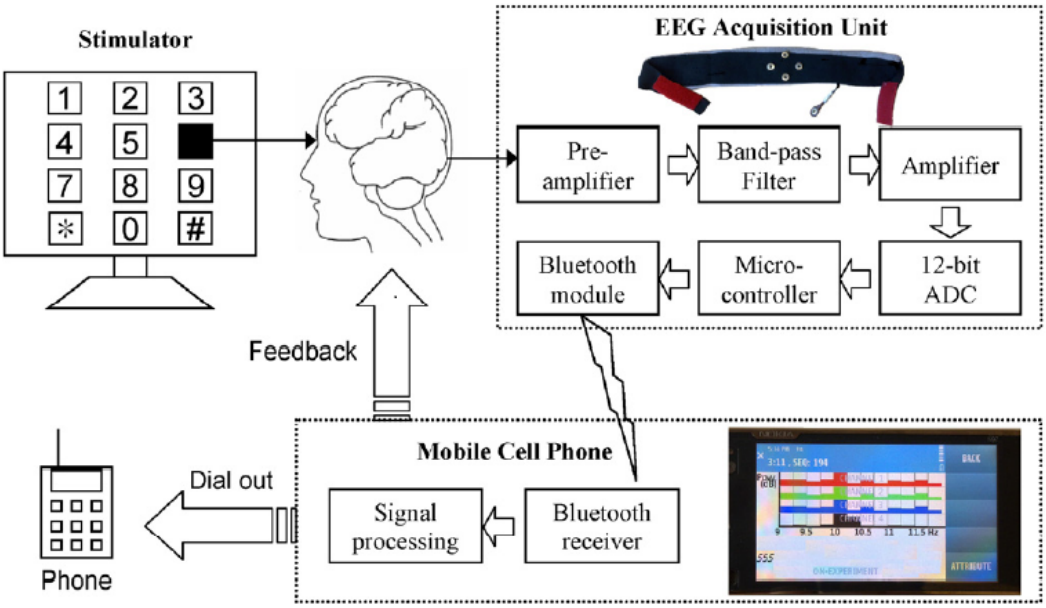


Figure 1. Diagram of the proposed system.

شکل ۳-۱۵. نمودار بلوک دیاگرامی‌پروژه. مرجع: [10].

همان‌طور که در شکل شماره ۳-۱۵ دیده می‌شوداین سیستم از یک تحریک کننده بینایی (Stimulator) استفاده می‌کند که شامل اعداد ۰ تا ۹ و دو علامت خاص * # است. شخص مورد نظر به‌این صفحه و به طور خاص به عدد مورد نظر خود و یا یکی از دو علامت خاص نگاه کرده و سیگنال‌های مغزی او توسط یک سربند نوارمانندی که در بخش پشت سر او قرار دارد ثبت می‌شود.این کلاه چهار کانال مجزا داشته که همگی به صورت نزدیک به هم و در پشت سر قرار می‌گیرند. دراین کلاه چندین فیلتر شامل تقویت کننده اولیه، فیلتر باند میانه، تقویت کننده، مبدل آنالوگ به دیجیتال، یک میکروکنترولر و یک ماژول بلوتوث قرار دارد که هرکدام وظیفه مشخصی را برعهده دارند.

سپس اطلاعات دیجیتال شده از طریق بلوتوث به گوشی موبایل فرستاده می‌شود و در آنجا سیگنال‌ها پردازش می‌شوند و یک فیدبک تصویری بر روی موبایل به کاربر نشان داده شده و در صورت تمام شدن تعداد رقم‌های مورد نظر تماس برقرار خواهد شد[7]. در ادامه به نقاط ضعف و قوت‌این پروژه در مقابل پروژه خود را بررس خواهیم کرد:

نقاط قوت

- دراین سیستم پردازش بر روی تلفن همراه بوده و نیازی به استفاده از رایانه نیست و به همین علت‌این سیستم از قابلیت حمل و نقل راحت‌تری برخوردار است.

نقاط ضعف

- این سیستم به دلیل آنکه از توانایی سخت‌افزاری بالایی بهره نمی‌برد و در واقع بر روی تلفن همراه پیاده سازی شده است قابلیت پردازش همزمان (Online) را دارا نمی‌باشد.
- این سیستم در قیاس با پروژه ساخته شده توسط ما از عملکرد ضعیف‌تری (مدت زمان مورد نیاز برای بدست آمده رقم‌های شماره تلفن مورد نظر طولانی‌تر است) برخوردار است.

جدول ۳-۴ نتایج حاصل ازاین مقاله را نشان می‌دهد.

جدول ۳-۴. نتایج. مرجع: [10]

Table 1. FFT-based online test results of the SSVEP BCI in ten subjects.

Subject	Input length	Time (s)	Accuracy (%)	ITR (bits min^{-1})
s1	11	72	100	32.86
s2	11	72	100	32.86
s3	19	164	78.9	14.67
s4	11	73	100	32.4
s5	17	131	82.4	17.6
s6	11	67	100	35.31
s7	11	72	100	32.86
s8	13	93	92.3	20.41
s9	11	79	100	29.95
s10	11	66	100	35.85
Mean	12.6	88.9	95.9	28.47

۳-۷ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

دراین فصل چند نمونه از سیستم‌های مرتبط بااین پروژه آورده و توضیح داده شدند. در بخش ۳-۳ سیستم ساده‌ای مبتنی بر SSVEP را بررسی کردیم و با یک ساختار کلی از چنین سیستم‌هایی آشنا شدیم. در بخش چهارم به یک ارتباط ساده از طریق سیستم‌های مبتنی بر SSVEP اشاره‌ای داشتیم. در بخش بعدی به اهمیت نرخ انتقال اطلاعات اشاره کردیم و یک نمونه از سیستمی‌که از نرخ بالایی برخوردار بود را توصیف کردیم و نقاط قوت آنرا توضیح دادیم که تااندازه‌ای از نتایج‌این مقاله را در پروژه خود استفاده کردیم. در نهایت نیز به یک سیستم BCI اشاره کردیم که کاربرد آن مشابه‌این پروژه برقراری تماس تلفنی به صورت ذهنی است و نتایج آن بسیار برای ما تاثیرگذار و با ارزش بود. در فصل بعد به توصیف سیستم خود، نمودار بلوک دیاگرامی‌آن و پروتکل‌های استفاده شده می‌پردازیم.

فصل چهارم: پروتکل و طرح پیشنهادی

۴-۱ مقدمه

دراین فصل به توصیف جامع و با جزییات کامل پیاده سازی و ساخت پروژه می‌پردازیم. در ابتدا نگاهی داریم به مطالبی که دراین فصل خواهد آمد و سپس به بررسی عملکرد کانال‌های گوناگون کلاه Emotive می‌پردازیم و اهمیت هر کانال در نتایج تحلیل سیگنال‌های مغزی را بررسی می‌کنیم. در ادامه به توصیف دو رابط گرافیکی نوشته شده می‌پردازیم و نتایج و نقاط ضعف و قوت هر یک را بیان خواهیم کرد. سپس به توصیف جزییات الگوریتم پردازشی می‌پردازیم و پروتکل‌های استفاده شده را شرح خواهیم داد. بخش بعدی مربوط به نمودار بلوک دیاگرامی‌پروژه و مسیر حرکت داده در بخش‌های گوناگون است و وظیفه هر بلوک در آنجا توضیح داده شده است. در انتها نیز به آخرین بهبودها وایده‌های استفاده شده اشاره‌ای خواهیم داشت.

فعالیت‌های انجام شده به منظور پیاده سازی پروتکل به صورت زیر است:

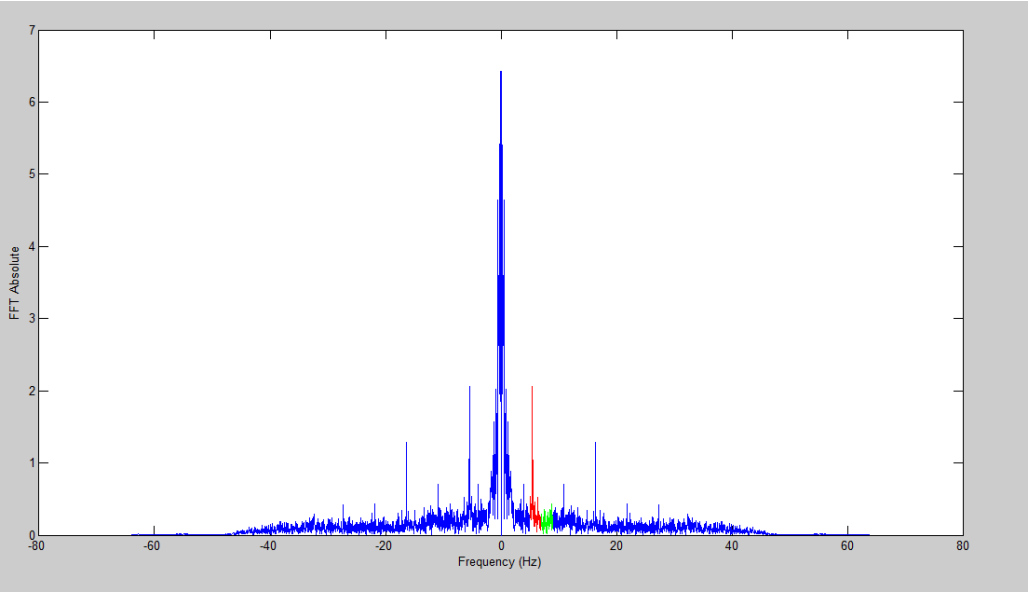
- مطالعه مقاله‌های به روز در مورد پروژه‌ها و فعالیت‌های مشابه و تحلیل و بررسی چگونگی استفاده و کاربرد آنها در پروژه حاضر

- پیاده سازی و شبیه سازی مطلب از مقاله [4] در MATLAB و پردازش داده‌های Offline موجود و بدست آوردن دقت و کیفیت عملکرد
- طراحی رابط گرافیکی و پیاده سازی‌ایده‌های جدید برای تولید منبع نور بازای فرکانس مورد نظر و مشخص بوسیله زبان برنامه نویسی C#
- داده‌گیری از سیگنال‌های EEG از مغز بوسیله دستگاه Emotiv EEG و محک زدن رابط گرافیکی و تولید فرکانس خاص مرحله قبل

۴-۲ طبقه‌بندی بر اساس انرژی هر باند

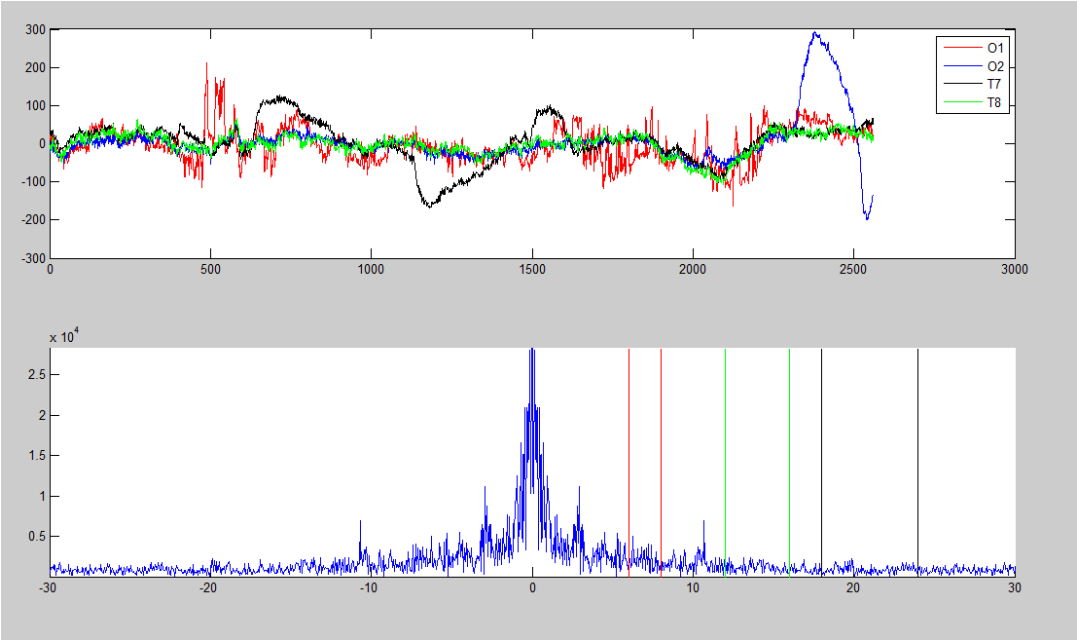
در ابتدا یک الگوریتم و روش ساده را پیاده سازی کرده‌ایم که بر اساس انرژی موجود در یک باند فرکانسی $2Hz$ در اطراف فرکانس‌های در نظر گرفته شده عمل می‌کند. دراین روش تنها انرژی در باندهای مختلف محاسبه شده و فرکانسی که باند آن بیشترین انرژی را دارد به عنوان فرکانس طبقه‌بندی شده انتخاب می‌شود:

همان‌طور که در شکل ۴-۱ دیده می‌شود، انرژی باند فرکانسی که کاربر در حال نگاه کردن بوده $6Hz$، کاملا با باند فرکانس دیگر کاملا قابل تمایز می‌باشد.



شکل ۴-۱. تبدیل فوریه سیگنال مغزی

در شکل ۴-۲ نیز سیگنال مغز در حوزه زمان و فرکانس دیده شده و باندهای ۶،۸ هرتز وهارمونیک‌های آنها نیز دیده می‌شود.

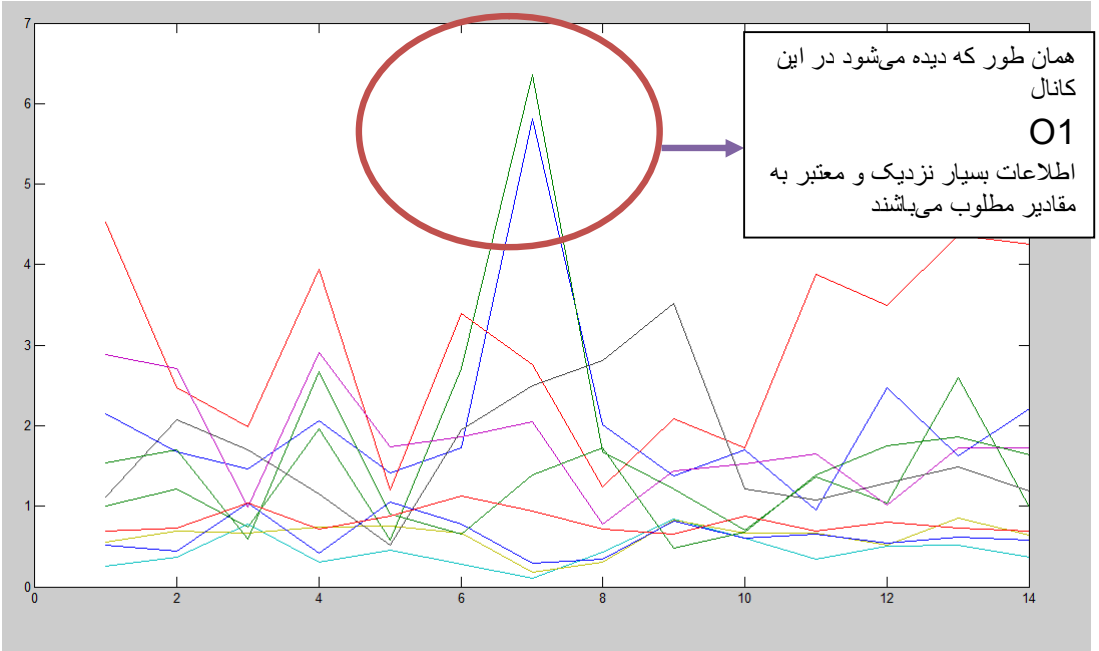


شکل ۴-۲. نتایج تحلیل سیگنال حوزه زمان

۴-۳ مقایسه کانال‌های مختلف و تاثیر گذاری آنها در پردازش

دراین قسمت هدف نوشتن برنامه‌ای است که در آن بازای تمام کانال‌ها، و بازای تمام داده‌های Offline انرژی باند فرکانسی که کاربر هنگام داده برداری در حال نگاه کردن به آن بوده است را نسبت به دکمه‌ای که در کنار آن محل در فرکانس دیگری که در حال نوسان بوده است را محاسبه و رسم کنیم و همچنین یک نسخه از آنرا در محیط Excel ذخیره کنیم. ما عموما از ۴ کانال که سیگنال EEG را ثبت کرده‌ایم استفاده می‌کنیم. دلیل‌این امر همان‌طور که در ادامه دیده خواهد شد قابلیت اطمینان‌این کانال‌ها است به‌این معنی که دراین کانال‌ها اثرات پدیده SSVEP خود را

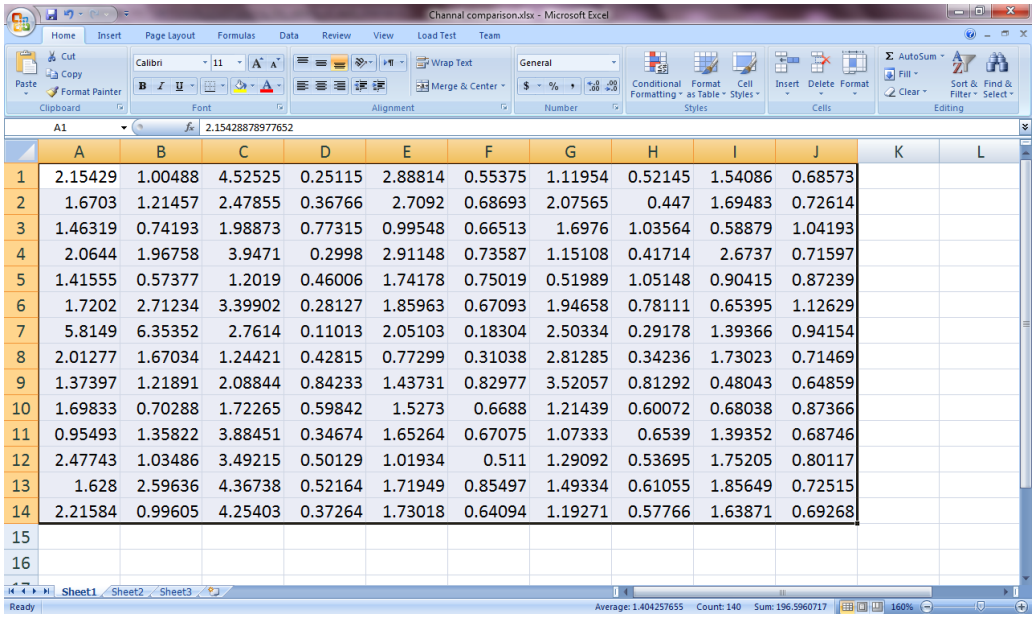
بارزتر نشان می‌دهد و بنابراین می‌تواند دقت پردازش را افزایش و زمان محاسبات را کاهش دهد. شکل ۴-۳ نتایجاین برنامه را نشان می‌دهد.



شکل ۴-۳. نتایج مقایسه کانال‌های مختلف

در هر مرحله داده‌ها را برای ثبت‌های‌اینده در نرم‌افزار Excel مانند شکل ۴-۴ ذخیره می‌کنیم.

ثبت اطلاعات در نرم‌افزار $Excel$:



	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
1	2.15429	1.00488	4.52525	0.25115	2.88814	0.55375	1.11954	0.52145	1.54086	0.68573
2	1.6703	1.21457	2.47855	0.36766	2.7092	0.68693	2.07565	0.447	1.69483	0.72614
3	1.46319	0.74193	1.98873	0.77315	0.99548	0.66513	1.6976	1.03564	0.58879	1.04193
4	2.0644	1.96758	3.9471	0.2998	2.91148	0.73587	1.15108	0.41714	2.6737	0.71597
5	1.41555	0.57377	1.2019	0.46006	1.74178	0.75019	0.51989	1.05148	0.90415	0.87239
6	1.7202	2.71234	3.39902	0.28127	1.85963	0.67093	1.94658	0.78111	0.65395	1.12629
7	5.8149	6.35352	2.7614	0.11013	2.05103	0.18304	2.50334	0.29178	1.39366	0.94154
8	2.01277	1.67034	1.24421	0.42815	0.77299	0.31038	2.81285	0.34236	1.73023	0.71469
9	1.37397	1.21891	2.08844	0.84233	1.43731	0.82977	3.52057	0.81292	0.48043	0.64859
10	1.69833	0.70288	1.72265	0.59842	1.5273	0.6688	1.21439	0.60072	0.68038	0.87366
11	0.95493	1.35822	3.88451	0.34674	1.65264	0.67075	1.07333	0.6539	1.39352	0.68746
12	2.47743	1.03486	3.49215	0.50129	1.01934	0.511	1.29092	0.53695	1.75205	0.80117
13	1.628	2.59636	4.36738	0.52164	1.71949	0.85497	1.49334	0.61055	1.85649	0.72515
14	2.21584	0.99605	4.25403	0.37264	1.73018	0.64094	1.19271	0.57766	1.63871	0.69268

شکل ۴-۴. نتایج داده‌های ثبت شده در نرم‌افزار Excel

۴-۴ طراحی محیط گرافیک ۱

دراین مرحله همان‌طور که گفته شد، هدف طراحی یک رابط کاربری و همچنین یک برنامه Stimulator است که‌ایده‌های جدید در روند تولیداین نوسان‌ها را پیاده سازی کند.این‌ایده‌ها به صورت زیر هستند:

- اختصاص دادن دو و یا چند فرکانس به یک دستور[1] به منظور امکان افزایش دستورات همزمان و کاهش کلی پردازش برای انجام عملیات کلی. به‌این‌ترتیب هنگامی‌که کاربر به‌این دستور نگاه می‌کند. در سیگنال‌های مغزی او در هر دو و یا چند فرکانس قرار داده شده پیک‌هایی خواهیم دید و به‌این طریق متوجه‌اینکه کاربر به کدامیک از دستورات نگاه کرده است می‌شویم و به‌این طریق تعداد عملیات‌های ممکن ما به صورت زیر افزایش می‌یابد:

[1] Command

$$N_{total,Previous} \sim \frac{60-10}{4} = 12.5 \simeq 12$$

(۱-۴)

$$N_{total,In\ this\ Way} = c\left(\frac{12}{2}\right) = 66$$

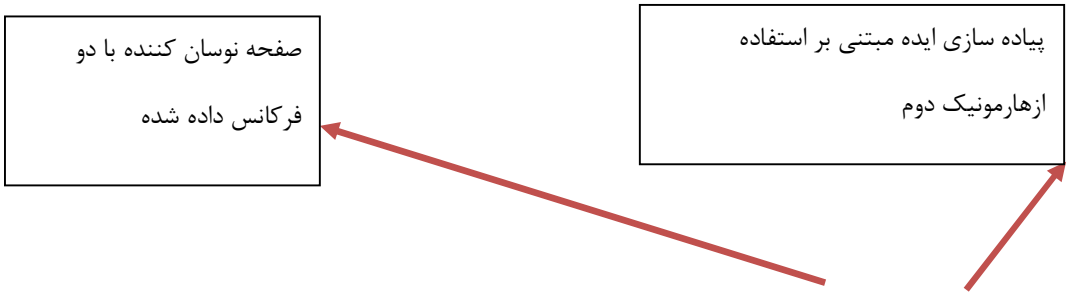
(۲-۴)

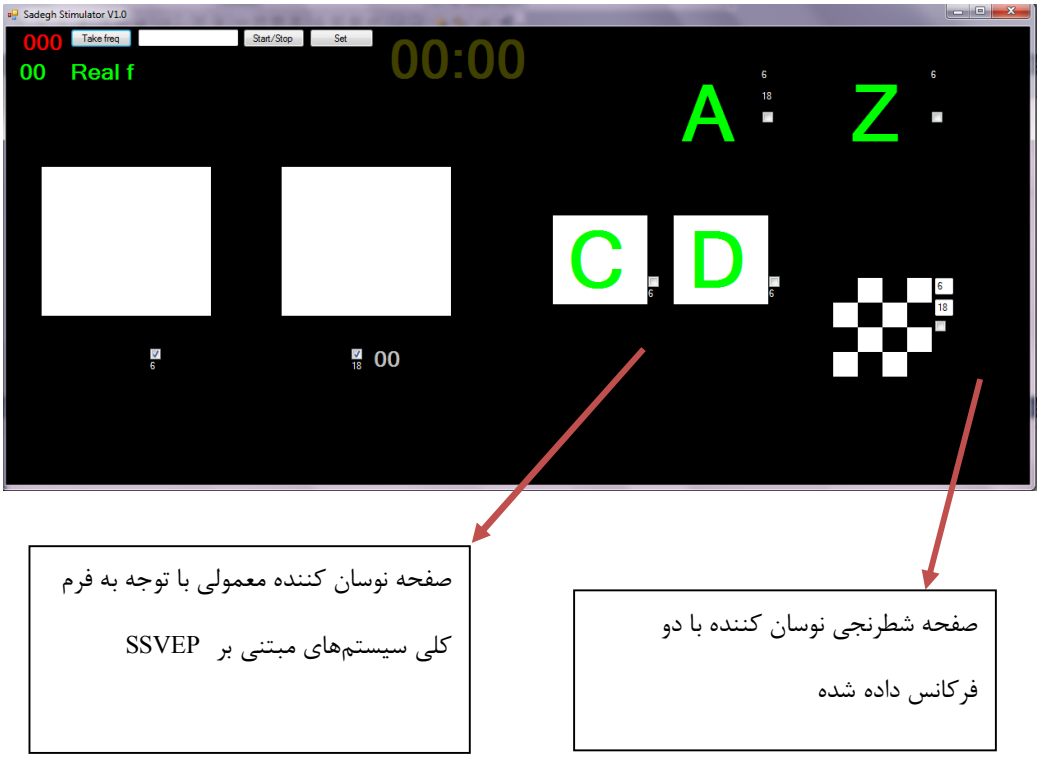
و به‌این طریق از لحاظ نظری می‌توان دستورات همزمان را تا حدود ۶۰ افزایش داد که بسیار مطبوع و با ارزش است و می‌تواند زمان انجام هدف کلی را تا حد بسیار بالای کاهش دهد.

- اختصاص دو فرکانس به یک عملیات، به صورت یک محیط شطرنجی به صورتی که هر مربع کوچک با یک فرکانس نوسان کند و در کل دو فرکانس به چشم کاربر برسد.

- ما در تمام پردازش‌های گذشته‌هارمونیک دوم سیگنال‌ها را معمولا جزو اثرات فرکانس اصلی به حساب می‌آوردیم و لذا از خود آن فرکانس‌ها نمی‌توانستیم استفاده کرده واین محدودیتی به نسبت مهم را برای ما بوجود می‌آورد. بنابراین‌این‌ایده می‌تواند به ذهن برسد که ما هر صفحه را با یک فرکانس خاص به همراه‌هارمونیک دوم آن نوسان دهیم و برای یک دستور دیگراین کار را انجام ندهیم و در هنگام آشکارسازی بسته به‌اینکه‌هارمونیک دوم و سوم چه انرژی دارند متوجه شویم که با کدام فرکانس روبرو هستیم.

در شکل ۴-۵ محیط گرافیکی مشخص بوده و روند پیاده سازی‌ایده‌های گوناگون مشخص شده است.





شکل ۴-۵. محیط گرافیکی

- ادامه فعالیت‌های مطالعاتی به منظور به روز بودن و مطلع بودن از آخرین نوآوری‌های انجام شده دراین زمینه و استفاده از تجربیات دیگران
- تست نهایی و تعیین دقت Stimulator نوشته شده و تعیین کیفیت عملکرد آن
- داده‌گیری از سیگنال‌های مغز و تست الگوریتم پیاده سازی شده
- طراحی محیط گرافیکی و تعاملی با کاربر به صورت نسخه نهایی و رفع اشکالات احتمالی
- اضافه کردن قابلیت Online کار کردن سیستم و تعامل با کاربر در همان‌لحظه

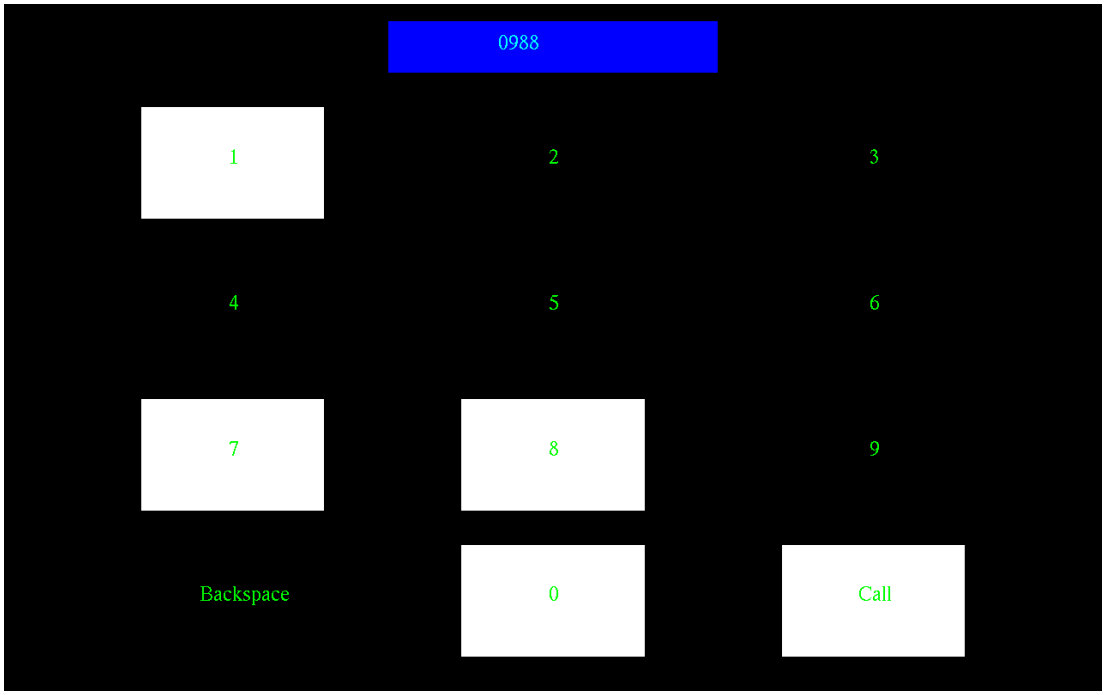
کاربردهای بسیاری وجود دارد برای زمانی که شخص بتواند بدون استفاده از دست و یا انجام هرگونه حرکت فیزیکی تماس مورد نظر خود را با شماره‌ای که در ذهن دارد انجام دهد. هدف‌این پروژه تعریف شده همین امر است. کاربردهایی مانند استفاده یک فرد ناتوان که در حالت عادی قادر به انجام شماره‌گیری نبوده واین در حالی است که در مواقع ضروری چنین توانایی قطعا لازم می‌باشد و یا کاربردهایی که شخص توانایی انجام شماره‌گیری را دارد ولی در مواقعی مثلا در هنگام رانندگی‌ترجیح داده می‌شود که بجای استفاده از دست برای شماره‌گیری، با نگاه کردن به صفحه‌ای که در راستای دید راننده قرار دارداین امر اتفاق بیفتد. دراین پروژه سعی شده است که با ساخت یک رابط گرافیکی و پردازش داده‌ها و انتقال اطلاعات در چندین پایه مختلف (Platforms) بتوان‌این امر را تحقق بخشید.

۴-۵ طراحی محیط گرافیک ۲

دراین پروژه رابط گرافیکی که برای‌این منظور طراحی شده است به صورت شکل ۴-۶ است که شامل ارقام ۰ تا ۹، Backspace و Call است. دکمه تصحیح یا همانBackspace به منظور تصحیح در انتخاب اشتباه از طرف سیستم قرار داده شده است. مثلا اگر کاربر به شماره‌ای نگاه کرده ولی رقم دیگری انتخاب شود، کاربر می‌تواند با نگاه کردن به‌این دکمه یک مرحله به عقب برگردد و دوباره به رقم مورد نظر خود نگاه کند.

ارقام انتخاب شده از طرف سیستم بر روی مستطیل آبی رنگی که در بالا قرار دارد نشان داده می‌شود تا کاربر بتواند از آخرین تغییرات ارقام انتخاب شده با خبر شود. همچنین تغییر رقم‌ها به صورت صوتی نیز پخش شده تا کاربر بدون نیاز به نگاه کردن به مستطیل آبی از عملکرد خود با خبر شود.

در انتها نیز در صورت کامل شدن تعداد رقم‌ها و یا انتخاب دکمه تماس از طرف کاربر تماس با شماره انتخاب شده برقرار می‌شود واین اتفاق به صورت صوتی توضیح داده شده و پخش می‌شود.



شکل ۴-۶ محیط گرافیکی

۴-۶ انتخاب فرکانس‌های کاری

انتخاب فرکانس‌های اختصاص داده شده به دکمه‌ها با دغدغه‌هایی همراه است که به چند دسته ازاین دغدغه‌های اشاره می‌کنیم:

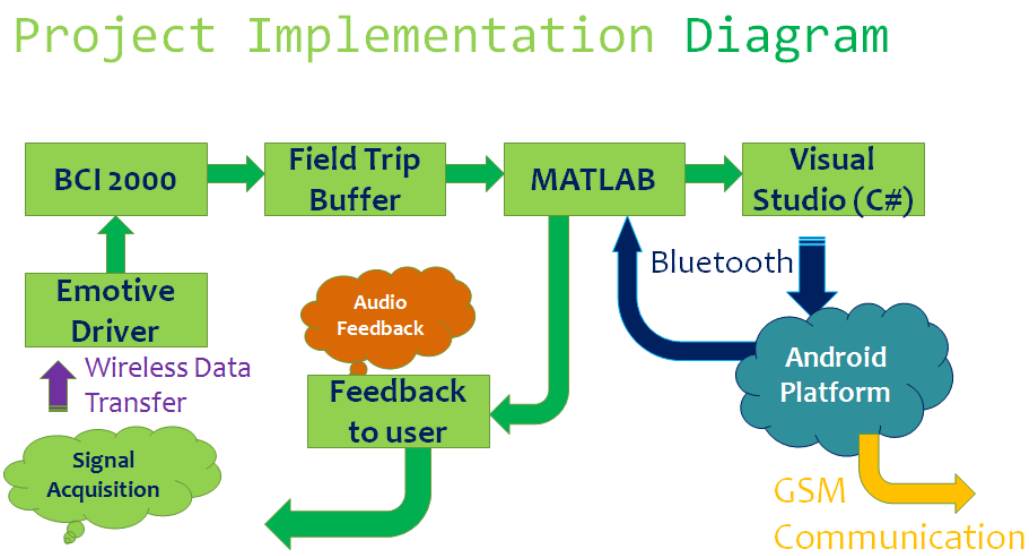
- فرکانس‌های انتخابی نمی‌بایست بیش از یک هرتز به یکدیگر نزدیک باشند، در غیراین صورت تفکیک‌این فرکانس‌ها مشکل شده و می‌تواند با خطا همراه شود. یکی دیگر ازاین دلیل‌هااین است که فرکانس‌های تولید کاملا دقیق نبوده و بدیهی است مقداری خطا در مقدار دقیق و نهایی آنها وجود دارد و بنابراین در صورتی که فرکانس دو دکمه از یک حدی بیشتر نزدیک به هم شوند، می‌تواند باعث اشتباه انتخاب شدن‌این تصمیم شود.
- حد بالای فرکانس‌های انتخابی محدود به ۳۰ هرتز بوده که ناشی از عملکرد و پاسخ فرکانسی مغز می‌باشد چراکه با عبور سیگنال‌های مغزی از جمجمه سر هر چه فرکانس‌ها بالاتر باشند تضعیف بیشتر بوده و جمجمه

سر به صورت یک فیلتر پایین گذر عمل می‌کند، همین امر به محدود کردن کران پایین به ۵ هرتز برای اختصاص دهی فرکانس‌ها باعث می‌شود.

- انتخاب هر فرکانسی با شرایط بالا باعث نمی‌شود که نتیجه خوب لزوما حاصل شود.این امر بخاطر نوع عملکرد مانیتور و نرخ به روز شدن آن (Refresh Rate) است که بیان می‌کند که صفحه نمایش با چه نرخی اطلاعات خود را به روز کرده و به همین دلیل مثلا هنگام کار کردن با یک مانیتور معمولی بانرخ بروز رسانی ۶۰ هرتز، ما محدود به استفاده از بازه‌های زمانی ۱/۶۰ ثانیه هستیم که‌این باعث می‌شود تولید هر فرکانسی ممکن نباشد.

۴-۷ بلوک دیاگرام پیاده سازی پروژه و معرفی بلوک‌های آن

همان‌طور که در شکل ۴-۷ نیز دیده می‌شود، مسیر داده از بلوک‌های مختلفی می‌گذرد که در ادامه به اختصار به توضیح هرکدام خواهیم پرداخت.



شکل ۴-۷. نمودار بلوک دیاگرامی‌پروژه

- Signal Acquisition:این قسمت سیگنال مغزی را توسط الکترودهای مستقر بر روی سر ثبت کرده و توسط ماژول بی‌سیم موجود بر روی کلاه آنرا به سمت دستگاه گیرنده متصل به درگاه USB کامپیوتر می‌فرستد.
- Emotiv Driver:این ماژول که توسط شرکت سازنده‌این دستگاه عرضه شده است، اطلاعات خام گرفته شده از درگاه کامپیوتر را فیلتر کرده و آنرا آماده تحویل می‌نماید.
- BCI 2000:این نرم‌افزار که استفاده و مقبولیت در سطح کثیری از جامعه آکادمیک بین المللی را دارد امکان استفاده آسان از نمونه‌های سیگنال‌های مغزی را فراهم می‌کند.این نرم‌افزار خود دارای چندین زیر نرم‌افزار بوده که هرکدام کاربردهای متنوعی را شامل می‌شوند.
- Field Trip Buffer:این نرم‌افزار نوشته شده امکان گرفتن و استفاده از داده‌های در دست BCI 2000 را به صورت همزمان (آنلاین) فراهم می‌کند، به‌این صورت که نمونه‌های ورودی را در غالب یک سری بلوک‌های داده در اختیار ما قرار می‌دهد.
- MATLAB:این نرم‌افزار هسته اصلی تمام پردازش‌ها و شاهراه ارتباطی نرم‌افزارهای گوناگون و هماهنگ کننده آنان می‌باشد که الگوریتم پردازشی‌این سیستم همان‌گونه که توضیح داده شد بر روی آن اجرا می‌شود.
- Visual Studio(C#):این نرم‌افزار به منظور استفاده در محیط‌های گرافیکی مورد استفاده قرار گرفته است.
- Android Platform:این قسمت مجموعه ارقام شماره تلفن نهایی را توسط ارتباط بلوتوث از MATLAB گرفته و با استفاده از نرم‌افزار نوشته شده بر روی آن، اقدام به برقراری تماس تلفنی می‌کند.
- Feedback: در نهایت نتیجه طبقه‌بندی توسط سیستم به صورت یک نمایش اعداد به کاربر نشان داده می‌شود تا عمل بعدی توسط کاربر صورت گیرد.

۴-۸ برنامه Stimulator جدید پیاده سازی شده

همان‌طور که در فصل ۴ بخش ۴ توضیح داده شد یک نرم‌افزار به منظور رابط گرافیکی طراحی و ساخته شد ولی دارای نقاط ضعفی بود که مهمترین آنها عدم دقت لازم در نوسان صفحه‌های خواسته شده بود، دلیل‌این امر آن بود که‌این نرم‌افزار که توسط برنامه #C نوشته شده بود بر روی لایه ویندویز اجرا می‌شد که در نتیجه رشته انجام عملیات (Thread) آن از اولویت بالایی برخوردار نبود و در نتیجه زمان تغییر رنگ صفحات می‌توانست یک اختلاف (Jitter) قابل توجهی داشته باشد که کار را برای تشخیص فرکانس مورد نظر در سیگنال‌های مغزی کاربر دشوار می‌کرد. به همین دلیل یک نرم‌افزار جدید در محیط Open gl که بسیار متفاوت با محیط قبلی است نوشته شد. دراین محیط برنامه‌نویس امکان کامل استفاده از GPU و پردازش برنامه بر روی‌این قطعه را داشته و بنابراین می‌تواند با کنترل کامل بر کارت گرافیک و زمان روشن و خاموش شدن و بروز شدن نمایشگر داشته باشد که بسیار مفید و با ارزش است. بنابراین تصمیم گرفته شد که دراین محیط رابط گرافیکی مجددا نوشته شده و از آن استفاده شود. شکل نهایی‌این رابط گرافیکی به صورت شکل ۴-۴ است. همان‌طور که در شکل ۴-۴ دیده می‌شود،این رابط یک ماتریس ۴ در ۳ از دکمه‌های تعریف شده است که پیشتر توضیح داده شد.این برنامه یک ارتباط اطلاعاتی با MATLAB دارد که در هر لحظه آخرین ارقام انتخاب شده توسط کاربر در مستطیل آبی بالای صفحه دیده می‌شود تا شخص از آخرین تغییرات شماره تلفن با خبر شده و بتواند اقدام به انتخاب ارقام بعدی نماید. همچنین در هر تغییر وضعیت‌این تغییر به صورت صوتی نیز پخش می‌شود.

خاموش و روشن شدن صفحات‌این تصویر بسیار دقیق و بدون خطا و کاملا منطبق بر عملکرد کارت گرافیک است که دقت کار را بسیار بالا می‌برد.

۴-۹ پردازش سیگنال مغزی و بهبود در عملکرد طبقه‌بندی

همانگونه که در فصل پنجم نیز توضیح داده شد، تغییراتی در پردازش داده‌ها صورت گرفته است که به تفصیل در ادامه توضیح خواهیم داد:

۱. **افزایش دقت عملکرد و پردازش سریع‌تر داده‌های مغزی**

ما دراین سیستم بجای استفاده از تعداد معدودی کانال به منظور طبقه‌بندی، از تمام کانال‌ها برای استفاده از مانگین آنها و چهار کانال اصلی برای پردازش استفاده کرده‌ایم.

۲. **اعمال یک فیلتر بالا گذر**

ازاین فیلتر برای حذف سیگنال‌های مغزی با انرژی بالا در ناحیه DC که باعث کاهش دقت پردازش می‌شود.

همان‌طور که پیشتر گفته شده فرکانس‌های ۰ تا ۵ هرتز برای ما مزاحم بوده و بنابراین اقدام به حذف فرکانس‌های اطراف صفر می‌کنیم.

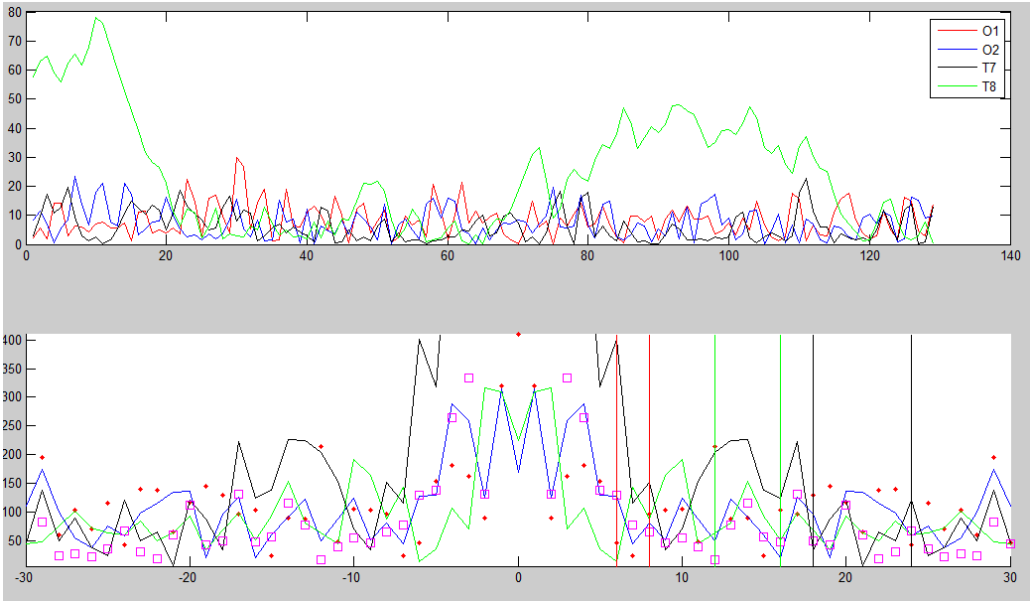
۳. **مکانیزم تعیین آستانه (Threshold) هوشمند**

ما دراین سیستم از یک مکانیزم تعیین آستانه هوشمند استفاده کرده که نقاط پیک انرژی در باندهای مختلف فرکانسی را محاسبه کرده و از آن در افزایش دقت پردازش استفاده می‌کند.

۴. **فیلتر (CMA Common Mode Average)**

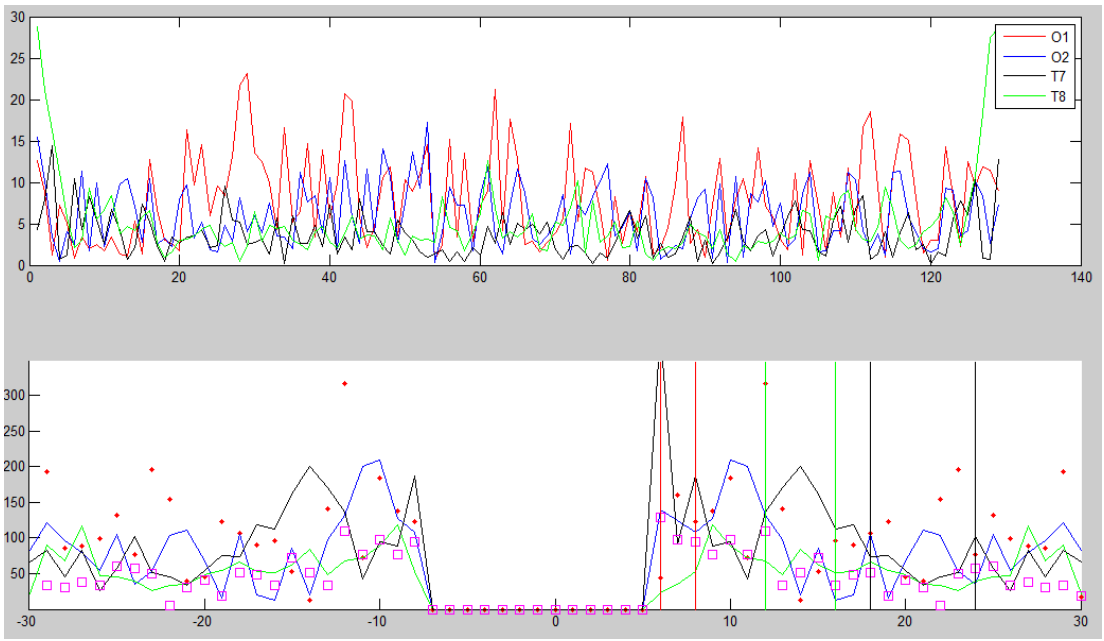
این فیلتر به‌این صورت عمل می‌کند که میانگین کانال‌های مختلف (۱۴ کانال استفاده شده) را از کانال‌های که ما در پردازش از آنها استفاده می‌کنیم کم کرده و باعث می‌شود نویزهای الکتریکی و مکانیکی که بر روی همه کانال‌ها با هم افتاده است را حذف کنیم.

در ادامه به بررسی عملکرد فیلترهای ۲و۴ پرداخته و عملکرد آنها را در بهبود کیفیت سیگنال‌ها نشان خواهیم داد. شکل ۴-۹ یک نمونه از سیگنال ۴ کانال اصلی استفاده شده در فرایند پردازش را نشان می‌دهد(بالا) و در قسمت (پایین) تبدیل فوریه آنرا در بازه ۰ تا ۳۰ هرتز نشان می‌دهد که برای بازه زمانی ۱۳۰ثانیه ثبت، محاسبه و رسم شده است.



شکل ۴-۹. سیگنال‌های مغزی و تبدیل فوریه آنها

همان‌طور که در شکل ۴-۹ نیز دیده می‌شود کانال T8 به عنوان مثال شامل یک نویز شدید در قسمت ابتدایی و در قسمت انتهایی بازه زمانی است که اثر خود را نیز در حوزه فرکانس نشان می‌دهد. پس از اعمال فیلترهای ۲و۴این سیگنال به شکل ۴-۱۰ در آمده است.



شکل ۴-۱۰. سیگنال‌های مغزی پس از انجام فیلترهای توضیح داده شده

همان‌طور که از شکل ۴-۱۰ نیز واضح است‌این نویز تا حد بسیار خوبی حذف شده و انرژی سیگنال در فرکانس‌های نزدیک DC نیز گرفته شده است.

۵. استفاده از روش (DWS Dynamic Window Size)

این تکنیک که استفاده از پنجره‌هایی با طول متفاوت است‌این امکان را به ما می‌دهد که به صورت دقیق‌تر اقدام به پردازش داده‌ها کرده و از عملکرد زمانی بهتری بهره ببریم.این تکنیک به‌این صورت عمل می‌کند که مدام اطلاعات ورودی جدید را گرفته و آنها را پردازش می‌کند تا زمانی که‌این پردازش یک سد دقت تعیین شده‌ای را رد کند و پس از آن دکمه انتخاب شده را گزارش می‌دهد و در صورتی که کاربر تمرکز خود را از دست داده باشد و یا اصلا به صفحه نمایشگر نگاه نکرده باشد هیچ عددی را گزارش نمی‌کند که در غیراین صورت می‌توانست با اشتباه گزارش دادن دکمه دیگری عملکرد خود را کاهش دهد. بررسی کامل‌این بخش را به فصل بررسی نتایج محول می‌کنیم.

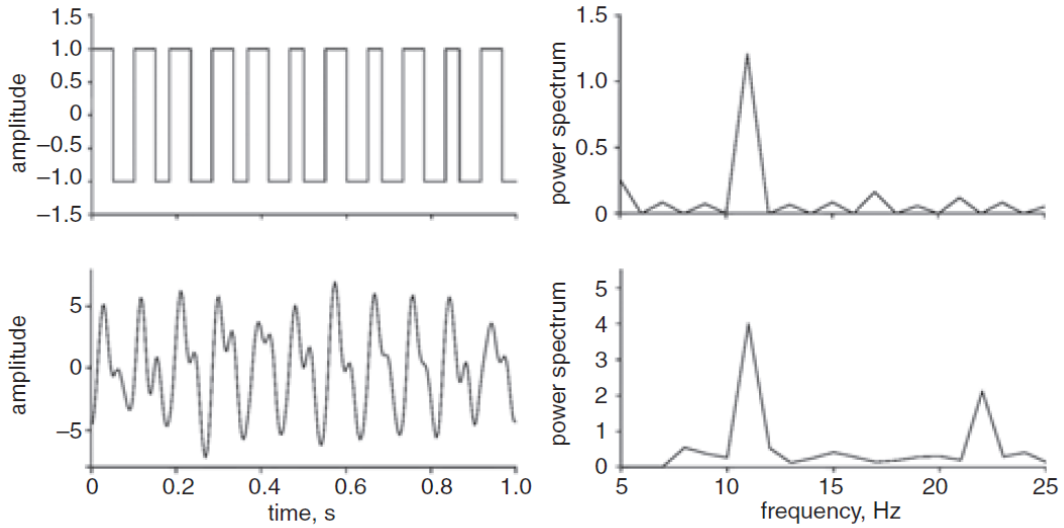
۶. تکنیک تولید آرایه بهینه شده

آخرین تکنیکی که به قسمت پردازشی اضافه شده است، تکنیک تولید آرایه بهینه شده با استفاده از نرم‌افزاری MATLAB است که Duty Cycle خاصی را برای هر فرکانس به ما می‌دهد تا مقدار انرژی آن فرکانس به صورت مقدار بیشتری خود را در سیگنال‌های مغزی نشان دهد [۶].

این تکنیک که برگرفته شده از مقاله [۱۵] است، بررسی خود را با تولید و آزمایش نتایج فرکانس ۱۱ هرتز انجام می‌دهد که در حالت عادی تولیداین فرکانس با استفاده از نمایشگر با نرخ بروز رسانی ۶۰ هرتز به سادگی امکان پذیر نیست چراکه یافتن یک آرایه از خاموش و روشن شدن صفحه به طوریکه بتواند با ۶۰ هرتز هماهنگ بوده و تکرار شود ممکن نیست.

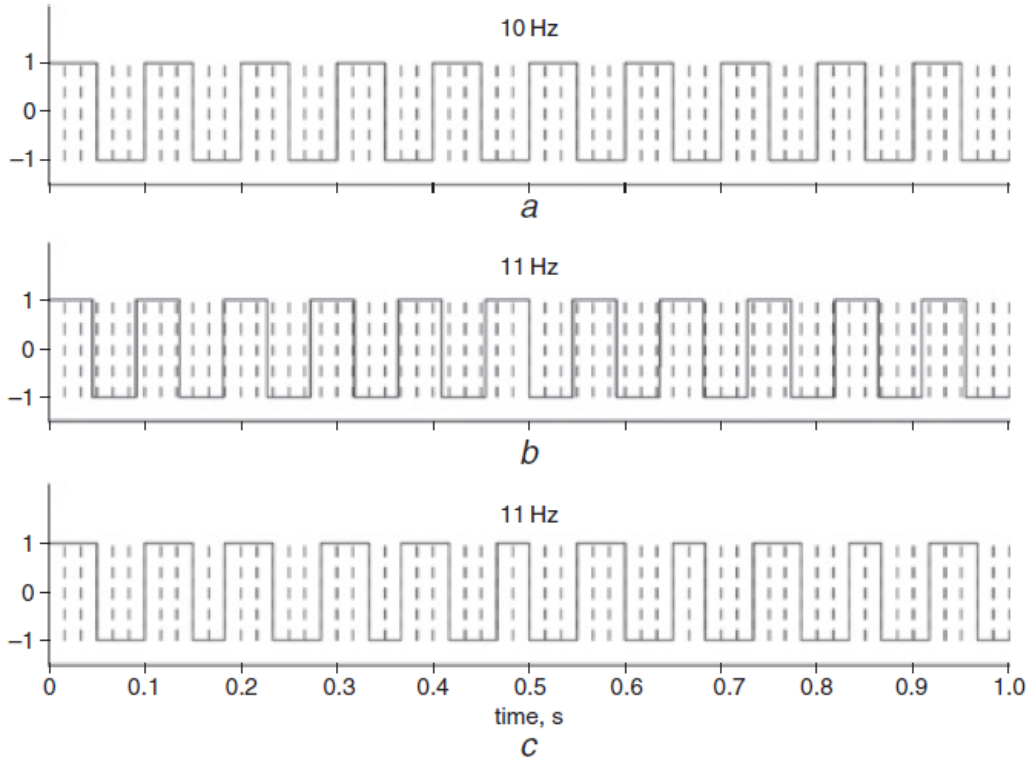
این مقاله همچنین به مقایسه عملکرد تولیداین فرکانس بااین آرایه مشخص بوسیله سنسورهای آنالوگ تشخیص مقدار نور صفحه نمایش پرداخته و نمودارهای زیر را گزارش کرده است.

نمودار بالایی شکل ۴-۱۱ نوار تولید شده دیجیتال به وسیله برنامه را نشان می‌دهد که تبدیل فوریه آن نیز نشان داده شده است، نمودار پایینی سیگنال واقعی تولید شده توسط صفحه نمایش را به همراه تبدیل فوریه آن نشان می‌دهد که‌هارمونیک دوم آن نیز کاملا واضح و مشخص است که نامطلوب می‌باشد.



شکل ۴-۱۱. تولید فرکانس ۱۱ هرتز. مرجع: [۱۵].

شکل ۴-۱۲ مشکل تولید فرکانس ۱۱ هرتز را نشان می‌دهد که ازاین واقعیت ناشی می‌شود که به منظور تولیداین فرکانس می‌بایست صفحه نمایش هر ۲.۷۳ ثانیه یکبار نوسان کند که‌این کار بوسیله نمایشگرهای معمولی امکان پذیر نیست.ایده جایگزین‌این است که دوره تناوب بالا و پایین بودن پالس (Duty Cycle) را در زمان ثابت نگرفته و آن را با توجه به یک آرایه محاسبه شده در طول زمان تغییر دهیم تا فرکانس مطلوب حاصل شود. نمودار سوم از بالا شکل ۴-۱۲این گفته را نشان داده است.



شکل ۴-۱۲. مقایسه نمودار دیجیتالی فرکانس‌های مختلف. مرجع: [۱۵].

۴-۱۰ جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

این فصل جزییات مربوط به چگونگی ساخت و پیاده سازی را شامل شد.اینکه از چه پروتکل‌ها و روش‌هایی در ساخت‌این پروژه استفاده شده است. برنامه‌های Stimulator نوشته شده را معرفی کردیم و همان‌طور که گفته شد با اشکالات برنامه اول و چگونگی رفع‌این‌ایرادها در برنامه دوم آشنا شدیم. سپس به توصیف الگوریتم پردازش MEC پرداختیم و تغییراتی که باعث بهبود عملکرد سیستم می‌شد را توضیح دادیم. در فصل بعد به ارایه و بررسی نتایج حاصل ازاین پروژه می‌پردازیم.

فصل پنجم: پیاده سازی و نتایج و بحث

دراین فصل به بررسی عملکرداین سیستم و ارایه نتایج آن می‌پردازیم. بررسی‌این نتایج را در قالب دو حالت متفاوت استفاده کردن و یا نکردن از تکنیک "طول پنجره‌های متغیر" انجام می‌دهیم، چرا که‌این تکنیک می‌تواند مورد استفاده قرار گرفته و عملکرد را بهبود ببخشد. همچنین برای تشابه با مقاله‌هایی که در فصل‌های گذشته نتایج‌شان آورده شد و ازاین تکنیک استفاده نکرده بودند عملکرد را در حالت دوم نیز گزارش می‌دهیم.

۱. در نظر گرفتن طول پنجره‌های زمانی ثابت

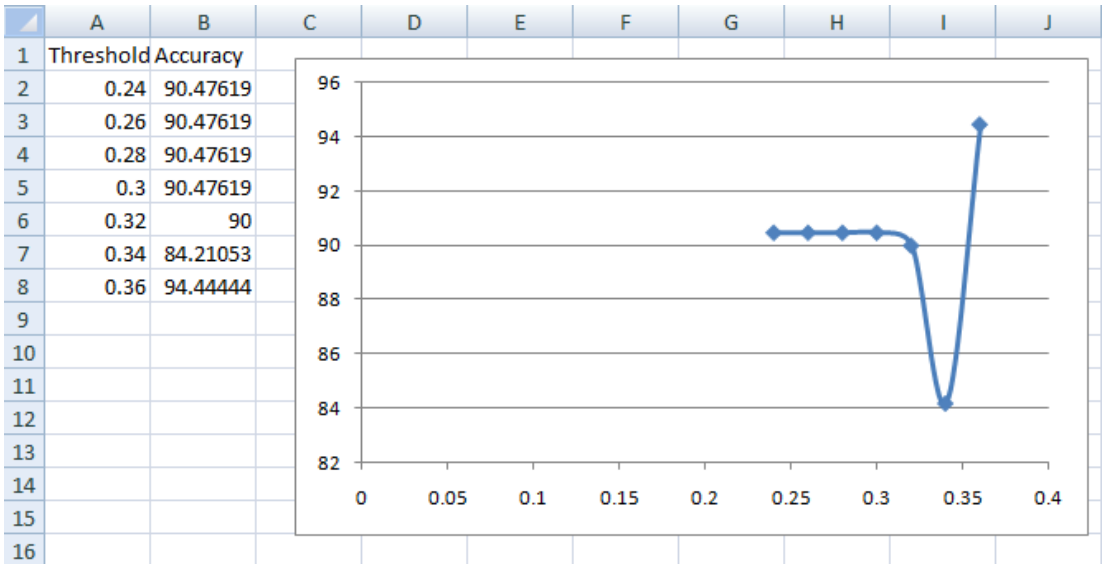
همانگونه که گفته شد در الگوریتم پیاده سازی شده یک آستانه وجود دارد که معیار پذیرش و یا عدم پذیرش نتیجه طبقه‌بندی کننده است. هر چه‌این عدد بالاتر قرار داده شود، دقت بیشتر شده ولی احتمال‌این امر که طبقه‌بندی کننده هیچ عددی را گزارش نکند (به علت‌اینکه‌این آستانه را نگذرانده باشد) بیشتر شده و می‌تواند به طولانی‌تر شدن فرایند انتخاب ارقام منجر شود. بنابراین ما در ارایه نتایج خود عمل طبقه‌بندی را بازای مقادیر مختلف آستانه (محور عمودی) انجام داده‌ایم. طبقه‌بندی نیز به‌این صورت است که از بین ۳ فرکانس موجود در صفحه، شخص مورد نظر که در طول مدت زمان یک دقیقه به یکی ازاین فرکانس‌ها نگان می‌کرده است با چه دقتی انجام شده است. محور افقی نیزاندازه طول بازه زمانی که ثابت فرض شده است(برای هر بار انجام طبقه‌بندی بازه یک دقیقه‌ای) می‌باشد. نتایج بدست آمده به صورت جدول ۵-۱ است.

جدول ۵-۱. نتایج طبقه‌بندی

	A	B	C	D	E	F
1		1	2	3	4	5
2	0.2	52.38095	70	84.61538	100	100
3	0.22	47.61905	70	84.61538	100	100
4	0.24	35.71429	60	84.61538	100	100
5	0.26	30.95238	60	76.92308	100	100
6	0.28	26.19048	55	76.92308	100	100
7	0.3	21.42857	50	76.92308	100	100
8	0.32	16.66667	45	76.92308	100	100
9	0.34	14.28571	40	76.92308	100	100
10	0.36	14.28571	40	76.92308	100	100

۲. در نظر گرفتن طول پنجره‌های متغیر در زمان (Dynamic Window Size DWS)

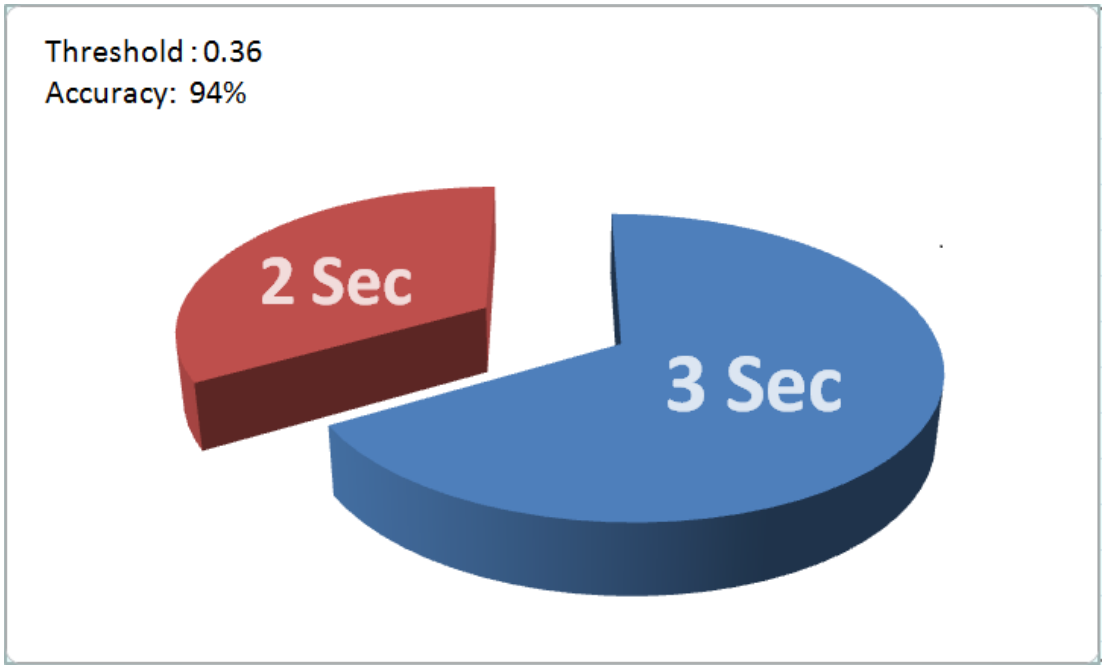
دراین قسمت با توجه به‌اینکه طول پنجره‌های زمانی توسط برنامه متناسب با عملکرد طبقه‌بندی کننده تعیین می‌شود شامل محور افقی مانند بخش گذشته نبوده و تنها بازای یک آستانه یک عدد نتیجه که در قالب درصد بیان می‌شود را دارا می‌باشد، نتایج به صورت شکل ۵-۱ است، که در سمت راست آن نیز نمودار آن کشیده شده است.



	A	B
1	Threshold	Accuracy
2	0.24	90.47619
3	0.26	90.47619
4	0.28	90.47619
5	0.3	90.47619
6	0.32	90
7	0.34	84.21053
8	0.36	94.44444

شکل۵-۱. نتایج طبقه‌بندی پنجره متغیر در زمان

همان‌طور که گفته شد،اینکه بازه زمانی چه‌اندازه‌ای انتخاب می‌شود توسط برنامه مشخص شده و توزیع آن در نتایج بدست آمده به صورت شکل ۵-۲ می‌باشد.



شکل۵-۲. نتایج انتخاب طول پنجره‌های متغیر در زمان

برنامه می‌توانسته است از پنجره‌هایی با طول ۱ تا ۴ ثانیه استفاده کند که از طول‌های ۱ و ۴ اصلا استفاده نکرده است. دلیل‌این امراین است که پنجره‌هایی با طول ۱ ثانیه برای انجام طبقه‌بندی کافی نیستند و نتایج قابل اعتمادی نمی‌توانند داشته باشند، همچنین پنجره‌هایی با طول ۴ ثانیه طولانی بوده و مدت زمان انتخاب ارقام را طولانی می‌کنند و لذا استفاده نشده‌اند.

فصل ششم: جمع‌بندی، نتیجه‌گیری و پیشنهادات

۶-۱ جمع‌بندی

در فصل اول مقدمه و تاریخچه‌ای بر رابط‌های مغز-رایانه، اهمیت‌این رابط‌ها و مختصری از کاربردهای آنها داشتیم و سپس به هدف پروژه پرداخته و در انتها نیز ساختار پروژه را دیدیم.

در فصل دوم با یک سری از مفاهیم اولیه مانند مغز، رابط‌های مغز-رایانه، سیگنال‌های مغزی و پدیده SSVEP آشنا شدیم.

در فصل سوم به مرور برخی از کارهای مشابه گذشته پرداختیم و بخش‌هایی که از اهمیت بیشتری دراین پروژه برخوردار بودند را با جزییات بیشتر و مفصل‌تری مرور کردیم.

در فصل چهارم پروتکل و الگوریتم‌های استفاده شده دراین پروژه و جزییات آنرا دیدیم. با بلوک دیاگرام پروژه آشنا شدیم و بخش‌های گوناگون آنرا به تفصیل بیان کردیم.

در فصل پنجم نیز نتایج کار را مشاهده و ارزیابی کردیم.

۶-۲ نتیجه‌گیری

با توجه به توضیحاتی که در فصول پیش آمد، هدف ازاین پروژه ساخت رابط مغز-رایانه BCI مبتنی بر SSVEP بوده است که هدف آن شماره‌گیری یک شماره تلفن و برقراری تماس تلفنی با آن شماره است. دراین پروژه سعی شده است که دقت مناسب همراه با زمان پردازش کوتاه باهم حاصل شود و در نهایت نیز نتایج نیز چنانچه در فصل پنجم آورده شده‌اند انتظارات را تا حد خوبی برآورده کرده‌اند. یکی از عواملی که دقت را دراین سیستم کاهش می‌دهد، کافی نبودن تعداد فرکانس‌های مجزا و دارای شرایط مناسب با توجه به محدودیت‌های گفته شده است. هر چه فرکانس‌های پایین‌تری مورد استفاده قرار گیرند، دقت نتایج حاصل بهتر خواهد بود و چنانچه از فرکانس‌های بالا (مثلا فرکانس‌های ۲۰ هرتز و بالاتر) استفاده شود، عملکرد هم از لحاظ نمایش بر روی صفحه نمایش و هم از لحاظ واکنش مغز انسان ضعیف‌تر خواهد بود.

۶-۳ پیشنهادات

پیشنهاد می‌شود برای انجام کارهای مشابه دراین زمینه با توجه به نتایج مقاله [۱۵] درصدد کاهش فرکانس‌های تخصیص داده شده به هر دکمه برآمده تا دقت پردازش‌ها کاهش یابد. همچنین دراین پروژه به دلیل کمبود وقت، فرصت پیاده سازی‌این سیستم به صورت Speller نبود. منظور ازاین امراین است که در طول زمان به‌ترتیب به سطرها و ستون‌ها فرکانس‌های متمایز نسبت داده شود (به تمام دکمه‌های هر ستون یا سطر فرکانس یکسان، ولی به هر دو ستون و یا دو سطر، دو فرکانس متمایز) و به‌این طریق با تشخیص سطر و ستون دکمه مورد نظر بتوان دکمه مورد نظر را شناسایی کرد.

مراجع

[1] “A Study on SSVEP-Based BCI”, Zheng-Hua Wu and De-Zhong Yao

journal of electronic science and technology of china, VOL. 7, NO. 1, MARCH 2009

[2] “Simple communication using a SSVEP-based BCI”, Guillermo Sanchez, Pablo F. Diez, Enrique Avila, Eric Laciar Leber, Journal ofPhysics: ConferenceSeries 332 (2011) 012017 doi:10.1088/1742-6596/332/1/012017

[3] “SSVEP and P300 based interfaces”, Fabrizio Beverina,Giorgio Palmas,Stefano Silvoni,Francesco Piccione, psychnology Journal, 2003, Volume 1, Number 4, 331 – 354

[4] “Towards an SSVEP Based BCI with High ITR”, Ivan Volosyak, Diana Valbuena, Thorsten L¨uth, and Axel Gr¨aser,

[5] “Toward Brain-Computer Interfacing “, G. Dornhege, J. del R. Millan, T. Hinterberger, D. J. McFarland, and K.-R. M¨uller, MIT Press, 2007

[6] “A cell-phone-based brain–computer interface for communication in daily life”, Yu-Te Wang1, Yijun Wang1 and Tzyy-Ping Jung Swartz Center for Computational Neuroscience, Institute for Neural Computational, University of California, San Diego, La Jolla, CA, USA

[7] “Developing Stimulus Presentation on Mobile Devices for a Truly Portable SSVEP-based BCI”, Yu-Te Wang, Student Member, IEEE, Yijun Wang, Member, IEEE, Chung-Kuan Cheng, Fellow, IEEE, and Tzyy-Ping Jung*, Senior Member, IEEE

[8] “An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method”. G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong, and S. GaoJournal of Neural Engineering, vol. 6, no. 4, 2009.

[9] “Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine “, D. Regan, New York: Elsevier Pubs; 1989.

[10] “A Cell-phone based Brain Computer Interface for Communication in Daily Life "Y.-T. Wang, Y. Wang, and T.-P. Jung, , Journal of Neural Engineering, vol.8, no.2, pp. 1-5, 2011.

[11] “Steady-State Visual Evoked Potentials to Computer Monitor Flicker”, E. Lyskov, V. Ponomarev, M. Sandstrom, K. H. Mild, and S. Medvedev, International Jurnal of Psychophysology, vol. 28, pp. 285-290, 1998.

[12] “www.Wikipedia.org “

[13] “www.GetBodySmart.com “

[14] “User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces”, Fabrizio Beverina, Giorgio Palmas, Stefano Silvoni, Francesco Piccione, Silvio Giove, PsychNology Journal, 2003 Volume 1, Number 4, 331 – 354

[15] “Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI”, Y. Wang, Y.-T. Wang and T.-P. Jung, electronics letters 22nd July 2010 Vol. 46 No. 15