

سُلَيْمَانٌ



دانشکده مهندسی برق و رباتیک

طراحی، شبیه سازی و پیاده سازی سخت افزاری روشهای تعیین سطح هوشیاری رانندگان خودرو با استفاده از سیگنال های مغزی EEG و مبتنی بر TMS320C55xx پردازشگرهای سیگنال

دانشجو: علی رجاییان

اساتید راهنما:

آقای دکتر گرایلو

آقای دکتر سلیمانی

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

زمستان ۹۲

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی برق و رباتیک گروه برق

پایان نامه کارشناسی ارشد آقای علی رجاییان

تحت عنوان: طراحی، شبیه سازی و پیاده سازی سخت افزاری روشهای جهت تعیین سطح هوشیاری رانندگان خودرو با استفاده از سیگنال های مغزی EEG و مبتنی بر پردازشگرهای سیگنال TMS320C55xx

در تاریخ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد
مورد ارزیابی و با درجه مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنمای
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی : هادی گرایلو
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی : علی سلیمانی

امضاء	نماينده تحصيلات تكميلي	امضاء	اساتيد داور
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :

تقدیم به:

بارگاه مقدس امام هشتم که، همیشه از برکاتشان برهه برده ام
و آنان که مرآسمانی شان آرام بخش آلام زمینی ام است

به استوارترین تکه گاهم، دستان پر مهر پدم

به سبزترین گناه زندگیم، چشمان سبز نادم

خواه را نم، هر آن همیشگی و پستوانه های زندگیم

که هر چه آموختم در مکتب عشق شما آموختم و هر چه بکوشم قطره ای از دیای بی کران میربانیان را پس
توانم بگویم امروز مستی ام به امید شماست و فردا کلید باغ بشم رضای شما.

بوسه بر دستان پر مهر تان

مشکر و قدرانی

خداوند بزرگ را شکرم که لطف خود را شامل حال من نمود تا تو انم تحقیق خود را به پایان برسانم و تو انم سهی هر چند اذک، در راه توسعه علمی ایران عزیز بردارم که حوا ایران نباشد، تن من مباد.

بر خود لازم می دانم از کلیه کسانی که بندۀ را در تدوین و مغارش این پایان نامه یاری نمودند صمیمانه مشکر و قدرانی نمایم. به خصوص از استاد فرزانه جناب آقای دکتر راڈی گرایلوک دکلیه مرال انجام این پژوهش با خوشروئی، یاری و راهنمائی ام نمودند. و جناب آقای دکتر علی سلیمانی که دکمال سعد صدر، با حسن خلق و فروتنی، از بیچ گلی داین عرصه بمن دینه ننمودند. همچنین از کلیه معلمان و استادی دوران تحصیلی از ابتداء تا کنون صمیمانه مشکر و قدرانی می نمایم.

از جناب آقای مهندس کیانوش شفاعی مدیر عامل محترم شرکت ارتباطات پیشو خاور میانه که در زمینه طراحی از راهنمایی شان برهه بردند ام و همچنین جناب آقای دکتر اسد پور و جناب آقای دکتر رضایی طلب مسئولین بخش کلینیک خواب بیمارستان ابن سينا مشهد و استاد فرزانه دانشگاه علوم پزشکی تهران و متخصص طب کار و فلوشیب اختلالات خواب جناب آقای دکتر خسرو صادق نیت که اطلاعات خود را بدون بیچ چشم داشتی در اختیار بندۀ قرارداده و در این راه از بیچ گلی دینه ننمودند نیز کمال مشکر و قدرانی را دارم.

همچنین از سرکار خانم مهندس خوشضمیره دلیل یاری ها و راهنمایی های بی چشمداشت ایشان که بسیاری از سختی ها را برایم آسان تر نمودند و محبت های بی دینشان که هرگز فروکش نمی کند و تامی داوطلبینی که در این پژوهش مشارکت داشتند مسون و پاسکنذارم.

باشد که این خود ترین، بخشی از زحات آمان را پاس کوید...

تعهد نامه

اینجانب علی رجاییان دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته الکترونیک دیجیتال دانشکده مهندسی برق و

رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه با عنوان:

طراحی، شبیه سازی و پیاده سازی سخت افزاری روشهای تعیین سطح هوشیاری رانندگان خودرو با

استفاده از سیگنال های مغزی EEG و مبتنی بر پردازشگرهای سیگنال TMS320C55xx

تحت راهنمایی جناب دکتر هادی گرایلو متعهد می شوم.

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

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.

چکیده

در این پایان نامه، پیاده سازی یک روش قابل قبول جهت تشخیص خواب آلودگی در رانندگان خودرو بر روی پردازندۀ‌های DSP مورد تحقیق و بررسی قرار گرفته است. برای این منظور ابتدا یک پایگاه داده متشکل از ۲۰ داوطلب مرد با میانگین سنی ۲۴ سال ایجاد شده است که داوطلبین مورد نظر در دو حالت هوشیاری و خواب آلودگی به رانندگی با یک دستگاه شبیه ساز پرداخته‌اند. سپس جهت ارزیابی پایگاه داده از سه روش تبدیل موجک، تبدیل بسته موجک و ردگیری انطباق که طبق دانسته ما برای اولین بار جهت استخراج ویژگی از سیگنال‌های مغزی استفاده شده، ویژگی‌های مناسبی در باند فرکانسی دلتا و تتا استخراج شده است سپس توسط طبقه بند SVM مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. نتایج حاصل از طبقه بندی نشان داد که در هنگام خواب آلودگی انرژی ضرایب موجک در کanal‌های O1 و O2 در باندهای فرکانسی تتا و دلتا افزایش چشمگیری می‌یابند اما افزایش مقدار آن وابسته به فرد بوده و در تمامی افراد یکسان نیست. در ادامه به منظور پیاده سازی یک الگوریتم مبتنی بر موجک، ابتدا یک سخت افزار مناسب جهت دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی طراحی و ساخته شد که از ویژگی‌های آن می‌توان به قابل حمل بودن و کم مصرف بودن آن (۲۴ میلی وات) اشاره کرد. سپس جهت پردازش سیگنال‌های دریافتی یک سخت افزار دیگر مبتنی بر پردازنده TMS320C5509A طراحی و ساخته شده است که کاملاً قابل حمل بوده و توسط باتری راه اندازی می‌شود. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد با انتخاب یک آستانه مناسب برای هر فرد می‌توان حالت خواب آلودگی را در آن تخمین زد.

کلمات کلیدی:

سیگنال‌های مغزی- رانندگان خودرو- خواب آلودگی- هوشیاری- پردازشگرهای

سیگنال- تبدیل موجک- EEG- TMS320C5509A

لیست مقاله های استخراج شده :

رجاییان ع، خوش ضمیر س، گرایلو ه، (۱۳۹۲) "مطالعه و مقایسه روش های مبتنی بر موجک و ردگیری انطباق در کاربردهای تعیین سطح هوشیاری در رانندگان خودرو"، بیستمین کنفرانس مهندسی زیست پزشکی، تهران.

فهرست مطالب

۱ فصل اول: مقدمه

۱	۱-۱ مقدمه
۲	۲-۱ بیان مسئله
۳	۳-۱ خواب آلودگی و حوادث
۴	۴-۱-۲ عوامل اصلی خواب آلودگی
۶	۶-۱-۲-۱ خواب آلودگی ناشی از کمبود خواب
۷	۷-۱-۲-۱ خواب آلودگی ناشی از داروها
۸	۸-۱ هدف پایان نامه

۲ فصل دوم: نشانگرهای خستگی

۹	۹-۱-۲ خستگی چیست؟
۱۰	۱۰-۱-۲ خستگی ذهنی
۱۱	۱۱-۲ خستگی جسمانی
۱۲	۱۲-۱-۲ خستگی مربوط به رانندگان
۱۳	۱۳-۲ خستگی در رانندگان حرفه ای
۱۴	۱۴-۳-۱-۲ دستگاه سنجش میزان خستگی
۱۵	۱۵-۲ سیستم عصبی انسان
۱۷	۱۷-۳-۲ نشانگرهای خستگی
۱۷	۱۷-۳-۲ حرکات و سیگنال های چشمی
۱۸	۱۸-۳-۲ فعالیت های الکتریکی پوست

۱۹.....	۳-۳-۲ تنفس
۱۹.....	۴-۳-۲ فشار خون
۲۰	۵-۳-۲ فعالیت الکتریکی ماهیچه ای
۲۰	۶-۳-۲ ضربان قلب
۲۱.....	۷-۳-۲ سیگنال های مربوط به رخداد پتانسیل
۲۲.....	۸-۳-۲ سیگنال های مغزی
۲۳.....	۱-۸-۳-۲ EEG در حمل و نقل
۲۵.....	۴-۲ مروری بر کارهای انجام شده در دهه اخیر

۳ فصل سوم: مبانی نظری و عملی

۳۰	۱-۳ مبانی نظری
۳۰	۱-۱-۳ زیر باندهای امواج مغزی
۳۲.....	۲-۱-۳ نحوه دریافت سیگنال های مغزی
۳۳.....	۳-۱-۳ نویزهای موجود در سیگنال های مغزی
۳۳.....	۳-۱-۳-۱ نویزهای زیستی
۳۶.....	۳-۱-۳-۲ نویزهای خارجی
۳۶.....	۴-۱-۳ EEG به عنوان نشانگر خستگی
۳۶.....	۵-۱-۳ استخراج ویژگی
۳۷.....	۱-۵-۱-۳ تبدیل فوریه
۳۷.....	۲-۵-۱-۳ تبدیل موجک
۳۸.....	۳-۵-۱-۳ تبدیل بسته‌ی موجک
۴۰.....	۴-۵-۱-۳ ردگیری انطباق
۴۰.....	۲-۳ مبانی عملی
۴۰.....	۱-۲-۳ پردازشگرهای سیگنال

۴۱	۱-۱-۲-۳ پردازندۀ های مهم شرکت TI
۴۳	۲-۱-۲-۳ پردازندۀ TMS320C5509A
۴۵	۲-۲-۳ مبدل آنالوگ به دیجیتال

۴ فصل چهارم: سیتم سخت افزاری و نرم افزاری پیشنهادی

۴۸	۱-۴ مدار دریافت سیگنال مغزی
۶۸	۱-۱-۴ نتیجه گیری
۶۹	۲-۴ مدار پردازشگر سیگنال
۶۹	۱-۲-۴ منبع تغذیه
۷۲	۲-۲-۴ مبدل داده ها
۷۳	۳-۲-۴ پردازندۀ و ادوات جانبی
۷۸	۳-۴ الگوریتم اجرایی بر روی پردازندۀ

۵ فصل پنجم: نتایج

۸۴	۱-۵ تهییه پایگاه داده
۸۴	۱-۱-۵ ویژگی های داوطلبین
۸۴	۲-۱-۵ تجهیزات مورد استفاده
۸۶	۳-۱-۵ پیش پردازش داده های دریافتی
۸۷	۴-۱-۵ استخراج ویژگی
۹۰	۵-۱-۵ نتایج حاصل از پایگاه داده
۱۰۰	۲-۵ نتایج بدست آمده از سخت افزار طراحی شده

۶ فصل ششم: نتیجه کری و پیشنهادات

۱۰۸	۱-۶ نتیجه گیری
۱۱۰	۲-۶ پیشنهادات
۱۰۷	مراجع

فهرست شکل‌ها

شکل (۱-۲) : ساختار سیستم عصبی انسان ۱۶
شکل (۲-۲) : سیگنال EDA دریافتی از یک فرد خوشحال ۱۹
شکل (۳-۲) : نمونه‌ای از ضربان قلب سالم ۲۱
شکل (۴-۲) : یک نمونه سیگنال ERP ۲۲
شکل (۱-۳) : سیگنال‌های مغزی در حالات مختلف هوشیاری انسان ۳۲
شکل (۲-۳) : نحوه قرارگیری الکترودها بر اساس استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ ۳۳
شکل (۳-۳) : نویز ناشی از پلک زدن چشم روی سیگنال‌های مغزی ۳۴
شکل (۴-۳) : نویز ناشی از حرکات عمودی و افقی کرده چشم بر روی سیگنال‌های مغزی ۳۵
شکل (۵-۳) : نویز ناشی از سیگنال‌های ماهیچه ای بر روی سیگنال‌های مغزی ۳۵
شکل (۶-۳) : مراحل تجزیه سیگنال تا ۴ سطح مختلف توسط تبدیل موجک ۳۸
شکل (۷-۳) : سطوح مختلف تجزیه سیگنال بر اساس تبدیل موجک بسته ای ۳۹
شکل (۸-۳) : اولین مدار ارتباط بین پردازنده و برنامه CCS ۴۴
شکل (۱-۴) : اولین مدار استفاده شده جهت دریافت سیگنال‌های مغزی ۴۹
شکل (۲-۴) : نحوه اتصال الکترود به زمین ۵۰
شکل (۳-۴) : مدار دریافت سیگنال برای بازی کامپیوترا پینگ-پنگ ۵۱
شکل (۴-۴) : مدار پیشنهادی جهت دریافت دو کanal از سیگنال‌های مغزی ۵۱
شکل (۵-۴) : الکترودهای روکشدار مورد استفاده ۵۲
شکل (۶-۴) : الکترودهای بدون روکش ۵۳
شکل (۷-۴) : یک سیگنال کم دامنه به همراه سیگنال تقویت شده در خروجی ۵۳
شکل (۸-۴) : اولین طرح مدار جهت انجام PCB ۵۴

..... شکل (۹-۴) : مدار فیلتر میان نگذر ۵۰ هرتز	۵۵
..... شکل (۱۰-۴) : مدار PCB مربوط به طرح شکل (۸-۴)	۵۵
..... شکل (۱۱-۴) : آشکار سازی حرکات پلک چشم بر روی سیگنال های مغزی برای اولین بار	۵۶
..... شکل (۱۲-۴) : نمونه ای از مدار DRL	۵۷
..... شکل (۱۳-۴) : مدار DRL جهت دریافت سیگنال های مغزی	۵۷
..... شکل (۱۴-۴) : فیلتر پایین گذر استفاده شده در ورودی	۵۸
..... شکل (۱۵-۴) : یک کanal از سیگنال های مغزی در حالت طبیعی شخص توسط الکترود روکشدار	۵۹
..... شکل (۱۶-۴) : یک کanal از سیگنال های مغزی در حالت پلک زدن شخص توسط الکترود روکشدار	۵۹
..... شکل (۱۷-۴) : یک کanal از دومین طرح مدار جهت انجام PCB	۶۰
..... شکل (۱۸-۴) : PCB مربوط به دو کanal از دومین طرح مدار	۶۰
..... شکل (۱۹-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی در حالت طبیعی شخص	۶۱
..... شکل (۲۰-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی در حین پلک زدن شخص	۶۱
..... شکل (۲۱-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی شخص در حین فشردن دندان ها بر روی هم	۶۲
..... شکل (۲۲-۴) : موقعیت الکترودهای نصب شده در هنگام تست سخت افزار	۶۲
..... شکل (۲۳-۴) : استفاده از قطعات SMD برای طرح مذکور	۶۳
..... شکل (۲۴-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی در حالت طبیعی شخص	۶۴
..... شکل (۲۵-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی در حین پلک زدن شخص	۶۴
..... شکل (۲۶-۴) : مدارنهایی با چاپ سیز	۶۵
..... شکل (۲۷-۴) : مدارنهایی از نمای بالا و پایین	۶۵
..... شکل (۲۸-۴) : الکترودهای کاسه ای در کنار ژل مخصوص پزشکی و جعبه ای مدارنهایی	۶۶
..... شکل (۲۹-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی در حالت طبیعی شخص توسط مدارنهایی	۶۶
..... شکل (۳۰-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی در حین پلک زدن شخص توسط مدارنهایی	۶۷
..... شکل (۳۱-۴) : دو کanal از سیگنال های مغزی شخص در حین فشردن دندانها بر روی هم توسط مدارنهایی	۶۷
..... شکل (۳۲-۴) : تبدیل فوریه یکی از کanal های دریافتی توسط اسیلیسکوپ	۶۸
..... شکل (۳۳-۴) : مقایسه بین اولین نویز پلک چشم دریافتی و حالت بهبود یافته آن	۶۹

شکل (۳۴-۴) : مدار محافظه منبع تغذیه ۷۱	۷۱
شکل (۳۵-۴) : آی سی تغذیه و ادوات جانبی ۷۱	۷۱
شکل (۳۶-۴) : آی سی کدک به همراه ادوات جانبی ۷۲	۷۲
شکل (۳۷-۴) : اتصال دیودهای نورانی جهت تست عملکرد DSP ۷۳	۷۳
شکل (۳۸-۴) : مدار ریست استفاده شده ۷۴	۷۴
شکل (۳۹-۴) : نحوه اتصال Dip-Switch به پایه های DSP ۷۵	۷۵
شکل (۴۰-۴) : هدر ۱۲ پایه به منظور برنامه ریزی DSP ۷۵	۷۵
شکل (۴۱-۴) : نحوه اتصال پایه های EEPROM ۷۶	۷۶
شکل (۴۲-۴) : مدار PCB طرح اولیه ۷۶	۷۶
شکل (۴۳-۴) : مدارنهایی پردازش سیگنال ۷۸	۷۸
شکل (۴۴-۴) : مراحل الگوریتم اجرایی بر روی DSP ۷۹	۷۹
شکل (۴۵-۴) : پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده در مطلب با ضرایب اعشاری ۸۱	۸۱
شکل (۴۶-۴) : پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده با ضرایب صحیح ۸۱	۸۱
شکل (۱-۵) : دستگاه ۲۴ کاناله ضبط سیگنال مغزی ۸۵	۸۵
شکل (۲-۵) : فرمان شبیه ساز رانندگی ۸۶	۸۶
شکل (۳-۵) : داوطلب در حال انجام تست هوشیاری ۸۶	۸۶
شکل (۴-۵) : ۵ ثانیه از سیگنال دریافتی قبل و بعد از عملیات فیلتر کردن ۸۷	۸۷
شکل (۵-۵) : ۵ ثانیه از سیگنال مغزی نمونه برداری شده دریافتی ۱۰۱	۱۰۱
شکل (۶-۵) : تبدیل فوریه سیگنال دریافت شده ۱۰۱	۱۰۱
شکل (۷-۵) : سیگنال دریافت شده پس از عبور از فیلتر میان گذر ۱۰۲	۱۰۲
شکل (۸-۵) : تبدیل فوریه سیگنال دریافت پس از عبور از فیلتر میان گذر ۱۰۲	۱۰۲
شکل (۹-۵) : ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک ۱۰۳	۱۰۳
شکل (۱۰-۵) : ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک توسط مطلب ۱۰۳	۱۰۳
شکل (۱۱-۵) : پراکندگی داده های بدست آمده در حالت هوشیاری و خواب آلودگی فرد برای کanal ۰۱ ۱۰۵	۱۰۵
شکل (۱۲-۵) : پراکندگی داده های بدست آمده در حالت هوشیاری و خواب آلودگی فرد برای کanal ۰۲ ۱۰۵	۱۰۵

فهرست جداول

۳۹	جدول (۱-۳) : بازههای فرکانسی متناسب با سطوح تجزیه مختلف
۷۴	جدول (۱-۴) : نحوه انتخاب بارگذاری برنامه ها در داخل DSP
۹۸	جدول (۱-۵) : میانگین ضرایب بسته موجک متناسب با فرکانس $4/5 - 0$ هرتز
۹۹	جدول (۲-۵) : انرژی ضرایب تبدیل موجک متناسب ضرایب A5
۱۰۴	جدول (۳-۵) : نتایج بدست آمده از داوطلب R توسط سخت افزار طراحی شده

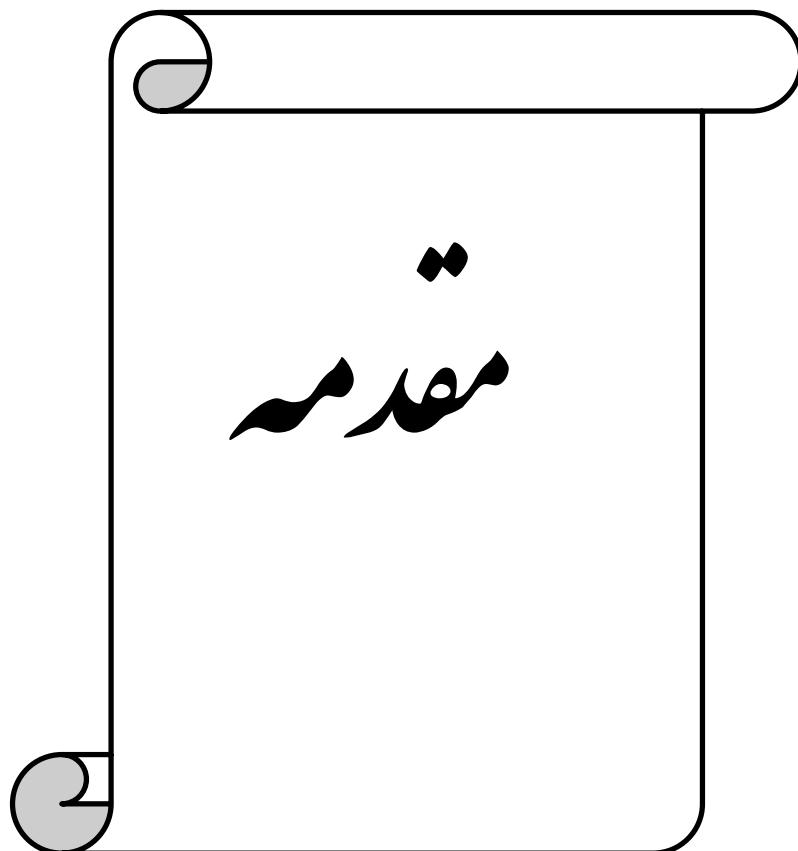
فهرست نمودارها

۹۰	نمودار (۱-۵) : درصد طبقه بندی با انتخاب کanal های FZ,F3,C3,C4
۹۱	نمودار (۲-۵) : درصد طبقه بندی داده ها بر اساس انتخاب کanal های O1,O2
۹۲	نمودار (۳-۵) : مقایسه درصد طبقه بندی با انتخاب ۲ و ۴ کanal از سیگنال های مغزی
۹۳	نمودار (۴-۵) : مقایسه درصد طبقه بندی بر اساس سه نوع دیکشنری در روش ردگیری انطباق
۹۴	نمودار (۵-۵) : مقایسه سه روش استخراج ویژگی
۹۵	نمودار (۶-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸۴،۹ هرتز برای شخص A
۹۵	نمودار (۷-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸۴،۹ هرتز برای شخص E
۹۶	نمودار (۸-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸۴،۹ هرتز برای شخص S
۹۶	نمودار (۹-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸۴،۹ هرتز برای شخص T

فهرست علائم و اختصارات

ANS	Automatic Nervous System
CNS	Central Nervous System
CCS	Code Composer Studio
DSP	Digital Signal Processing
ECG	Electrocardiography
EDA	Electrodermal activity
EEG	Electroencephalograms
EMG	Electromyogram
EOG	Electrooculography
ERP	Event-related potential
EV	Evoked Potential
HRV	Heart Rate Variability
JTAG	Joint Test Action Group
PNS	Peripheral Nervous System
PNS	Parasympathetic Nervous System
SNS	Somatic Nervous System
SNS	Sympathetic Nervous System

فصل اول



۱-۱ مقدمه

رانندگی فعالیتی است که همه روزه مردم به طور مستقیم و یا غیر مستقیم با آن سرو کار دارند و با توجه به نوع زندگی امروزی تقریباً امری اجتناب ناپذیر می‌باشد. هر ساله تعداد بسیار زیادی از خانواده‌ها به مسافرت می‌روند اما متأسفانه بسیاری از این افراد به علت حوادث رانندگی به مقصد خود نمی‌رسند. از این رو امنیت رانندگی موضوعی است که توجه بیشتری را از سوی محققین در سال‌های اخیر بدلیل افزایش تعداد تلفات در رانندگی می‌طلبد. مطالعه موسسه NTSB بر روی ۱۰۷ تصادف مرگبار و شدید جاده‌ای در مواردی که راننده زنده مانده است نشان می‌دهد ۵۸ درصد از این تصادفات وابسته به خستگی راننده بوده است. بنابراین جلوگیری از این تصادفات منجر به یک تمرکز وسیع از سوی محققین در این زمینه شده است. تحقیقات نشان داده است اکثر رانندگانی که به علت خواب آلودگی دچار تصادف شده‌اند، لحظه‌ای را که به علت خستگی زیاد و یا رانندگی طولانی مدت، هوشیاری خود را از دست داده اند به یاد نمی‌آورند از این رو تلاش‌های انجام شده به طور کلی بر روی یک هدف متمرکز شده است و آن هم ارائه روشی جهت اعلام خطر به راننده در هنگام افزایش احتمال تصادف به علت خستگی زیاد بوده است. از این رو در این پژوهه قصد داریم روش‌های صورت گرفته برای تعیین سطح هوشیاری در رانندگان خودرو، از ابتدا تاکنون را بررسی نموده و به طور خاص امکان پیاده‌سازی یک روش مبتنی بر استفاده از سیگنال‌های مغزی را بررسی نماییم، سپس با پیاده‌سازی سخت افزاری یکی از بهترین روش‌ها بر روی پردازنده‌های DSP گامی کوچک در جهت رفع این مشکل برداریم.

۱-۲ بیان مسئله

در این بخش به بررسی علت و ضرورت انجام این تحقیق پرداخته و به بررسی مشکلات ناشی از خواب آلودگی می‌پردازیم.

۱-۲-۱ خواب آلودگی و حوادث

حوادث شغلی مرگبار هر ساله هزینه‌های بسیار زیادی را بر جوامع بشری تحمیل می‌کند. بخشی از این هزینه‌ها شامل افزایش غیبت‌های کاری، کاهش بهره‌وری، و افزایش هزینه‌های پزشکی است. مهمترین عواملی هم که سبب بروز این حوادث می‌شوند، متغیرهایی هستند که بر روی هوشیاری شاغل تاثیر می‌گذارند. خواب آلودگی یکی از مهمترین عوامل ایجاد کننده حوادث شغلی است و اثرهای نامطلوبی بر روی سلامتی عمومی و عملکرد افراد دارد. همچنین مدارک زیادی وجود دارد که نشان می‌دهد خواب آلودگی عامل ایجاد حوادث مرگبار در صنایع مختلف و در سیستم حمل و نقل جاده‌ای است. مرور حوادث فاجعه بار در تاریخ صنایع نشان می‌دهد که کمبود خواب و خواب آلودگی علت مستقیم و یا غیر مستقیم بسیاری از حوادث در دهه‌های اخیر بوده است. تحقیقات نشان داده که حادثه نشت روغن در اکسون والدز، انفجار نیروگاه هسته‌ای چرنوبیل و حادثه جزیره تری مايل دراثر کمبود خواب پرسنل شاغل در این صنایع اتفاق افتاده‌اند. محققان با بررسی این حوادث به این نتیجه رسیده‌اند که همه آن‌ها در ساعت‌های اولیه صبح رخ داده است^[1].

از دیگر عواقب خواب آلودگی، بروز حوادث جاده‌ای است. در سال ۱۹۹۸ بیشتر از ۱/۲ میلیون نفر در سراسر دنیا در اثر حوادث جاده‌ای کشته شده‌اند و این حوادث را به عنوان دهمین علت مرگ و میر در دنیا معرفی کرده‌اند. تعداد معلومین جاده‌ای نیز چندین برابر افرادی است که در اثر این حوادث می‌میرند. تخمین زده می‌شود که این رقم تا سال ۲۰۲۰ تا ۲ برابر نیز افزایش پیدا کند^[2]. سهم خواب آلودگی در بروز این حوادث در مطالعات مختلف، متفاوت گزارش شده است. در بررسی ۱۸۲۸

تصادف در انگلیس مشخص شد که ۱۷ درصد از موارد، ناشی از خواب آلودگی رانندگان بوده است.

وجه مشترک حوادث ناشی از خواب آلودگی این بوده که بیشتر در ساعت‌های اولیه صبح اتفاق افتاده‌اند و

نیز شدیدتر بوده‌اند [3][4]. در یک بررسی دیگر ۳۷ درصد رانندگان گزارش کردند که حداقل یک بار

طی رانندگی چرت زده‌اند یا به خواب رفته‌اند. رانندگانی که بیشتر در معرض خواب آلودگی هستند

شامل افرادی هستند که کمتر از ۶ ساعت در شب قبل خوابیده‌اند، بیشتر از ۳ ساعت رانندگی

داشته‌اند، و بالاخره در بزرگراه و در ساعت‌های اوج خواب آلودگی (۱۲ شب تا ۶ بعد از ظهر و ۱ تا ۴ بعد از

ظهر) رانندگی کرده‌اند [5].

در مطالعه دیگری که در ایران انجام شده، تعداد ۳۸۶ نفر از رانندگان و سایل نقلیه سنگین از

نظر وجود شدت خواب آلودگی بررسی شدند. برای ارزیابی خواب آلودگی رانندگان در این مطالعه از

پرسشنامه اپیرث استفاده شد. نتایج مطالعه مشخص کرد که نزدیک به ۱۰ درصد رانندگان دچار

خواب آلودگی روزانه بوده‌اند [6].

۲-۲-۱ عوامل اصلی خواب آلودگی

ملحوظات بسیار مهمی در مورد وجود و الگوی خواب آلودگی و اثرهای آن بر فعالیت‌های شغلی

در شاغلین وجود دارد. خواب آلودگی طبیعی به دنبال بیداری طولانی مدت و یا قرار گرفتن در

ساعت‌های خواب آلودگی بر اساس یک فرایند خاصی بروز می‌کند. در روال طبیعی خواب و بیداری،

خواب آلودگی از حدود ساعت ۱۰ شب شروع به افزایش می‌کند و در ساعت‌های ۲ تا ۴ صبح به اوج خود

می‌رسد و سپس رو به کاهش می‌گذارد و حدود ۸ تا ۱۱ صبح به حداقل خود می‌رسد. البته باید یاد

آور شد که یک افزایش خفیف خواب آلودگی نیز در ساعت‌های حدود ۲ تا ۴ بعد از ظهر وجود دارد که پس

از آن این خواب آلودگی کاهش یافته و دوباره حداکثر هوشیاری را در حدود ساعت ۶ تا ۸ عصر شاهد

خواهیم بود. مطالعات در ایران و برخی کشورها نشان داده است که بروز تصادفات مرگبار نیز از

همین الگو تبعیت می‌کند [1][2].

در این مطالعه‌ها دیده شده است که تصادف‌های مرگبار در ساعت‌های اوچ خواب آلودگی یعنی ۱۲ شب تا ۶ صبح افزایش چشمگیری می‌یابد که این افزایش در ساعت‌های ۲ تا ۴ صبح به حداقل خود می‌رسد. همچنین این تصادف‌های مرگبار در ساعت ۲ تا ۴ عصر نیز افزایش مختصری نشان می‌دهند.[1].

از عوامل موثر دیگر بر روی بروز وشدت خواب آلودگی، می‌توان به تاثیر عوامل محیطی به خصوص نور اشاره کرد. مواجهه با نور، به خصوص نور درخشان و بالاخص نور خورشید تاثیر بسزایی بر کاهش احساس خواب آلودگی خواهد داشت[7]. خصوصیت فردی نیز می‌تواند بر زمان احساس خواب آلودگی تاثیر بگذارد. به عنوان مثال افرادی که به طور سرشی سحر خیز هستند (چکاوکان صبح) شب‌ها زودتر خواب آلود می‌شوند. بنابراین ساعت اوچ خواب آلودگی آن‌ها زودتر آغاز می‌شود. در مقابل، گروهی قرار دارند که عادت به دیر خوابیدن و دیر بیدار شدن دارند(جغدان شب). معمولاً ساعت اوچ خواب آلودگی این گروه دیرتر آغاز شده و هوشیاری و بیداریشان در صبح نیز با تاخیر بسیار آغاز می‌شود. توجه داشتن به این موضوع در برنامه کاری شاغلین می‌تواند نقش مهمی در کاهش حوادث و افزایش بهره‌وری داشته باشد[8].

اینرسی خواب یکی دیگر از علل مهم بروز خواب آلودگی و خطرات ناشی از آن در مشاغل مختلف است. معمولاً تا دقایقی بعد از بیدار شدن از خواب، هنوز خواب آلودگی وجود دارد و مدتی طول می‌کشد تا هوشیاری به حداقل خود برسد که به این واقعه اینرسی خواب می‌گویند و در این زمان نیز خطرات و عوارض ناشی از خواب آلودگی افزایش خواهد داشت. اینرسی خواب گاهی بیش از نیم ساعت و گاهی تا ۲ ساعت به طول می‌انجامد که باید مورد توجه قرار گیرد. این موضوع به خصوص برای آنانی که در میان شیفت کاری، فرصتی مختصر برای استراحت یا خواب دارند، اهمیت بیشتری می‌یابد. بنابراین باید به خاطر داشت این افراد بلافصله پس از چرت کوتاه، هوشیاری کامل را نداشته و مدتی طول می‌کشد تا اینرسی خواب را طی کنند. به رانندگانی که در مسیرهای طولانی

فرصت‌های کوتاهی را به استراحت و خواب اختصاص می‌دهند باید خاطر نشان کرد، هر چند استراحت و چرت‌های کوتاه مدت در پیشگیری از خواب آلودگی نقش موثر خواهد داشت، باید به اینرسی خواب نیز توجه داشته باشند و بلافصله پس از چرت‌های کوتاه رانندگی را آغاز نکنند[۹].

یکی از پیامدهای ناشی از خواب آلودگی، ایجاد چرت‌های لحظه‌ای^۱ است. کسانی که به علل مختلف، به خصوص محرومیت و کسرخواب برای مدت چند روز، دچار خواب آلودگی می‌شوند ممکن است در شرایط کار یکنواخت و کسل کننده دچار این مشکل شوند. در این حالت، شاغل در حین فعالیت برای چند ثانیه به خواب می‌رود. در اکثر اوقات این چرت‌های کوتاه بین ۵ تا ۱۵ ثانیه به طول می‌انجامد و غالباً مورد توجه قرار نمی‌گیرند. به خواب رفتن و عدم هوشیاری، هر چند برای زمانی بسیار کوتاه، به ویژه در مشاغل حساس و پر مخاطره می‌تواند زمینه ساز خطرات بسیار شود. در رانندگان حرفه‌ای زمانی که در جاده‌های یکنواخت برای مدت طولانی رانندگی می‌کنند، احتمال بروز این عارضه افزایش می‌یابد و در صورت وقوع هر اتفاقی، عملأً از طرف راننده هیچ گونه واکنشی طی این مدت صورت نخواهد گرفت تصور کنید راننده‌ای که با سرعت حدود ۷۵ کیلومتر در ساعت رانندگی می‌کند در مدت ۱۰ ثانیه، مسافت بیش از ۲۰۰ متر را بدون هر گونه آگاهی از اطراف و مقابل خود و امکان عکس العمل به اتفاقات بیرونی طی می‌کند، بنابراین این موضوع را می‌توان یکی از علل مهم تصادف‌های مرگبار ناشی از خواب آلودگی دانست[۱۰].

۱-۲-۲-۱ خواب آلودگی ناشی از کمبود خواب

کمبود خواب شایع ترین علت خواب آلودگی روزانه، به خصوص با پیشرفت‌هه شدن جوامع است. شیوع واقعی آن در جوامع، مشخص نیست ولی اطلاعات موجود نشان می‌دهد که در سال ۲۰۰۲ حدود ۳۷ درصد افراد کمتر از ۷ ساعت در شبانه روز و ۶۸ درصد آنها کمتر از ۸ ساعت در شبانه روز

^۱ Micro sleep

خوابیده‌اند[11]. اگرچه زمان خواب مورد نیاز برای افراد مختلف بسیار متفاوت است ولی اغلب افراد در طی شبانه روز به حداقل ۷/۵ ساعت خواب نیاز دارند. نتیجه دیگری که در همین مطالعات بدست آمده این است که میانگین خواب در بین هفته ۶/۵ ساعت و در روز‌های آخر هفته ۷/۵ ساعت بوده است و این تفاوت ساعتها خواب نشان دهنده این است افراد به صورت ارادی در طی هفته کمتر می‌خوابند و در آخر هفته جبران کم خوابی می‌کنند[۹].

در مطالعه‌های آزمایشگاهی که برای افراد به صورت مصنوعی کمبود خواب ایجاد کردند مشخص شده است که ساعتها محدودیت خواب، ارتباط مستقیم باشد خواب آلودگی بدست آمده در آزمون سنجش میزان خواب آلودگی طی روز دارد. همچنین توجه به این نکته ضروری است که اثرهای محرومیت خواب طی چند روز حالت تجمعی دارد و کمبود خواب طی چند روز متوالی در طی هفته بروی هم انباسته می‌شوند و ممکن است به میزانی برسد که حتی با افزایش میزان خواب در پایان هفته نیز جبران نشود. مطالعات نشان داده‌اند که افراد شیفت کار چرخشی و افراد شب کار، ۱ تا ۲ ساعت در روز کمتر از روزکاران می‌خوابند. شیوع اختلال خواب و خواب آلودگی در آن‌ها شایع‌تر از روزکاران است. علاوه بر خواب آلودگی روزانه علائم دیگری نیز ممکن است در اثر کمبود خواب ایجاد شود که مهمترین آن شامل خستگی، تحریک پذیری، فقدان انرژی، کاهش توجه، اختلال در حافظه کوتاه مدت و عملکرد است[12].

۲-۲-۲-۱ خواب آلودگی ناشی از داروها

بسیاری از داروهایی که به طور معمول در درمان بیماری‌ها استفاده می‌شوند، تغییراتی بر روی الگوی خواب ایجاد می‌کنند. صحبت در مورد همه انواع این داروها به دلیل گستردگی در این مبحث امکان پذیر نیست. همچنین داروهایی که برای درمان افسردگی به کارمی‌رونده نیز ممکن است اثرات منفی بر کیفیت خواب داشته باشند.

اثرات ایجادکننده خواب آلودگی این داروها می‌تواند بر روی توانایی فرد برای انجام کارهای

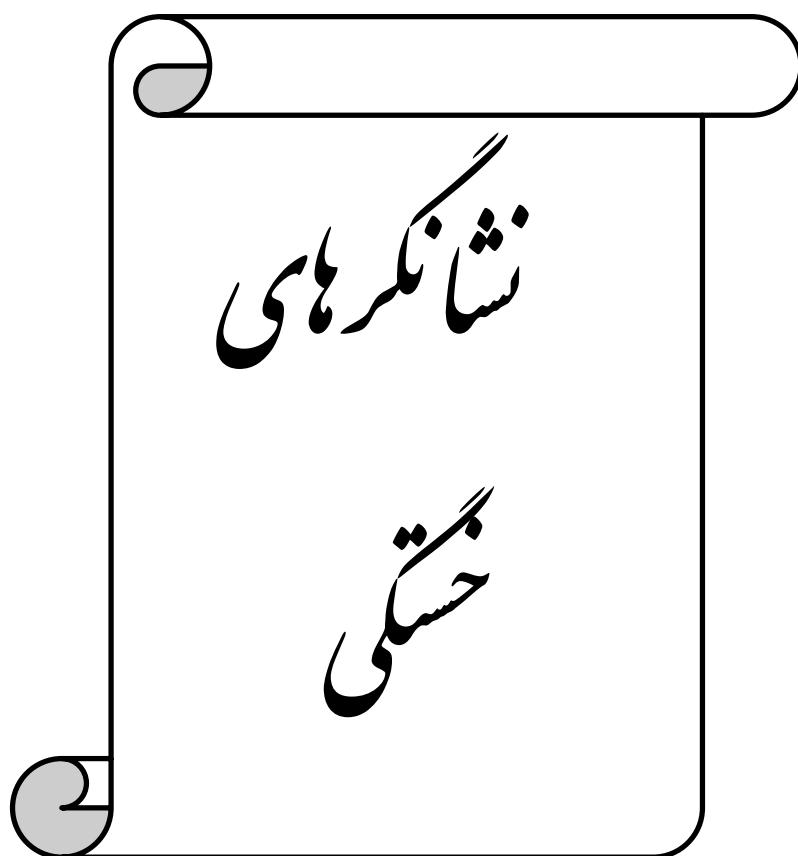
دقیق و حساس مانند رانندگی وسایل نقلیه، هدایت پرواز و کار با دستگاه‌های کنترلی اثر بگذارد و سبب ایجاد خطر بروز حوادث شغلی شود. همچنین در مصرف یک داروی خاص، خطر بروز حوادث در مردان جوان بالاتر از زنان و افراد سایر گروه‌های سنی است و در اولین روزهای شروع مصرف داروی خواب آور نیز خطر بروز حوادث ناشی از آن در بالاترین میزان قرار دارد و بتدریج پس از آن کاهش پیدا می‌کند [۹].

۱-۳-هدف پایان نامه

مطلوب ذکر شده دربخش قبل اهمیت این موضوع را آشکار می‌نماید و از آن جایی که صدمات ناشی از تصادفات رانندگی نه تنها یک فرد بلکه یک خانواده و حتی در برخی مواقع ممکن است یک جامعه را مورد آسیب قرار دهد. بنابراین ایجاد یک سیستم هوشمند مبتنی بر عملکرد انسانی جهت تشخیص به موقع خواب آلودگی در موارد و مشاغل حساس ضروری است.

هدف نهایی این پژوهش نیز با توجه به رویکرد عملی آن، برداشتن گامی کوچک در تحقق این امر بزرگ می‌باشد. در ادامه، در فصل دوم مسئله خستگی و خواب آلودگی را بیشتر مورد بررسی قرار داده و مروری بر تحقیقات و روش‌های پیشنهادی مختلف جهت تشخیص بهنگام خواب آلودگی صورت پذیرفته است. در فصل سوم، مبانی نظری و عملی استفاده شده در این تحقیق بیان شده و در فصل چهارم، نیز سخت افزار طراحی شده جهت تشخیص به موقع خواب آلودگی در افراد، مبتنی بر پردازنده‌های DSP، معرفی شده است و در پایان، در فصل پنجم، موارد مهمی شامل تهیه پایگاه داده نتایج حاصل از پایگاه داده و نتایج حاصل از سخت افزار طراحی شده به تفصیل بیان می‌شود.

فصل دوم



۱-۲ خستگی چیست؟

خستگی در واقع حالتی است که بر اثر عوامل مختلفی در فرد ایجاد می‌شود. جهت شناسایی این عوامل باید ابتدا خستگی و انواع آن را بشناسیم که در ادامه به بررسی دقیق این پدیده می‌پردازیم. در جوامع پیشرفته امروزی بسیاری از صنایع از جمله کارخانجات، صنایع هوایی، نظامی و حمل و نقل به صورت ۲۴ ساعته فعالیت می‌کنند و در بیشتر مواقع کارمندان در شیفت‌های مختلف کاری به سر می‌برند از این رو کمبود و یا تغییر در الگوی خواب این افراد می‌تواند در عملکرد آن‌ها تاثیرگذار باشد. بنابراین در شغل‌های بسیار حساس که نیازمند هوشیاری و توان ذهنی بالایی می‌باشند، باید از کار کردن افرادی که دچار خستگی مفرط ذهنی می‌شوند جلوگیری به عمل آورد و یا این‌که با اعمال هشدار مبنی بر استراحت کوتاه، مدت توان ذهنی آنها را برگرداند.

مثلاً بیشتر تصادفات رانندگی در زمان ۶-۲ صبح زود و ۴-۲ نزدیک عصر اتفاق می‌افتد که علت آن نیاز شدید بدن به خواب می‌باشد از این رو امروزه برای بررسی مطالعات خواب در رانندگان، از دستگاه‌های شبیه‌ساز استفاده می‌شود تا خطرگانی فرد را تهدید نکند[13]. همان گونه که اشاره شد تصادفات جاده‌ای که هزینه‌های میلیون دلاری را در بر دارد در ۲۰ تا ۳۰ درصد موارد ناشی از خستگی زیاد رانندگان است که معمولاً بیشتر در مورد رانندگانی که در شب رانندگی می‌کنند گزارش می‌شود. از سوی دیگر معمولاً این گونه از تصادفات در موقعی که طول ساعت رانندگی از حد معمول فراتر می‌رود بیشتر رخ می‌دهد[14]. از این رو تحقیقات گسترهای از سوی محققین برای تلاش در جهت جلوگیری از تصادفات به علت خستگی زیاد صورت پذیرفته است. برای این منظور ابتدا باید خستگی و انواع آن را شناخت تا بتوان به موقع آن را تشخیص داده و هشدارهای لازم را مبنی بر استراحت، به فرد اعلام نمود.

خستگی را دوره انتقال از حالت هوشیاری به خواب تعریف می‌کنند که در صورت ادامه داشتن، منجر به خواب فرد می‌شود. در تعاریف دیگر خستگی به عنوان حالتی که سبب کاهش بازده فرد و علاقه‌وی به ادامه کار می‌باشد، تعریف می‌شود^[14]. در سال ۱۹۹۴، بروون خستگی را به عنوان حالت بی‌میلی فرد برای ادامه فعالیت محوله، به طوری که سبب اختلال در بازده عملکرد شخص شده و همچنین مدت زمان انجام کار افزایش می‌یابد، تعریف کرد^[15]. به طور کلی خستگی را می‌توان به دو حالت، خستگی ذهنی^۱ و خستگی جسمانی^۲ طبقه بندی نمود. خستگی ذهنی بیشتر جنبه روانی داشته در صورتی که خستگی جسمانی را بیشتر به صورت خستگی ماهیچه‌ای تعریف می‌نمایند. در ادامه به معرفی بیشتر این نوع از خستگی‌ها می‌پردازیم.

۱-۱-۲ خستگی ذهنی

این نوع از خستگی به عنوان یک فرایند تدریجی و انباشتگی^۳ شناخته شده و سبب بی‌میلی، کاهش بازدهی، هوشیاری و اختلال در عملکرد ذهنی فرد می‌شود. گرند جین در سال ۱۹۷۹ حالت‌های هوشیاری انسان را به صورت زیر طبقه بندی نموده است: ۱-خواب عمیق ۲-خواب سبک ۳-خواب آلود^۴ ۴-کسل^۵ ۵-نیمه خواب و نیمه بیدار^۶ ۶-آرمیده^۷ ۷-در حال استراحت ۸-تازه بیدار ۹-هوشیار ۱۰-خیلی هوشیار.

و خستگی ذهنی را حالتی بین حالت استراحت و خواب سبک تعریف کرده است^[16]. دلایل زیادی سبب این نوع از خستگی می‌تواند باشد که از آن جمله می‌توان به نوع تغذیه فرد، سلامت فیزیکی، شرایط محیطی، فعالیت‌های فیزیکی و دوران نقاوت در افراد بیمار اشاره کرد. از علائم این نوع از خستگی نیز می‌توان به احساس بیش از حد خستگی در فرد و به صورت کلی کاهش تمایل فرد جهت انجام کارهای فیزیکی و ذهنی و احساس سنگینی و خواب آلودگی در فرد اشاره نمود^[14]. این

¹ Mental fatigue

² Physical fatigue

³ Accumulation

⁴ Weary

⁵ Hardly awake

نوع از خستگی معمولاً در بین افراد متداول بوده و در صورتی که فرد بتواند مدت کوتاهی استراحت نماید تا انرژی خود را باز یابد خیلی ناخوشایند نمی‌باشد، اما در صورتی که ادامه یابد و فرد نتواند مدتی هر چند کوتاه به استراحت بپردازد می‌تواند منجر به اختلالات روانی در فرد مذکور شود.

۲-۱-۲ خستگی جسمانی

به پدیده کاهش عملکرد یک ماهیچه پس از تنفس و یا فشار به روی آن خستگی ماهیچه‌ای گفته شده که سبب کاهش قدرت و حرکت ماهیچه‌ها می‌شود. این پدیده سبب عدم هماهنگی در عضلات و افزایش میزان احتمال تصادفات در رانندگی می‌شود. زمان انقباض ماهیچه‌ها، تغییرات شیمیایی جهت تامین انرژی در بدن رخ می‌دهد به طوریکه در یک ماهیچه تحت فشار، انرژی ذخیره شده، تخلیه شده و همزمان اسید لاتکتیک و دی اکسید کربن آزاد می‌شود و بافت‌های ماهیچه‌ای را اسیدی می‌کند. این پدیده بسیار پیچیده بوده و می‌تواند تحت تاثیر عوامل روانی نیز رخ دهد نتیجه این عمل و عکس العمل می‌تواند سبب ۱- نقصان هوشیاری، کاهش تمرکز و انگیزه ۲- کاهش بازده خروجی ۳- آهسته و ضعیفترشدن انقباض‌های ماهیچه‌ای ۴- لرزه‌های ماهیچه‌ای و دردهای ناحیه‌ای و کاهش فرکانس سیگنال‌های EMG^۱ شود[16]. البته این نوع از خستگی بیشتر موقعی که فرد فعالیت‌های شدید فیزیکی انجام دهد رخ می‌دهد و در واقع در هنگام رانندگی رخ نمی‌دهد.

۲-۱-۲ خستگی مربوط به رانندگان

هر فعالیتی که به اندازه کافی بلند باشد می‌تواند سبب کاهش مهارت در آن فعالیت شود این قضیه در مورد رانندگی نیز صدق می‌نماید. خستگی راننده را نیز می‌توان به عنوان حالتی از کاهش هوشیاری ذهنی که سبب تخریب عملکرد شناختی و فعالیت‌هایی که ناشی از حرکات عضلانی در اثر عملی فکری می‌باشد، تعریف کرد[14]. در گذشته، برخی عواملی را که سبب خستگی راننده می‌شوند بدین صورت بیان کرده است که از جمله آن‌ها می‌توان به طول زمان رانندگی، زمان استراحت و مقدار

¹ Electromyogram

خواب در ۲۴ ساعت اشاره نمود و می‌توان این نتیجه را بیان کرد که اصلی‌ترین عامل در مورد خستگی رانندگان مربوط به ساعت کاری بلند مدت و بی‌نظم در طول روز می‌باشد[15]. مطالعه رانندگان حرفه‌ای کامیون نشان می‌دهد که در هنگام آخر شب و تعویض شیفت کاری افزایش خواب آلودگی سبب بی‌اثر شدن قسمت قشری مغز^۱ می‌شود. در مورد رانندگان معمولی نیز این اتفاق در هنگام رانندگی طولانی مدت و محیط‌های یکنواخت روی می‌دهد.

۲-۲-۱-۲ خستگی در رانندگان حرفه‌ای

شواهد نشان می‌دهد رانندگان حرفه‌ای که معمولاً به طور منظم مسافران و کالاهای را از جایی به جای دیگر منتقل می‌کنند یک مشکل اساسی برای امنیت جاده محسوب می‌شوند و بدلیل عدم آزادی در انتخاب ساعت کاری معمولاً در معرض بیشترین خطرات ناشی از خستگی قرار می‌گیرند. بی‌نظمی شیفت کاری آن‌ها ممکن است آن‌ها را مجبور به انجام کار در ساعات بیولوژیکی بدن نماید، زمانی که بدن بیشترین احتیاج را به خواب دارد. علاوه بر این، کار بی‌برنامه نیز تأثیر منفی بر روی دوره‌های استراحت و خواب این افراد می‌گذارد که خود نیز عاملی دیگر در افزایش خستگی این افراد می‌شود. در یک کنفرانس بین‌المللی در مورد خستگی رانندگان نیز تاکید شد که این افراد برای بازیابی انرژی خود در هنگام خستگی باید دوره‌های متفاوتی را بر اساس تعداد و بازه ساعت کاری نامنظم و آشفتگی در زمان خواب، استراحت نمایند تا از خطر تصادف به علت خستگی جلوگیری نمایند[14]. یک تحقیق گسترده دیگر نیز که بر روی رانندگان کامیون و اتوبوس انجام شده است نشان می‌دهد که برنامه کاری نامنظم نسبت به یک برنامه منظم سبب افزایش استرس‌های روانی، کاهش عملکرد و خستگی مفرط که خود از عوامل اصلی خستگی‌های فیزیکی و روانی است می‌شود[14].

^۱ Brain Cortical

۳-۱-۲ دستگاه سنجش میزان خستگی

در یک کارگاه ویژه که در ارتباط با خستگی رانندگان در سال ۱۹۹۰ تشکیل شد [18] اهمیت دستگاهی غیر مزاحم جهت تشخیص خستگی از روی سیگنال‌های فیزیولوژیکی بدن انسان مطرح شد. تعدادی از رانندگان شاید از میزان هوشیاری خود در هنگام رانندگی آگاه باشند اما اهمیت دستگاهی که بتواند این میزان را اندازه‌گیری نماید همچنان ادامه دارد. لازم به ذکر است دستگاه فوق باید از نظر تشخیص دارای کمترین خطأ بوده و همچنین نباید در کار فرد اختلال ایجاد نماید. از جمله این نوع از دستگاه‌ها می‌توان به یک نمونه که میزان بسته بودن چشم را معیاری برای سنجش خستگی فرد قرار می‌دهد اشاره کرد که در صورت تایید، توسط یک زنگ هشدار راننده را مطلع می‌نماید. بررسی تکان‌های ناشی از سر نیز موضوعی بود که مدتی محققان بر روی آن موضوع نیز کار نموده‌اند اما بدلیل خطاهای فراوان و سرعت عملکرد پایین این سیستم تقریباً از آن صرف نظر شد.

تشخیص خستگی از روی فعالیت‌های چشمی نیز روش دیگری است که مورد علاقه محققان در این زمینه بوده است. اما مشکل اصلی تشخیص فعالیت‌های چشمی در هنگام نور کم و یا استفاده از عینک توسط رانندگان خودرو می‌باشد [14]. شرکت نیسان در سال ۱۹۹۵ اعلام کرد طی یک برنامه ۵ ساله سیستمی را بر مبنای میزان پلک زدن راننده پیاده سازی خواهد نمود. در این روش ابتدا توسط یک دوربین ویدئویی تصاویری از صورت راننده ضبط شده و سپس توسط یک کامپیوتر تصاویر مذکور پردازش می‌شوند تا میزان خستگی از روی آن تصاویر محاسبه گردد. اما همانطور که بیان شد استفاده از عینک آفتابی برای راننده امکان پذیر نمی‌باشد ولی مزیت آن در متصل نبودن هیچ گونه دستگاهی به راننده جهت تشخیص خستگی است [19]. با توجه به تحقیقات صورت گرفته تاکنون مشخص شده است استفاده از سیگنال‌های EEG شاید مطمئن‌ترین راه برای تشخیص خواب آلودگی و خستگی در افراد باشد اما چالش بزرگی که هنوز برطرف نشده است استفاده از وسائل اضافی بر روی راننده می‌باشد که ممکن است ایجاد مزاحمت نماید. اما با پیشرفت تکنولوژی و فناوری امید است از

این تکنولوژی بتوان به راحتی برای رانندگان خودرو استفاده نمود.

۲-۲ سیستم عصبی انسان

پس از شناخت خستگی برای اینکه بتوانیم خستگی را در حالت‌های مختلف تشخیص دهیم باید پارامترهایی را که متناسب با آن می‌باشند شناسایی نماییم. برای این منظور ابتدا باید سیستم عصبی انسان را به طور مختصر شناخته تا بتوانیم پارامترهای لازم را از آن استخراج نماییم. به طور کلی شاخص‌های فیزیولوژیکی بدن را دو بخش اصلی عصبی در بدن کنترل می‌نمایند.

- سیستم عصبی مرکزی^۱ (CNS)
- سیستم عصبی جانبی^۲ (PNS)

سیستم عصبی مرکزی شامل مغز و نخاع می‌شود در صورتی که سیستم عصبی جانبی خود به دو بخش سیستم عصبی بدنی^۳ (SNS) و سیستم عصبی خودکار^۴ (ANS) تقسیم‌بندی می‌شود. بخش ANS فعالیت‌هایی را که انسان به طور آگاهانه انجام می‌دهد تنظیم می‌نماید و بخش SNS فعالیت‌های درونی بدن را که به صورت ناخودآگاه صورت می‌پذیرد کنترل می‌کند این بخش نیز به نوبه خود به دو بخش دستگاه عصبی نباتی^۵ (PNS) و دستگاه عصبی سمباتیک^۶ (SNS) تقسیم بندی می‌شود[17]. بخش سمباتیک واکنش‌های ضروری در بدن را کنترل می‌نماید مانند افزایش ضربان قلب و فشار خون، در حالیکه بخش نباتی جهت تنظیم آرامش در بدن فعالیت می‌نماید و مسئول تنظیماتی از قبیل انقباض مردمک چشم، کاهش ضربان قلب و اتساع رگ‌های خونی می‌باشد[17]. سیگنال‌های فیزیولوژیکی تولید شده در بدن مانند ضربان قلب، تنفس، فعالیت‌های

¹ Central Nervous System

² Peripheral Nervous System

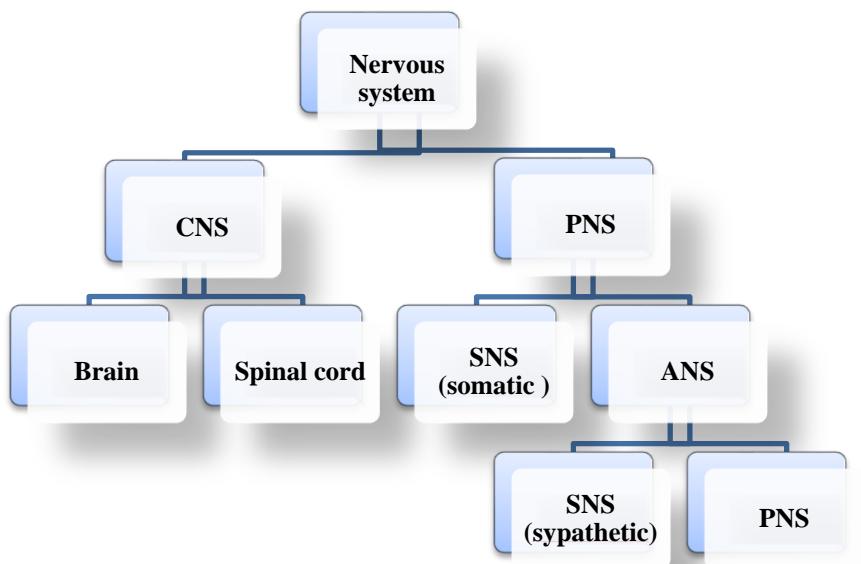
³ Somatic Nervous System

⁴ Automatic Nervous System

⁵ Parasympathetic Nervous System

⁶ Sympathetic Nervous System

الکتریکی پوست^۱ (EDA) و سنجش سطح هورمون‌ها مربوط به قسمت ANS و فعالیت‌های الکتریکی مغز^۲ (EEG)، فعالیت‌های الکتریکی چشمی^۳ (EOG) و فعالیت‌های الکتریکی ماهیچه‌ای (EMG) مربوط به قسمت بخش مرکزی سیستم عصبی می‌باشند[17]. از میان بخش‌های بالا می‌توان از بخش‌های CNS و ANS برای تشخیص خستگی در افراد مختلف بهره برد که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به EEG، EDA، ECG، EMG، مدت زمان چشمک زدن، فشار خون و میزان تنفس اشاره کرد. خلاصه‌ای از مطالب ذکر شده در بالا در شکل (۱-۲) نشان داده شده است. در ادامه به بررسی دقیق‌تر این مولفه‌ها برای تشخیص میزان خستگی می‌پردازیم.



شکل (۱-۲) : ساختار سیستم عصبی انسان

¹ Electro dermal activity

² Electroencephalograms

³ Electrooculography

۳-۲ نشانگرهای خستگی

در دهه‌های گذشته محققان تلاش‌های بسیاری در جهت شناسایی خستگی از طرق مختلف نموده‌اند که در این قسمت به مهمترین روش‌های گزارش شده می‌پردازیم.

۱-۳-۲ حرکات و سیگنال‌های چشمی

امروزه تشخیص حرکات چشمی توسط دستگاه‌های پیشرفته بسیار ساده شده است خود چشم دارای فعالیت‌های متفاوتی می‌باشد که می‌تواند به عنوان یک عامل مناسب برای تشخیص خستگی از آن‌ها استفاده نمود. این حرکات شامل:

- حرکات عمودی و افقی چشم
- میزان پلک زدن چشم
- نگاه ثابت به یک نقطه خاص
- اندازه مردمک چشم

می‌باشند[17]. این عوامل در واقع مرتبط با فعالیت‌های هوشیاری در انسان‌ها گزارش شده‌اند. استفاده از اندازه مردمک چشم جهت تشخیص خستگی در دهه گذشته بسیار مورد مطالعه قرار گرفته است پاسخ‌های مردمک چشم در شرایط مختلف متفاوت می‌باشد به گونه‌ای که با افزایش شدت هوشیاری در افراد شاهد افزایش پاسخ‌های مردمک چشم می‌باشیم و در صورت افزایش فشارکاری، اندازه آن مرتب و با سرعت بیشتری تغییر می‌یابد[20]. در تحقیقات دیگر در سال ۱۹۹۱ نیز استفاده از این روش را نسبت به استفاده از روش ERP¹ موثرتر اعلام نموده‌اند[21].

راه امید بخش دیگر برای ارزیابی خستگی استفاده از حرکات چشم توسط ارزیابی سیگنال‌های چشمی(EOG) می‌باشد. با توجه به اینکه وابستگی شدیدی بین چشم‌ها و مغز انسان وجود دارد حرکات چشم می‌تواند یک علامت هشدار واقعی برای خواب آلودگی در افراد باشد. در حال حاضر

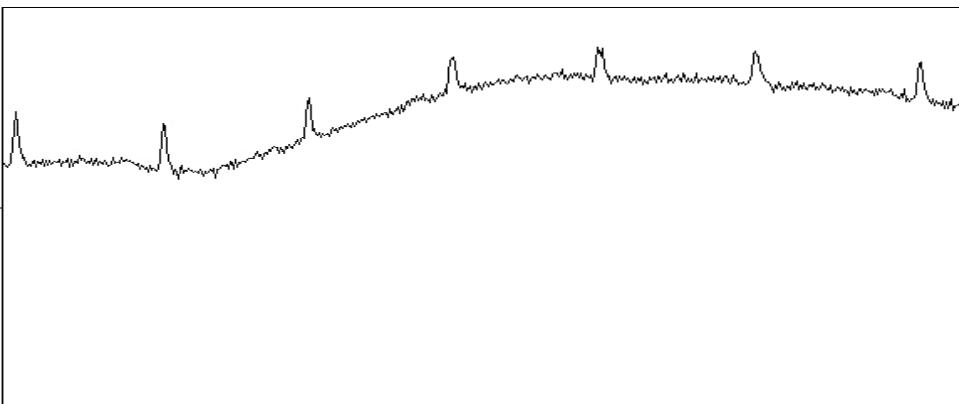
¹ Event-Related Potential

توانایی پیش گویی هیجان‌های فردی توسط این روش پذیرفته شده است. اخیراً نیز محققان متوجه این نکته شده‌اند که حرکت‌های سریع چشم و پلک‌زدن‌های معمولی در حالت هوشیاری، با بی تحرکی و حرکت‌های دوره‌ای سریع پلک زدن در هنگام انتقال به حالت خستگی جابجا می‌شوند[14]. همچنین تحقیقات نشان می‌دهد عدم پلک زدن و سکون در حرکات چشم، اولین نشانه‌های خواب آلودگی که سبب کاهش فرکانس و دامنه امواج آلفا می‌شود، می‌باشند[14].

علاوه بر روش فوق استفاده از فعالیت‌های پلک زدن چشم نیز بسیار متداول بوده است. سرعت پلک زدن، مدت زمان پلک زدن و پوشیدگی چشم فعالیت‌هایی هستند که می‌توانند اطلاعات مناسبی را در مورد احساس خستگی در فرد گزارش نمایند. مثلاً در هنگام خستگی فرد ما شاهد افزایش سرعت پلک زدن در فرد می‌باشیم[14].

۲-۳-۲ فعالیت‌های الکتریکی پوست

سیگنال‌های EDA پتانسیل الکتریکی و میزان مقاومت پوست را انعکاس می‌دهند. این روش که عمدتاً به صورت فازی مورد استفاده قرار می‌گیرد بر اساس جریان‌های بسیار ضعیفی که در بدن بر اساس نوع تفکر فرد جریان می‌یابد مورد استفاده قرار می‌گیرد. در واقع هرگاه فردی خوشحال و یا ناراحت باشد نوع جریان گذرا از بدن این فرد متفاوت است. مثلاً در شکل (۲-۲) سیگنالی که از فردی خوشحال گرفته شده است نشان داده شده است بنابراین در هنگام خستگی فرد نیز سیگنال خاصی در بدن شخص ایجاد می‌شود که با اندازه گیری آن می‌توان شدت میزان خستگی را محاسبه نمود[17].



شکل (۲-۲) : سیگنال EDA دریافتی از یک فرد خوشحال [21]

۳-۳-۲ تنفس

تنفس سبب رساندن اکسیژن به خون و دفع دی اکسید کربن می‌شود. در واقع از طریق اندازه‌گیری میزان تنفس شاید بتوان به عنوان معیاری مناسب جهت تعیین خستگی استفاده کرد. طی تحقیقات انجام شده، سرعت تنفس در هنگام افزایش تقاضای کار از بدن افزایش می‌یابد [23]. با این حال مشکل اصلی در استفاده از معیار تنفس برای خستگی در استفاده از تکنیک اندازه‌گیری و آنالیز بازدم راننده است به طوری‌که هم ایجاد تاخیر می‌نماید و هم سبب مزاحمت برای راننده می‌شود [24].

۴-۳-۲ فشار خون

فشار خون در واقع ناشی از فشار عبور جریان‌های خونی به دیواره رگ‌ها می‌باشد، که مستقیماً با ضربان قلب متناسب است. تغییرات فشار خون نیز معیاری است که مستقیماً با تغییرات ضربان قلب متناسب است و می‌تواند به عنوان معیاری برای خستگی مورد استفاده قرار گیرد. با این حال، برخی تحقیقات انجام شده در این مورد، نتیجه را نامید کننده گزارش داده‌اند [17].

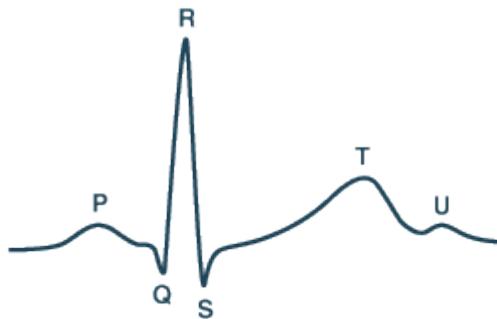
۵-۳-۲ فعالیت الکتریکی ماهیچه‌ای

سیگنال‌های EMG که فعالیت الکتریکی ماهیچه‌ها را نشان می‌دهند، می‌توانند به عنوان نشانگر خستگی مورد استفاده قرار گیرند. تحقیقات صورت گرفته عمدتاً ببروی ماهیچه‌های پا یا دست و یا ماهیچه‌های صورت بوده است. این سیگنال‌ها در گزارش‌های متنوعی به عنوان یک نشانگر برای خستگی معرفی شده‌اند اما تکنیک لازمه برای اندازه‌گیری این سیگنال‌ها بسیار دقیق بوده و نیازمند وقت زیاد جهت اتصال به بدن می‌باشد که شاید در حین رانندگی نتوان به خوبی از آن استفاده نمود[17].

۳-۶ ضربان قلب

روش ECG برای اندازه‌گیری فعالیت‌های الکتریکی ضربان قلب که در هنگام عبور و خروج خون از بطن‌های درون قلب ایجاد می‌شوند مورد استفاده قرار می‌گیرد. تحلیل‌های صورت گرفته بر روی این سیگنال‌ها را نیز به سه بخش اصلی می‌توان تقسیم کرد: ۱- تحلیل‌های زمانی ۲- تحلیل‌های فرکانسی ۳- تحلیل دامنه این امواج[17].

در شکل (۳-۲) یک سیگنال نرمال شامل موج P، موج QRS، موج T و موج U نشان داده شده است که با توجه به اینکه فرد سالم یا ناسالم باشد دامنه این امواج تغییر کرده و در بعضی موارد بعضی از این امواج حذف می‌شوند. معمولاً ضربان قلب و تغییرات این ضربان‌ها می‌تواند به عنوان نشانگری مناسب برای عملیات تشخیص خستگی مورد استفاده قرار گیرد. ضربان قلب را معمولاً در یک زمان مشخص اندازه‌گیری نموده و از آن به عنوان یک معیار در حالت‌های مختلف استفاده می‌نمایند[17]. دامنه موج T نیز در هنگام افزایش فعالیت‌های غیر ارادی کاهش می‌یابد[25]. از آن جایی که سیگنال‌های قلبی نویز پذیری کمی دارند و در محیط‌های مختلف نیز شکل آن‌ها خیلی تغییر نمی‌یابد، به عنوان یک پارامتر موثر می‌تواند مورد استفاده قرار گیرند.



شکل (۳-۲) : نمونه‌ای از ضربان قلب سالم [26]

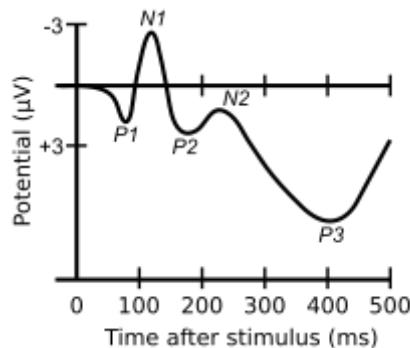
مثلا در هنگام افزایش فشارکاری و احساس خستگی، شاهد افزایش ضربان قلب می‌باشیم. ضربان قلب در رانندگی‌های طولانی مدت در طول شب کاهش چشمگیری دارد. لا و کریگ نیز در تحقیقات خود به این موضوع اشاره داشته‌اند که در هنگام خستگی ضربان قلب به شدت کاهش می‌یابد[14]. هریس نیز در سال ۱۹۷۲ تغییرات ضربان قلب (HRV)^۱) را در هنگام خستگی شدید گزارش داده است، به خصوص در مواردی که راننده به علت خستگی شدید توانایی کنترل وسیله نقلیه را از دست می‌دهد[27]. تحقیقات ذکر شده این مطلب را می‌رساند که شاید بتوان نگاهی امید بخش به این موضوع داشته باشیم که بتوانیم از این نشانگر نیز در سنجش میزان خستگی استفاده نماییم اما با توجه به این که عوامل بسیار زیادی در میزان ضربان قلب انسان‌ها دخالت دارد، نتیجه گیری قطعی در این زمینه نمی‌توان داشت و تحقیقات در این حوزه همچنان ادامه دارد.

۷-۳-۲ سیگنال‌های مربوط به رخداد پتانسیل

این امواج که به دنبال یک محرک در سیگنال‌های مغزی افراد ظاهر می‌شوند دنبالهای از امواج سریع مثبت و منفی می‌باشند که در عرض کمتر از نیم ثانیه ظاهر و سپس ناپدید می‌شوند. اجزای مهم این سیگنال‌ها عبارتند از N1,P1,N2,P2 و P3 که یک نمونه از آن‌ها در شکل (۴-۲) نشان داده شده است اعداد متناظر با آن‌ها نیز نشان دهنده میزان زمان گذرا از تحریک اولیه می‌باشد. مثلاً

^۱ Heart Rate Variability

N1 مربوط به اولین پیک منفی پس از تحریک می‌باشد که ۱۰۰ میلی ثانیه پس از تحریک رخ می‌دهد یا مثلاً P3 که ۳۰۰ میلی ثانیه پس از تحریک ظاهر می‌شود[17].



شکل (۴-۲) : یک نمونه سیگنال ERP [28]

علاوه بر سیگنال‌های EEG که نشان دهنده تغییرات دوره‌ای ولتاژ می‌باشند و به عنوان نشانگر خستگی مورد تحقیق و مطالعه قرار گرفته‌اند، پتانسیل‌های بر انگیخته (EP^۱) که رویدادهای مربوط به پتانسیل نیز نامیده می‌شوند به عنوان عاملی دیگر در تعیین خستگی مورد استفاده قرار گیرند. این نوع از سیگنال‌ها در مواردی که مغز به رویداد یا رخداد خارجی واکنش نشان می‌دهد، پدیدار می‌گردند. این امواج بسیار کم دامنه بوده و دارای فرکانس بالایی می‌باشند. مشابه سیگنال‌های EEG، سیگنال‌های ERP نیز دارای الگوی خاصی در هنگام هوشیاری و خواب آلودگی هستند که قابل شناسایی می‌باشند. مثلاً در هنگام هوشیاری کامل، اجزای ERP دارای دامنه‌های متعادل بوده و در هنگام خواب سبک دامنه‌های بزرگتری دارند[14].

۸-۳-۲ سیگنال‌های مغزی

از میان تعداد زیادی نشان دهنده‌های فیزیولوژیکی برای اندازه گیری سطح هوشیاری، سیگنال‌های مغزی جزو مهم ترین و قابل اطمینان‌ترین ابزارها می‌باشند[29]. قبل از بررسی چگونگی

^۱ Evoked Potential

استفاده از این سیگنال‌ها به عنوان نشانگر خستگی ابتدا باید با نحوه‌ی شکل‌گیری و منبع آن آشنا شویم. سیگنال‌های مغزی در واقع توسط سلول‌های قشری عصبی تولید می‌شوند. فعالیت‌های ناشی از این سلول‌ها در منطقه سطح باز مغز^۱ جمع شده و از طریق جمجمه به سمت پوسته خارجی مغز گسترش می‌یابند. جهت جمع آوری این سیگنال‌ها در هنگام خستگی و خواب آلودگی اطلاعات در هنگام دوره انتقال از حالت خستگی به اولین مرحله شروع خواب جمع آوری می‌شوند[14] لازم به یاد آوری است که برای مطالعه خستگی و خواب آلودگی نیاز به ارزیابی تمام مراحل خواب نمی‌باشد بلکه تنها دوره عبور از حالت هوشیاری به خواب باید بررسی شود. در فصل بعد به جزئیات بیشتری در رابطه با سیگنال‌های مغزی خواهیم پرداخت.

مک‌کیگ و جون نیز در مقاله‌ای به این مطلب اشاره کرده‌اند که تغییرات در امواج آلفا و تتا با کاهش سطح هوشیاری و بازده فرد همراه می‌باشد[30]. همچنین بر اساس مطالعه یاماموتو و ماتسوکا در زمان پدیدار شدن طولانی مدت امواج تتا فرد نیازمند استراحت قبل از خستگی شدید می‌باشد[31].

ترسوال و آکریستد نیز کاهش سطح هوشیاری را بر اساس میزان انفجار امواج آلفا و شکل موج تتا طبقه‌بندی نموده‌اند[32]. در تحقیقی دیگر که توسط تونسد و جانسون انجام شده است، در حین خستگی کاهش عملکرد فرد متناسب با افزایش امواج تتا و تغییرات امواج آلفا در حالیکه شاهد تغییرات در امواج بتا نیز هستیم گزارش شده است[33].

۱-۸-۳-۲ EEG در حمل و نقل

تقریباً از دهه هشتاد تحقیقات در زمینه استفاده از سیگنال‌های مغزی به عنوان نشانگر خستگی در حمل و نقل آغاز شده است اما نتایج متفاوتی در این مورد گزارش شده است. در سال ۱۹۷۸ هویت نشان داد سیگنال‌های دریافت شده از خلبانان هواپیما در هنگام خستگی شدید و پس از استراحت

^۱ Cortex

مناسب کاملاً متفاوت می‌باشد [34]. لا و کریگ نیز در تحقیقی که توسط دستگاه شبیه ساز خودرو صورت گرفته است افزایش قابل توجه امواج دلتا و تتا و همچنین افزایش نه چندان زیاد در امواج آلفا هنگام تغییر حالت به خستگی را گزارش داده‌اند [14]. لمیک نیز در سال ۱۹۸۲ نشان داد که سیگنال‌های مغزی می‌تواند یک نشان گر مناسب برای تعیین سطح هوشیاری در رانندگان خودرو مورد استفاده قرار گیرد [35]. محققان دیگر نیز تلاش‌هایی در این زمینه انجام داده‌اند که در یکی از آن‌ها، سیگنال‌های EEG به همراه سیگنال‌های EOG در هنگام خواب آلودگی رانندگان مورد بررسی قرار گرفته‌اند که در نتیجه پدیدار شدن انفجار امواج آلفا به همراه امواج تتا و دلتا گزارش شده است [36]. در سال ۱۹۷۷ نیز رانندگی طولانی مدت در شب مورد آزمایش قرار گرفت البته در این آزمایش از افراد غیر حرفه‌ای نیز استفاده شده بود که در نهایت افزایش توان در امواج آلفا در مقایسه با رانندگان حرفه‌ای گزارش شد. نکته قابل توجه در این تحقیق این بود که رانندگان مسیری را در حالت خواب پیموده‌اند به طوریکه حتی خود آن‌ها نیز متوجه این قضیه نشده بودند. در واقع ظاهر شدن امواج تتا در سیگنال‌های آن‌ها این مطلب را مورد تایید قرار داده است [37]. در تحقیق صورت گرفته دیگر در سال ۱۹۸۳ که بر روی ۱۱ نفر از رانندگانی که به مدت $\frac{4}{5}$ ساعت در طول شب و روز به صورت جداگانه رانندگی کرده بودند نشان داد که پس از تقسیم‌بندی شرکت کنندگان به گروه‌های هوشیار و خواب آلود، رانندگانی که در طول شب رانندگی کرده بودند دارای توان آلفای بزرگتری نسبت به گروه هوشیار بوده‌اند که این نتیجه در مورد امواج تتا نیز صادق بوده است. نویسنده در نهایت این نتیجه گیری را نموده است که کار شبانه سبب افزایش خستگی فرد شده و این خستگی در طیف سیگنال EEG در باندهای آلفا و تتا آشکار می‌شود [38].

تحقیقات انجام شده در سال ۱۹۹۰ نیز نشان گر این مطلب بوده است که امواج آلفای پدیدار شده نیز تقریباً وابسته به فرد است و بین افراد مختلف متفاوت می‌باشد. به طور مثال فقط در $\frac{3}{4}$ مواردی که شخص در حال استراحت بوده است این امواج پدیدار گشته‌اند و زمانی که چشمان خود را

بسته و به استراحت پرداخته‌اند شدت این امواج افزایش یافته است. علاوه بر این، تغییرات امواج تنا وابسته به سن بوده و علیرغم رابطه با خلاقیت ذهنی، حرکت سریع چشم‌ها در خواب و مراقبه، هنوز ماهیت این امواج ناشناخته مانده است. این نکته را نیز باید در نظر داشت که میزان امواج دریافتی در هنگام خواب آلودگی افراد به سن آن‌ها کاملاً وابسته بوده، بطوریکه در افراد جوان‌تر (زیر ۳۰ سال) این امواج از شدت بیشتری برخوردار می‌باشند.^[39]

۴-۲ مرواری بر کارهای انجام شده در دهه اخیر

در مطالب پیشین مقداری از کارها و نظرات دیگران در ارتباط با تعیین سطح هوشیاری توسط سیگنال‌های مغزی بررسی شد اکنون به بررسی چند روش انجام شده در دهه اخیر می‌پردازیم.

در مقاله‌ای که در سال ۲۰۰۲ منتشر شده است یک ثانیه از طیف سیگنال EEG به سه نوع شبکه عصبی داده شده ۱- شبکه خطی با الگوریتم یادگیری ویدو هاف^۱ ۲- شبکه غیر خطی ANN با قاعده یادگیری لونبرگ^۲ و شبکه عصبی LVQ که بهترین نتیجه مربوط به شبکه LVQ بوده است.

اطلاعات جمع آوری شده شامل ۶۰ مرحله حالت هوشیاری و ۶۰ مرحله خواب آلودگی می‌باشند که از این میان، ۲۰ مرحله هوشیاری و ۲۰ مرحله خواب آلودگی برای آموزش شبکه و ۴۰ مرحله هوشیاری و ۴۰ مرحله خواب آلودگی برای آزمون شبکه استفاده شده است.^[40]

در سال ۲۰۰۵ در یک تحقیق که بر روی ۳۰ نفر از افراد مختلف، ۱۴ زن و ۱۶ مرد بین سenین ۱۸ تا ۶۵ سال با میانگین سنی ۳۳/۵، انجام شد، نتایج قابل ملاحظه‌ای بدست آمد که برای ایجاد یک سیستم عملی بسیار امید بخش بود در آن آزمایش ابتدا سیگنال‌ها را در دو حالت هوشیاری و خواب آلودگی جمع آوری کرده سپس از یک فیلتر میان گذر بین ۰/۳-۷۰ هرتز عبور داده و سیگنال‌ها را به بازه‌های ۵ ثانیه‌ای تقسیم بندی نموده‌اند. سپس توسط تبدیل موجک دابیشز بازه‌های فوق را به چهار

^۱ Widow Hoff

^۲ Levenberg

سطح تجزیه کرده و از هر بازه سه ویژگی را استخراج نموده‌اند: ۱- میانگین قدر مطلق ضرایب موجک، ۲- میانگین توان ضرایب در هر بخش، ۳- انحراف معیار ضرایب. در نهایت بردار ویژگی بدست آمده را به یک شبکه عصبی با الگوریتم MLP با این مشخصات داده‌اند: ۱۵ نرون برای ورودی، ۳۲ نرون برای لایه مخفی و سه نرون در لایه آخر. شبکه مزبور اطلاعات را به سه کلاس هوشیار، خواب آلود و خوابیده تقسیم بندی می‌کند. توابع فعال‌سازی نیز برای لایه اول tan-sigmoid و در لایه دوم log-sigmoid در نظر گرفته شده است. نتایج بدست آمده حاکی از دقیقیت بازنگاری ۹۵ درصد برای حالت هوشیاری، ۹۳ درصد برای حالت خواب آلودگی و ۹۲ درصد برای حالت خواب بوده است [41]. این نتایج نشان دهنده تفکیک پذیر بودن اطلاعات مربوط به سه حالت می‌باشد که در واقع می‌توانند به عنوان یک نشانگر مناسب خستگی مورد استفاده قرار گیرند.

آزمایش دیگری در سال ۲۰۰۷ بر روی ۲۰ نفر راننده حرفه‌ای صورت پذیرفت که طی آن اطلاعات نمونه برداری شده به قسمت‌های ۱ ثانیه‌ای تقسیم بندی شده و سپس به زیر باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا تجزیه شده‌اند در ادامه برای هر باند مقدار میانگین اندازه دامنه هر سیگنال محاسبه شده است. این کار برای ۱۹ کanal انتخابی انجام شده است. در این تحقیق اندازه دامنه سیگنال در باندهای مختلف بررسی شد و نتیجه گیری که حاصل شده است این مطلب را می‌رساند که این معیار از معیار توان طیفی سیگنال برای دستگاه‌های اندازه‌گیری خستگی می‌تواند مفید تر باشد [42].

در سال ۲۰۰۹ مقاله‌ای برای تشخیص سطح هوشیاری افراد مختلف منتشر شده است که در آن علاوه بر سیگنال‌های EEG از سیگنال‌های EMG و EOG نیز برای استخراج ویژگی استفاده شده است. در این کار نیز همانند قبل، از تبدیل موجک برای استخراج ویژگی و شبکه عصبی برای طبقه بندی اطلاعات استفاده شده است با این تفاوت که سیگنال‌های ماهیچه‌ای و چشمی نیز استفاده شده‌اند و دو طبقه برای لایه مخفی در نظر گرفته شده است. نتایج دقیقیت بازنگاری بدست آمده ۹۷/۵ درصد برای حالت هوشیاری، ۹۷/۲ درصد برای حالت خواب آلودگی و ۹۷/۹ درصد برای حالت خواب

می باشند که بسیار بهتر از حالت قبل است[43].

در سال ۲۰۱۰ نیز در کشور مالزی تحقیقی در این خصوص انجام شد که در طی آن از ۲۰ نفر راننده حرفه‌ای خودرو برای این تحقیق دعوت به عمل آورده شد. اطلاعات سیگنال‌ها از موقعیت‌های F3,F4,C3,C4,O1,O2 بر اساس سیستم ۲۰-۱۰ بدست آورده شدند. سپس با استفاده از تبدیل فوریه توان طیفی سیگنال در باندهای تتا، آلفا، بتا محاسبه شده و از رابطه $\frac{\alpha * \theta}{\beta}$ تخمینی برای سطح هوشیاری افراد استفاده شد. تحقیقات انجام شده حاکی از آن است که کاهش سطح هوشیاری با افزایش تدریجی توان طیفی باند آلفا متناسب است[44].

در سال ۲۰۱۱ محققان ایرانی نیز روش نوینی را برای استخراج ویژگی از سیگنال‌های مغزی در حالت خواب آلودگی و هوشیاری ارائه کردند که در آن از بعدهای فرکتالی Petrosian & Higuchi و لگاریتم انرژی سیگنال مغزی به عنوان ویژگی استفاده شد. سپس ویژگی‌ها به یک شبکه عصبی با مشخصات ۱۹ نرون برای ورودی، ۵ نرون برای لایه مخفی و یک نرون برای خروجی با الگوریتم آموزشی لون برگ داده شد. نتایج بدست آمده حاکی از تمایز ۹۵ درصدی برای حالت‌های هوشیاری و خواب آلود در هر کانال بوده است[45].

در سال ۲۰۱۳ نیز یک سیستم عملی برای تشخیص حالت خواب آلودگی پیاده سازی شده که در آن از یک مدل از پیش ساخته^۱ بی سیم، جهت دریافت و ارسال امواج مغزی، و یک مدل از پیش ساخته پردازش سیگنال مبتنی بر میکرو کنترلر، جهت پردازش سیگنال‌های مغزی استفاده شده است. در طرح فوق با توجه به شباهت سیگنال دریافت شده و سیگنال‌های ذخیره شده در حافظه میکروکنترلر، که با استفاده از معیار فاصله ماهalanobis^۲ سنجیده می‌شود عمل تعیین سطح هوشیاری صورت می‌گیرد[47].

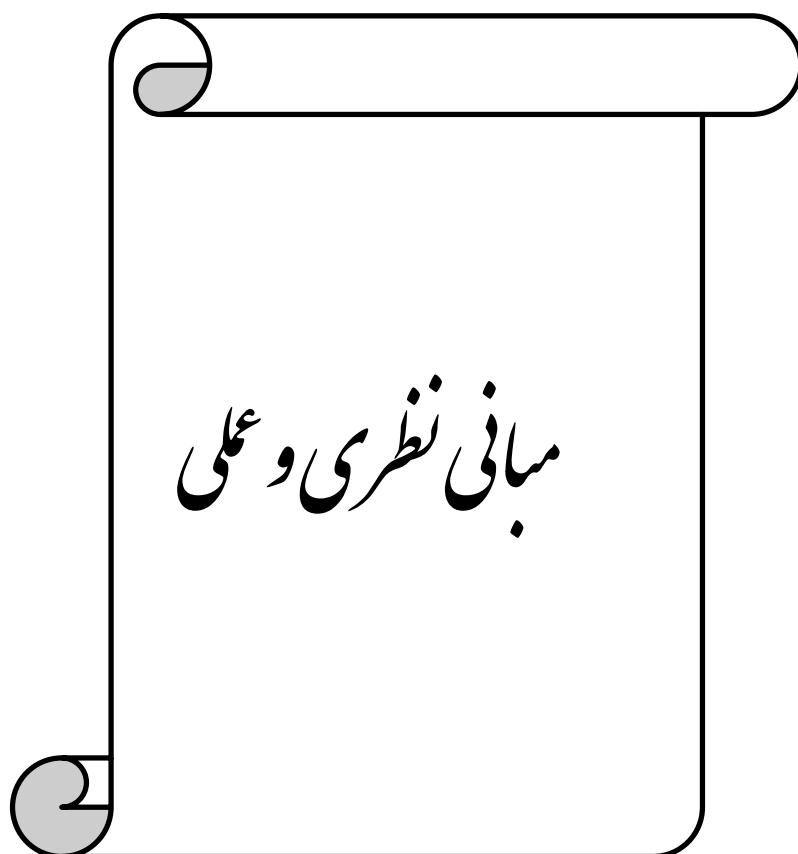
^۱ Module

^۲ Mahalanobis

در کارهای انجام شده دیگر می‌توان به استفاده از روش CSP برای استخراج ویژگی و روش‌های یادگیری بدون نظارت برای یادگیری شبکه اشاره کرد[46]. استفاده از بعضی هورمون‌ها جهت تشخیص خستگی نیز پیشنهاد شده است. به طور مثال وجود موادی نظیر Adenosine و Pregnanolone, Melatonin در خون افراد مرتبط با خستگی فرد می‌باشد اما تاکنون دلیل محکمی مبنی بر اینکه ترشح یک هورمون خاص نشان دهنده نیاز فرد به استراحت و خواب باشد گزارش نشده است[14]. شایان ذکر است تجزیه و تحلیل این اجزا خونی نیازمند تجهیزات بسیار پیشرفته‌ای می‌باشد که شاید لازم باشد در بدن افراد قرار گیرد. پیشرفتهای فناوری در زمینه تجزیه و تحلیل اجزا خونی این نوید را می‌دهد که شاید در آینده‌ای نزدیک از این روش نیز بتوان در تشخیص خواب آلودگی افراد استفاده نمود.

تمامی تحقیقات انجام شده حاکی از آن است که بر اساس روش‌های تحلیلی موجود می‌توان روشی را جهت تخمین سطح هوشیاری در رانندگان خودرو استفاده نمود اما مشکل اصلی در پیاده سازی و ساختن دستگاهی است که بتواند بدون مزاحمت راننده عمل تخمین را انجام دهد. شاید بتوان گفت سیگنال‌های مغزی یکی از مطمئن‌ترین راه‌ها برای این منظور می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. جهت تحلیل این سیگنال‌ها نیز تبدیل موجک یکی از اصلی‌ترین گزینه‌ها می‌باشد.

فصل سوم



در این فصل به جزئیات بیشتری از سیگنال‌های مغزی پرداخته و روش‌های استفاده شده جهت استخراج ویژگی، طبقه بند مورد استفاده جهت ارزیابی ویژگی‌های بدست آمده و کلیات مربوط به طراحی سخت افزاری طرح پیشنهادی در این پایان نامه را مورد بررسی قرار می‌دهیم.

۱-۳-۱-مبانی نظری

از آن جایی که با توجه به مطالب ذکر شده در فصل قبل، در هنگام خواب آلودگی توان امواج آلفا، تتا و دلتا افزایش می‌یابند، در این قسمت به معرفی جزئیات بیشتری از زیر باندهای سیگنال‌های مغزی و نحوه دریافت آن‌ها می‌پردازیم.

۱-۱-۳- زیر باندهای امواج مغزی

اطلاعات مفید موجود در سیگنال‌های مغزی به زیر باندهای فرکانسی مختلفی تقسیم بندی می‌شوند که در مراحل مختلف خواب پدیدار و ناپدید می‌گردند که به طور خلاصه در زیر بیان می‌شوند.

۱- فعالیت‌های امواج واقع در باند دلتا : این امواج دارای دامنه زیاد و فرکانس کم و دارای فرکانسی بین ۰/۵ تا ۴ هرتز می‌باشند و معمولاً هنگام شروع خواب عمیق در بزرگسالان و در هنگام دوره انتقال از حالت هوشیاری به خستگی پدیدار می‌شوند [14][17].

۲- فعالیت‌های امواج واقع در باند تتا : فرکانس این امواج در محدوده ۴ تا ۸ هرتز بوده و در هنگام مراقبه، استراحت عمیق و انتقال از حالت هوشیاری به خستگی پدیدار می‌شوند و نشان دهنده کاهش هوشیاری در هنگام خواب آلودگی و خواب می‌باشند [17][14].

۳- فعالیت‌های امواج واقع در باند آلفا : این امواج معمولاً در قسمت ناحیه پشت سری (قسمت بینایی) فعال می‌شوند و دارای فرکانس بین ۸ تا ۱۳ هرتز، و بیشتر در هنگام بیداری بیش از حد، هنگام هوشیاری و در حالت استراحت با چشمان بسته و همچنین زمانی که چشم

ها باز هستند مشاهده می‌شوند. البته این ریتم‌ها در هنگام هوشیاری و حالت استراحت

بیشتر مشاهده می‌شوند[17][14].

۴- فعالیت‌های امواج واقع در باند بتا : این امواج بسیار سریع بوده و دارای فرکانس در محدوده

۱۳ تا ۳۰ هرتز می‌باشند. این فعالیت‌ها نشان دهنده افزایش هوشیاری و هیجان در فرد

هستند و اغلب در نواحی مرکزی و جلویی سر فعالیت بیشتری از خود نشان می‌دهند. در

موقع اضطراب نیز این امواج پدیدار می‌گردند و عموماً به دو زیر باند beta1

(۱۳-۲۵ هرتز) و beta2 (۲۵-۳۰ هرتز) تقسیم بندی می‌شوند[17][14].

۵- فعالیت‌های امواج واقع در باند گاما : این امواج بالاترین فرکانس را در مغز انسان دارا

می‌باشند. این امواج بیشتر از ۳۰ هرتز بوده و در واقع در هنگام یادگیری، به خاطر سپردن

مسایل و تفکر، بیشترین فعالیت را در مغز انسان سبب می‌شوند[17][14].

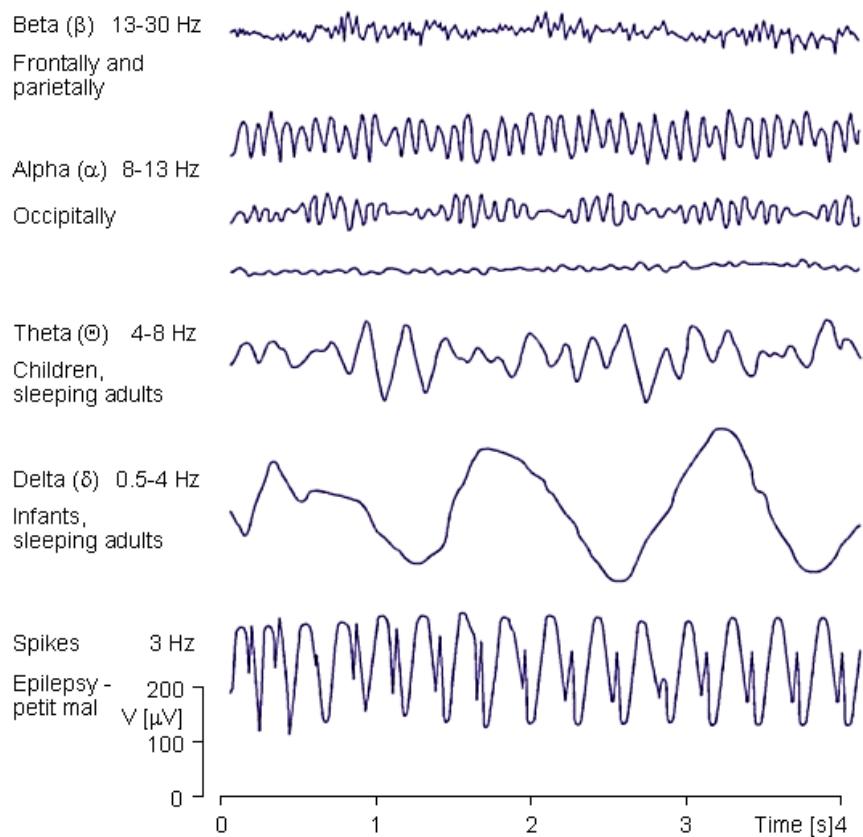
خلاصه‌ای از مباحثت بالا در شکل (۱-۳) نشان داده شده است. نکته قابل توجه در این زمینه

این است که با کاهش سطح هوشیاری ما شاهد کاهش فرکانس در امواج مغزی هستیم. بنابراین در

این پایان نامه ما به دنبال روشی هستیم تا با استفاده از استخراج ویژگی مناسب و الگوریتمی با حجم

محاسباتی مناسب بتوانیم ظهور امواج تنا را که متناسب با تغییر حالت فرد از هوشیاری به خستگی

می‌باشد، تشخیص داده و به عنوان یک نشانگر خستگی، به راننده در این مورد هشدار دهیم.

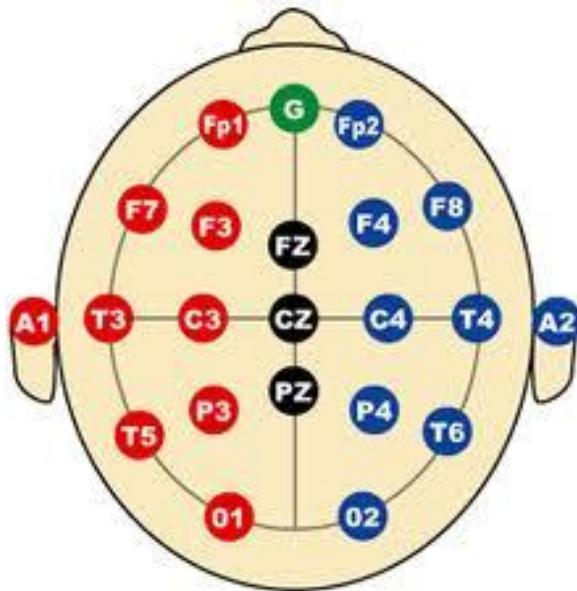


شکل (۳) : سیگنال‌های مغزی در حالات مختلف هوشیاری انسان [48]

۲-۱-۳ نحوه دریافت سیگنال‌های مغزی

امروزه تجهیزات فراوانی در بازار برای دریافت سیگنال‌های مغزی موجود است که به طور کلی از چهار قسمت اصلی تشکیل شده اند: ۱- الکترودها برای ثبت و گرفتن سیگنال‌ها از سطح مغز، ۲- قسمت تقویت کننده به همراه فیلتر، ۳- مبدل آنالوگ به دیجیتال، ۴- دستگاه ذخیره کننده.

برای قرار دادن الکترودها بر روی سر معمولاً از استاندارد بین المللی ۱۰-۲۰ استفاده می‌نمایند مکان این الکترودها بر اساس نواحی مغزی مجاور مشخص می‌شوند که عبارتند از ناحیه جلویی، ناحیه مرکزی، ناحیه گیجگاهی، ناحیه عقبی و ناحیه چشمی که به ترتیب با حروف لاتین F، C، T، P، O نمایش داده می‌شوند [14]. همچنین اعداد زوج را در قسمت راست و اعداد فرد را در قسمت چپ قرار می‌دهند. در شکل (۳) نمایی از استاندارد فوق نمایش داده شده است.



شکل (۲-۳) : نحوه قرارگیری الکترودها بر اساس استاندارد بین المللی ۱۰-۲۰ [49]

۳-۱-۳ نویزهای موجود در سیگنال‌های مغزی

مسلمان با توجه به این که سیگنال‌های مغزی بسیار کم دامنه هستند (در حد میکرو ولت)، در هنگام دریافت توسط الکترودها، نویز پذیری بالایی خواهند داشت. به طور کلی دو نوع منبع نویز بر روی سیگنال‌های مغزی تاثیر گذار می‌باشند: ۱- نویزهای زیستی ۲- نویزهای خارجی.

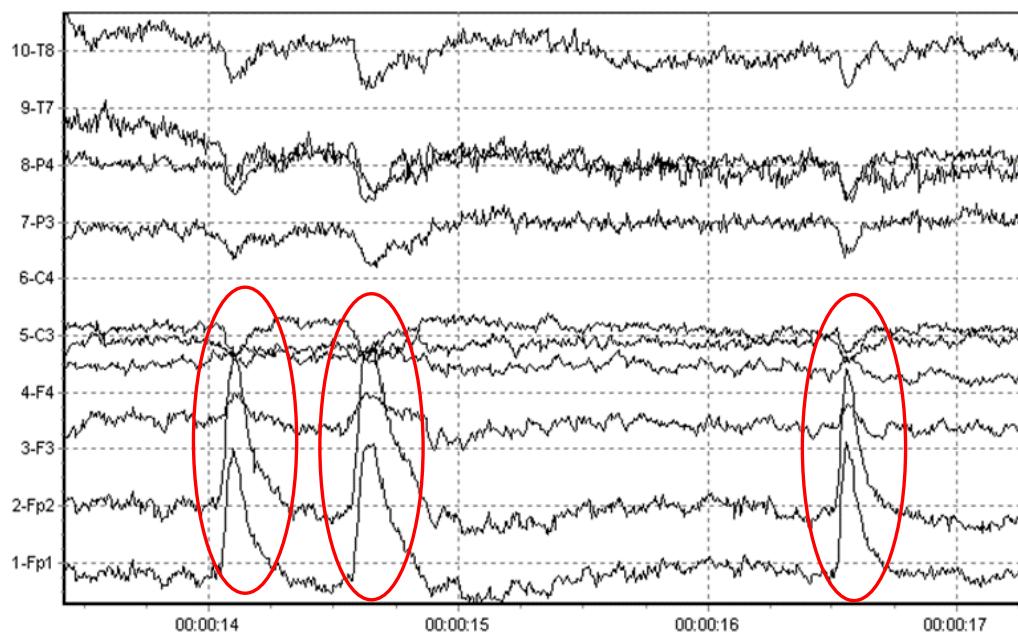
در ادامه به معرفی مهمترین انواع نویزهای فوق خواهیم پرداخت.

۳-۱-۳-۱ نویزهای زیستی

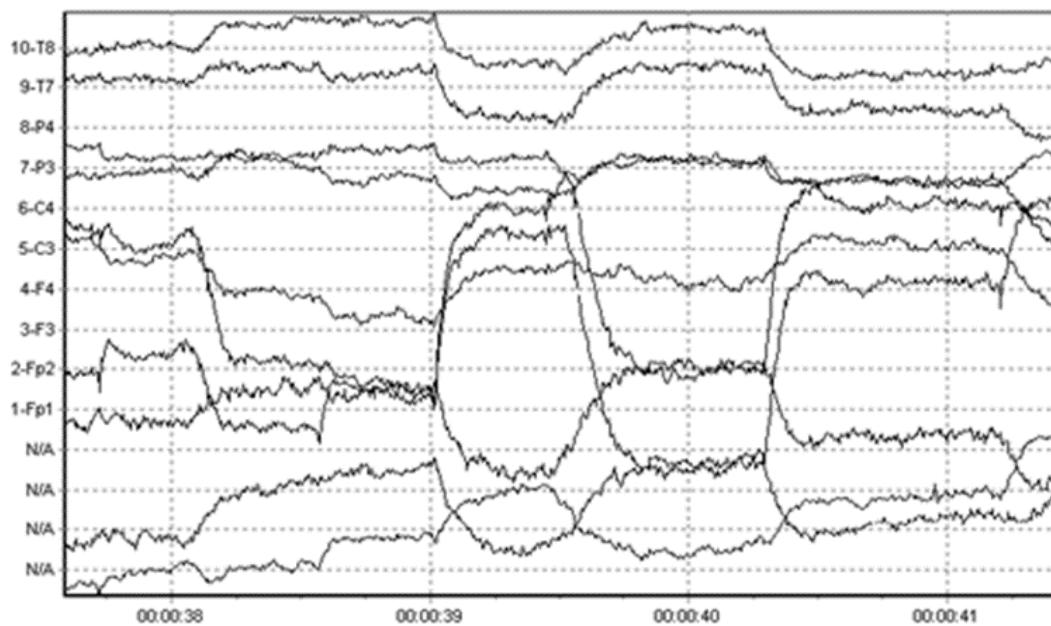
این نوع از نویزها منبع داخلی داشته و توسط ارگان‌های داخلی خود بدن تولید می‌شوند. از نویزهای معروف این دسته می‌توان به نویز ناشی از حرکات چشم اشاره داشت به نحوی که حتی پلک زدن فرد نیز سبب ایجاد نویز در سیگنال‌ها می‌شود. در شکل (۳-۳) قسمتی از یک سیگنال مغزی که در اثر پلک زدن چشم، نویزی شده نشان داده شده است. حرکات سریع چشمی که معمولاً به صورت افقی و یا عمودی می‌باشند نیز می‌توانند سبب اختلال در این سیگنال‌ها شوند. در شکل (۴-۳) اثر

نویز ناشی از حرکات عمودی و افقی چشم نشان داده شده است.

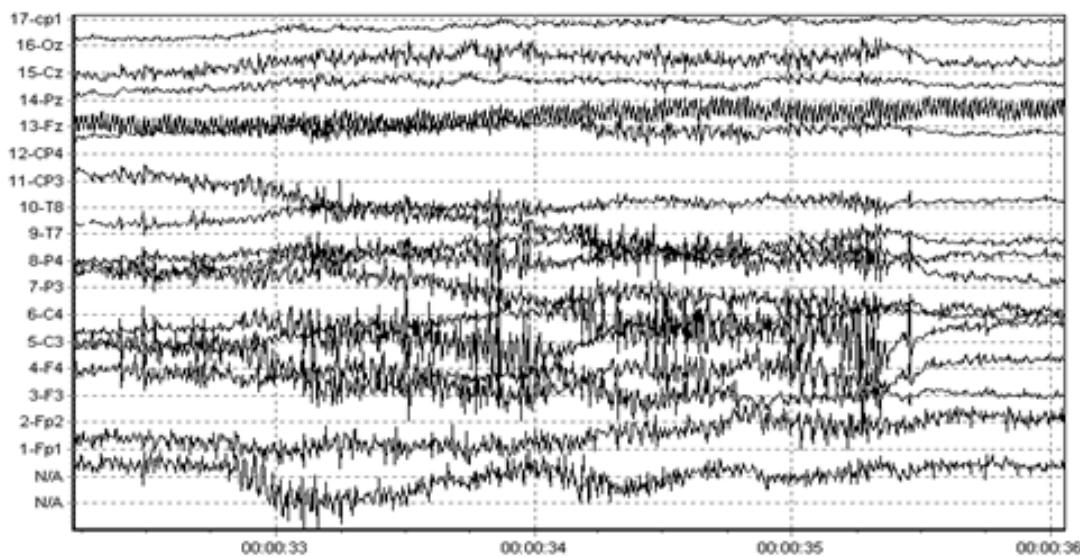
نوع دیگری از نویزهای تاثیر گذار ناشی از سیگنال‌های ماهیچه‌ای یا EMG می‌باشد همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، حرکات ماهیچه‌ها در بدن باعث ایجاد سیگنال‌هایی موسوم به EMG می‌شوند که در کل بدن تاثیر گذار هستند. این امواج با فرکانس بسیار بالا سبب اختلالاتی در امواج مغزی فرد می‌شوند. در شکل (۳-۵) نمونه‌ای از چنین سیگنالی که توسط این امواج دچار نویز شده است دیده می‌شود.



شکل (۳-۳) : نویز ناشی از پلک زدن چشم روی سیگنال‌های مغزی [50]



شکل (۴-۳) : نویز ناشی از حرکات عمودی و افقی کرده چشم بر روی سیگنال‌های مغزی [50]



شکل (۵-۳) : نویز ناشی از سیگنال‌های ماهیچه‌ای بر روی سیگنال‌های مغزی [50]

از دیگر نویزهای این دسته می‌توان به نویزهای ناشی از ضربان قلب، ECG و حرکات زبان در دهان فرد اشاره نمود که هر کدام از این منابع تاثیر نامناسبی بر روی امواج مغزی می‌گذارند [51].

۳-۱-۲ نویزهای خارجی

همیشه محیط نیز به صورت ایده‌آل نبوده و منابعی وجود دارند که سبب ایجاد اختلال می‌شوند.

از میان این نوع منابع که تاثیر منفی بروی سیگنال‌های مغزی دارند می‌توان به نویز ۵۰ هرتز موجود در محیط که ناشی وسایل برقی در اطراف می‌باشد، جابجایی الکتروودها بر روی سر و حرکت خود فرد اشاره کرد. البته در صورت نداشتن و ضعیف بودن زمین مناسب برای دستگاه نیز، نویز پذیری سیستم افزایش می‌یابد [51].

۴-۱-۳ EEG به عنوان نشانگر خستگی

تغییرات در سیگنال‌های EEG اعم از افزایش ریتم‌های آلفا و تتا و کاهش موج بتا می‌تواند به عنوان نشانه‌ای از خواب آلودگی فرد محسوب شود. در هنگام شروع خواب آلودگی تغییرات دوره‌ای آلفا ضعیف شده و یا برای چند ثانیه ناپدید شده و دوباره بازسازی می‌شوند و سپس به مدت چند دقیقه این حالت تکرار می‌شود تا زمانی که بالاخره در مرحله شروع خواب ناپدید می‌شوند. همچنین افزایش دامنه موج آلفا در قسمت کanal‌های جلویی و کاهش دامنه موج آلفا در کanal‌های پشت سری را شاهد می‌باشیم. از جمله تغییرات دیگر می‌توان به ظاهر شدن امواج آلفای گیجگاهی اشاره کرد که پس از ناپدید شدن امواج آلفای پشت سری به مدت چند ثانیه پدیدار می‌شوند [14].

۵-۱-۳ استخراج ویژگی

به طور کلی دو رویکرد عمده در تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی مورد استفاده قرار می‌گیرد: ۱- تحلیل رخدادهای مربوط به پتانسیل ۲- تحلیل توان طیفی این سیگنال‌ها [17]. جهت بررسی دقیق تر امواج مغزی در بازه‌های فرکانسی مختلف باید از روشی استفاده نمود که بتواند ویژگی‌های بدست آمده را از این بازه‌ها استخراج نماید. تحلیل فرکانسی سیگنال‌های مغزی به چند روش کلی مانند تبدیل فوریه، تبدیل موجک و تبدیل موجک بسته‌ای قابل انجام می‌باشد که در ادامه

به توضیح مختصری از این روش‌ها می‌پردازیم. البته در این پژوهش، روش ردگیری انطباق^۱ که طبق دانسته ما برای اولین بار جهت استخراج ویژگی از سیگنال‌های معزی استفاده شده نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد که جزو نوآوری‌های این پایان نامه نیز محسوب می‌شود. در ضمن باید اشاره نمود روش‌های بیشتری جهت تحلیل سیگنال‌های معزی مورد استفاده قرار می‌گیرد که اشاره به تمامی آن‌ها در این مبحث نمی‌گنجد و روش‌های معرفی شده با توجه به رویکرد عملی و قابلیت پیاده‌سازی آن‌ها مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

۳-۱-۵-۱ تبدیل فوریه

در این روش سیگنال را به فرکانس‌های تشکیل دهنده آن تقسیم بندی نموده و می‌توان فرکانس‌های موثر در سیگنال را شناسایی نمود. البته از این نوع تحلیل بیشتر در مورد سیگنال‌های ایستا استفاده می‌نمایند اما سیگنال‌های EEG ماهیتی غیر ایستا داشته و بنابراین باید به صورت محلی بررسی شوند. از این رو این نوع تبدیل مناسب استفاده برای این نوع از سیگنال‌ها نمی‌باشد.

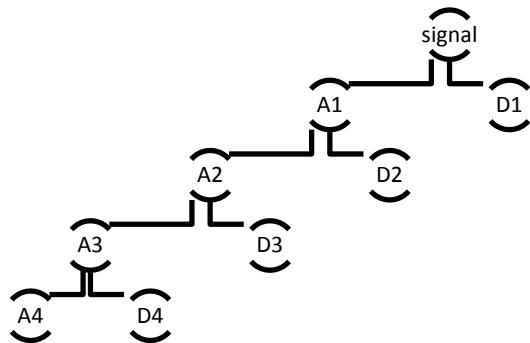
۳-۱-۵-۲ تبدیل موجک

تبدیل دیگری که به دلیل خاصیت محلی بودن بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد تبدیل موجک نام دارد. این تبدیل سیگنال را به صورت محلی بررسی می‌کند و بسیار مناسب تحلیل سیگنال‌های غیر ایستا می‌باشد. برای این منظور ابتدا توسط یک موجک خاص مثلاً موجک دابیشز سیگنال را به سطوح مناسب تجزیه نموده و سپس از سیگنال‌های تقریب و جزئیات ویژگی‌های مناسبی را استخراج می‌نماییم.

از آن جایی که سیگنال‌های تقریب و جزئیات بدست آمده در هر مرحله، ناشی از اعمال یک فیلتر پایین گذر و بالا گذر به سیگنال اصلی در مرحله اول و سیگنال تقریب در مراحل دیگر

^۱ Matching Pursuit

می باشد، در هر مرحله شاهد بازه های فرکانسی مختلفی از سیگنال هستیم. در شکل (۶-۳) این مطلب برای ۴ سطح تجزیه نشان داده شده است. البته این بازه ها به فرکانس نمونه برداری سیگنال تحلیلی وابستگی کامل دارد. به طور مثال در صورتی که یک سیگنال با فرکانس نمونه برداری ۱۵۰ هرتز در اختیار داشته باشیم، در جدول (۱-۳) پس از ۵ سطح تجزیه، بازه های فرکانسی متناسب با هرسطح تجزیه نشان داده شده اند. البته در این قسمت از تحلیل ریاضی تبدیل موجک خودداری می کنیم. خوانندگان علاقه مند جهت اطلاعات بیشتر به مرجع [52] می توانند مراجعه نمایند.



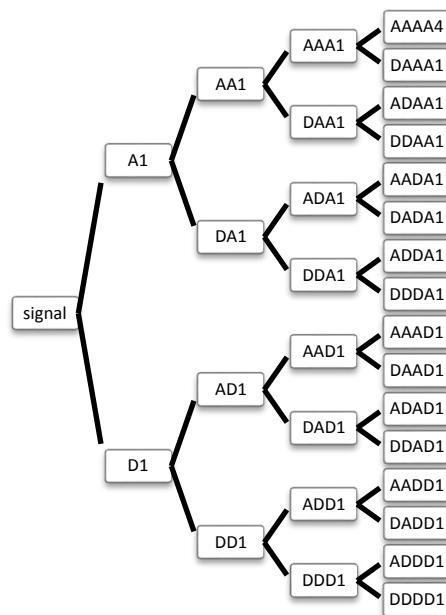
شکل (۶-۳) : مراحل تجزیه سیگنال تا ۴ سطح مختلف توسط تبدیل موجک

۳-۵-۱-۳ تبدیل بسته موجک

تفاوت عمدی این روش با روش پیشین در این است که علاوه بر تجزیه سیگنال تقریب به دو سیگنال تقریب و جزئیات، سیگنال جزئیات نیز در هر مرحله به دو سطح تقریب و جزئیات تجزیه می شود که در شکل (۷-۳) این روند نشان داده شده است.

جدول (۳-۱) : بازه‌های فرکانسی متناسب با سطوح تجزیه مختلف

سیگنال اصلی با فرکانس نمونه برداری ۱۵۰ هرتز		ردیف
A1=(-۷۵-۰) هرتز	D1=(۰-۱۵۰) هرتز	۱
A2=(-۳۷-۰) هرتز	D2=(۳۷-۷۵) هرتز	۲
A3=(-۱۸-۰) هرتز	D3=(۰-۳۶) هرتز	۳
A4=(-۹-۰) هرتز	D4=(۰-۱۸) هرتز	۴
A5=(-۴-۰) هرتز	D5=(۰-۴) هرتز	۵



شکل (۳-۷) : سطوح مختلف تجزیه سیگنال بر اساس تبدیل موجک بسته‌ای

۴-۵-۱-۳ ردگیری انطباق

این الگوریتم که در سال ۱۹۹۳ توسط ژانگ و ملت از جامعه آمار به جامعه پردازش سیگنال معرفی شد بسیار مورد توجه متخصصین این حوزه قرار گرفت [53]. عملکرد این الگوریتم به گونه‌ای است که سیگنال X را با استفاده از یک ترکیب خطی از سیگنال‌های موجود در یک دیکشنری از قبل تعریف شده و به کمک یک فرایند تکرار پذیر تقریب می‌زند. از جمله کابردهای اصلی این الگوریتم می‌توان تقریب مناسب از یک سیگنال و همچنین فشرده سازی تصویر و ویدئو را نام برد. علاوه بر این، دیکشنری و ضرایب بدست آمده توسط این الگوریتم نیز در کابردهای طبقه بندی به عنوان یک روش مناسب جهت استخراج ویژگی قابل استفاده می‌باشد.

انتخاب یک دیکشنری مناسب کاملاً به مشخصات سیگنال تحلیلی و مسئله مورد بررسی بستگی دارد که می‌تواند در نتیجه بدست آمده از تقریب سیگنال و ضرایب بدست آمده تاثیرگذار باشد. تاکنون یک روش مناسب جهت انتخاب عناصر بهینه برای دیکشنری گزارش نشده و تحقیق در این زمینه همچنان ادامه دارد. برای اطلاع از جزئیات این الگوریتم نیز به مرجع [54] می‌توان مراجعه نمود.

۲-۳ مبانی عملی

برای طراحی سخت افزار دریافت سیگنال‌های مغزی و پردازش بلادرنگ آن‌ها نیازمند پردازنده‌ای قوی و مناسب می‌باشیم. با توجه به پردازنده‌های موجود در بازار ایران، از محصولات شرکت Texas Instruments برای طراحی استفاده نموده‌ایم. که در ادامه به ویژگی‌های منحصر بفرد آن‌ها اشاره می‌نماییم.

۱-۲-۳ پردازشگرهای سیگنال

در دهه ۷۰ میلادی همزمان با ساخت اولین پردازنده‌ها توسط شرکت‌های مختلف، شرکت

Texas Instrument تصمیم گرفت پردازنده‌هایی را مخصوص پردازش سیگنال طراحی و روانه بازار نماید. این پردازنده‌ها که بیشتر با نام پردازنده‌های^۱ DSP معروف هستند، همگی با نام TMS320 شروع می‌شوند. پردازنده‌های DSP در طول حدود ۴۰ سال از حضورشان بسیار تکامل یافته و امروزه وارد حوزه‌های مختلفی شده‌اند. اولین سری این پردازنده‌ها با نام TMS320C10 به بازار عرضه شد. پس از چند سال، حضور سری TMS320C25 باعث معروف شدن DSP‌ها گردید. این پردازنده که در اوخر دهه ۷۰ وارد بازار شد می‌توانست یک تبدیل فوریه را با سرعتی انجام دهد که ۲۰ سال بعد اولین سری‌های پردازنده‌های پنتیوم ساخت شرکت اینتل به آن سرعت رسیدند.^[۵۵]

در کشور ما نیز در سال‌های اخیر نیاز به پردازنده‌های پر سرعت افزایش یافته است. این نیاز باعث شده تا عده‌ای از طراحان از میکروپروسسورهای سریعتر (در حدود ۵۰ مگاهرتز) استفاده کنند. در بعضی از کاربردها هم طراحان به DSP‌هایی با سرعت ۱۵۰ تا ۳۰۰ مگاهرتز روی آورده‌اند.

۱-۱-۲-۳ پردازنده‌های مهم شرکت TI

با ورود^۲ JTAG به عرصه پردازنده‌ها، شرکت TI نیز یک نرم‌افزار یکپارچه به نام^۳ CCS به بازار عرضه نمود. این نرم افزار با کمک JTAG به کامپیوتر وصل شده و کار با پردازنده‌های DSP را آسان می‌نماید. نام سری‌های جدید ساخت شرکت TI چهار رقمی شده و در سه دسته‌ی اصلی تقسیم‌بندی شدند.

الف- سری 5000 (یا 5XXX): این سری شامل دو خانواده اصلی 55XX و 54XX می‌باشد. این پردازنده‌ها کم مصرف‌ترین پردازنده‌های ساخت شرکت TI می‌باشد که در بسیاری از تجهیزاتی که نیاز به قدرت پردازش بالا و جریان مصرفی کم (مانند موبایل‌ها) دارند مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در حال حاضر عملأً طراحی سری‌های جدید برای خانواده 54XX متوقف شده و هر روز

^۱ Digital Signal Processing

^۲ Joint Test Action Group

^۳ Code Composer Studio

پردازنده‌های کم‌صرف‌تری براساس سری 55XX به بازار عرضه می‌گردد. در سری 5000 سرعت پردازنده‌ها بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ مگاهرتز می‌باشد و در سری 55XX قدرت محاسبات ریاضی دو برابر فرکانس کاری پردازنده است. یعنی سری 55XX می‌تواند تا ۶۰۰ میلیون ضرب را در یک ثانیه انجام دهد.^[۵۵]

کاربرد اصلی پردازنده‌های سری 5000 در پردازش صوت و الگوریتم‌هایی که نیاز به پردازش‌های پر سرعت دارند می‌باشد. از بعضی از سری‌ها که حجم حافظه داخلی آنها بیشتر از ۱۲۸ کیلو بایت است می‌توان برای برخی کاربردهای پردازش تصویر نیز استفاده نمود.

ب- سری 2000 (2XXX) : این سری شامل دو خانواده اصلی 24XX و 28XX می‌باشد.

سری 28XX یک خانواده با عملکردی نزدیک به میکرو کنترلرها می‌باشند. این سری تنها سری است که در آن حافظه فلاش وجود دارد. وجود حافظه فلاش داخلی، برنامه ریزی این پردازنده‌ها را نسبت به دیگر خانواده‌ها آسان‌تر نموده است. در این خانواده‌ها حجم حافظه داخلی از نوع SRAM کمتر از ۳۲ کیلو بوده و کاربرد اصلی این سری بیشتر به عنوان یک میکرو کنترلر پر سرعت می‌باشد.^[۵۵]

ج- سری 6000 (6XXX) : این سری شامل سه خانواده اصلی 62XX، 64XX، 67XX هستند. این خانواده‌ها پیشرفته‌ترین پردازنده‌های ساخت شرکت TI می‌باشند. در این خانواده‌ها فرکانس کاری پردازنده بین ۱۵۰ مگاهرتز تا ۱/۲ گیگا هرتز می‌باشد اما سرعت واقعی این پردازنده‌ها ۸ برابر کلاک کاری آن‌ها است. در این پردازنده‌ها در هر کلاک تا حداقل ۸ دستور به شکل همزمان قابل اجرا بوده به همین دلیل این پردازنده‌ها می‌توانند تا حدود ۱۰ گیگا دستورالعمل در ثانیه^(۱) (GIPS) اجرا نمایند. این خانواده برای تمامی انواع پردازش‌های پر سرعت مناسب هستند اما سری 64XX با قابلیت‌های خاص آن مناسب‌ترین سری برای پردازش تصویر می‌باشد. در بین خانواده‌های مختلف، پیچیده‌ترین

^(۱) Giga Instruction Per Second

سری از نظر طراحی سخت افزار، سری 6000 می باشد. سری های 2000 و 5000 از نظر طراحی سخت افزار، پیچیدگی یکسانی دارند [۵۵].

۲-۱-۲-۳ پردازنده TMS320C5509A

از بین خانواده های معرفی شده، پردازنده A5509 برای طراحی سخت افزاری انتخاب شده است که از سری خانواده 5000 بوده و حالت بهینه شده پردازنده 5509 می باشد. به طور خلاصه ویژگی های این پردازنده شامل نکات زیر است که البته سری 55XX نیز به طور کلی دارای این ویژگی ها می باشند. برای آشنایی بیشتر با مشخصات این پردازنده می توان به مرجع [۵۶] مراجعه نمود.

- قابلیت سه بار خواندن و دوبار نوشتن در هر سیکل
- سیستم محاسباتی ممیز ثابت
- دو واحد MAC با قابلیت ضرب دو عدد ۱۷ بیتی
- فرکانس کاری قابل تنظیم تا ۲۰۰ مگا هرتز
- واحد EMIF جهت دسترسی به حافظه خارجی
- معماری پیشرفته چند گذرگاهی شامل یک گذرگاه برنامه، ۳ گذرگاه داده و ۴ گذرگاه آدرس
- قابلیت اجرای موازی چند دستور در یک سیکل
- توان مصرفی پایین آی سی که می توان تنها توسط دو عدد باتری نیز، از مدار استفاده نمود
- اجرای دستور العمل های نسبتاً پیچیده یا تخصصی پردازش سیگنال (فیلترهای وفقی، کانولوشن، الگوریتم ویتری وغیره) به صورت سریع
- قابلیت محاسبه ۴۰۰ میلیون محاسبه ریاضی در ثانیه در فرکانس ۲۰۰ مگاهرتز.

- پشتیبانی از پرتوکل‌های سریال McBSP و I2C برای ارتباط با انواع مبدل‌ها^۱

کاربردهای این خانواده را نیز می‌توان به صورت خلاصه در زیر بیان نمود.

- کدینگ و دیکدینگ صوت
- حذف نویز
- مدولاسیون و دمودولاسیون
- فشرده‌سازی صوت
- رمزنگاری صوت

جهت بارگذاری برنامه‌های نوشته و ارتباط پردازنده با برنامه CCS نیز از یک JTAG مدل

XDS560 استفاده شده که در شکل (۸-۳) نشان داده شده است.



شکل (۸-۳) : JTAG مدل XDS560 جهت ارتباط بین پردازنده و برنامه CCS

^۱ Codec

۲-۲-۳ مبدل آنالوگ به دیجیتال

از آن جایی که در هر سیستم عملی پردازش سیگنال، اطلاعات ورودی به صورت آنالوگ بوده و جهت پردازش‌های مختلف باید به قالب دیجیتال تبدیل شوند، مبدل‌های آنالوگ به دیجیتال و بالعکس نقش مهمی را در این گونه از سیستم‌ها ایفا می‌نمایند.

جهت تبدیل سیگنال‌های مغزی به قالب مناسب جهت پردازش‌های بعدی نیز نیازمند این گونه مبدل‌ها می‌باشیم که برای طرح خود از آی‌سی TLV320AIC23B استفاده شده است. این آی‌سی دارای ویژگی‌های منحصر بفردی است که در زیر به نکات مهم آن‌ها اشاره شده است [57].

- توسط شرکت Texas Instruments ساخته شده است و با پردازنده‌های این شرکت سازگار است.
- شامل یک کانال خط ورودی دوتایی^۱، یک کانال ورودی میکروفون به صورت جداگانه، یک کانال خروجی دوتایی^۲ و یک کانال خروجی هدفون می‌باشد.
- می‌توان یک میکروفون را به طور مستقیم به کدک وصل نمود به گونه‌ای که ولتاژ بایاس آن از خود آی‌سی گرفته شده است.
- فرکانس نمونه برداری آی‌سی از ۸ الی ۹۶ کیلو هرتز قابل تنظیم است.
- ولتاژ کاری هسته‌ی کدک مشابه DSP برابر $1/6$ ولت است.
- برای آنالوگ به دیجیتال نمودن، از ولتاژ‌هایی استفاده می‌شود که تقریباً با ولتاژ $3/3$ ولت مشابه DSP منطبق است.
- استفاده از روش Sigma-delta^۳ برای قسمت ADC و DAC^۴.
- تنظیم رجیسترها داخل کدک توسط چندین روش شامل McBSP، I2C، SPI

^۱ Line In

^۲ Line Out

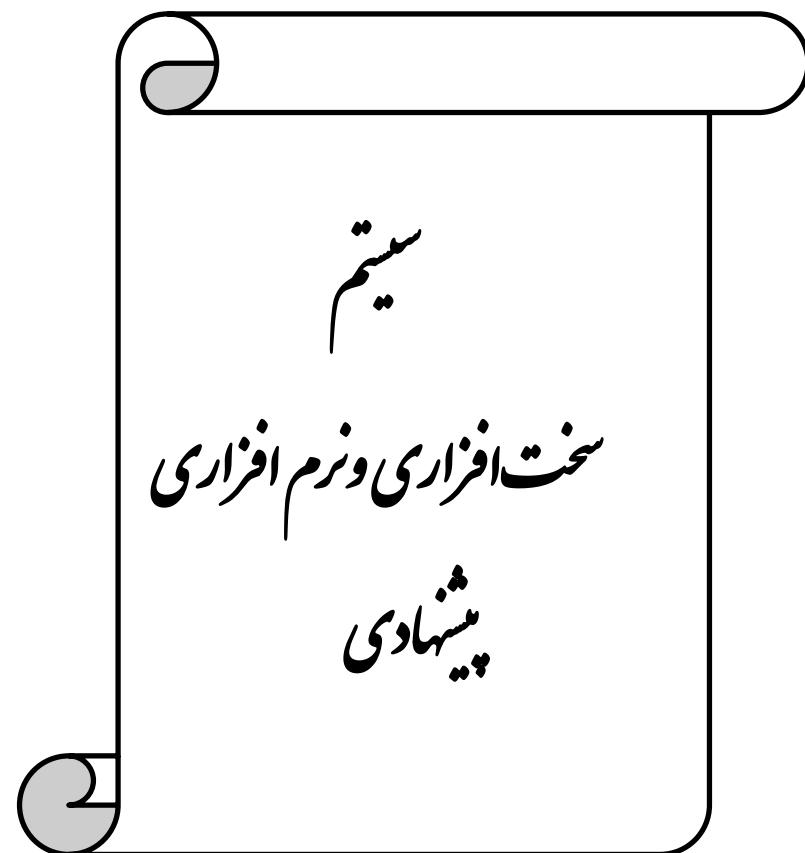
^۳ Analogue to Digital Converter

^۴ Digital to Analogue Converter

- امکان ارسال و دریافت همزمان داده‌ها به صورت ۸، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ بیتی توسط پورت McBSP
 - شامل تقویت کننده داخلی جدگانه برای ورودی میکروفون و وروردی‌های دوتایی جهت تقویت سیگنال‌های ورودی
- به منظور تست عملکرد کدک، در داخل این کدک یک مسیرکنار گذر^۱ تعییه شده است به نحوی که می‌توان هر سیگنالی که وارد ورودی شود عیناً در خروجی دریافت نمود.

^۱ Bypass

فصل چهارم



در این فصل دو سیستم طراحی شده، که یکی مربوط به دریافت و تقویت دو کانال از سیگنال‌های مغزی و دیگری مدار پردازشگر سیگنال، شامل پردازنده TMS320C5509A به طور کامل‌تر معرفی خواهد شد. همچنین در این فصل، الگوریتم پیاده سازی شده جهت تشخیص خواب آلدگی بروی مدار پردازشگر نیز، بیان می‌شود.

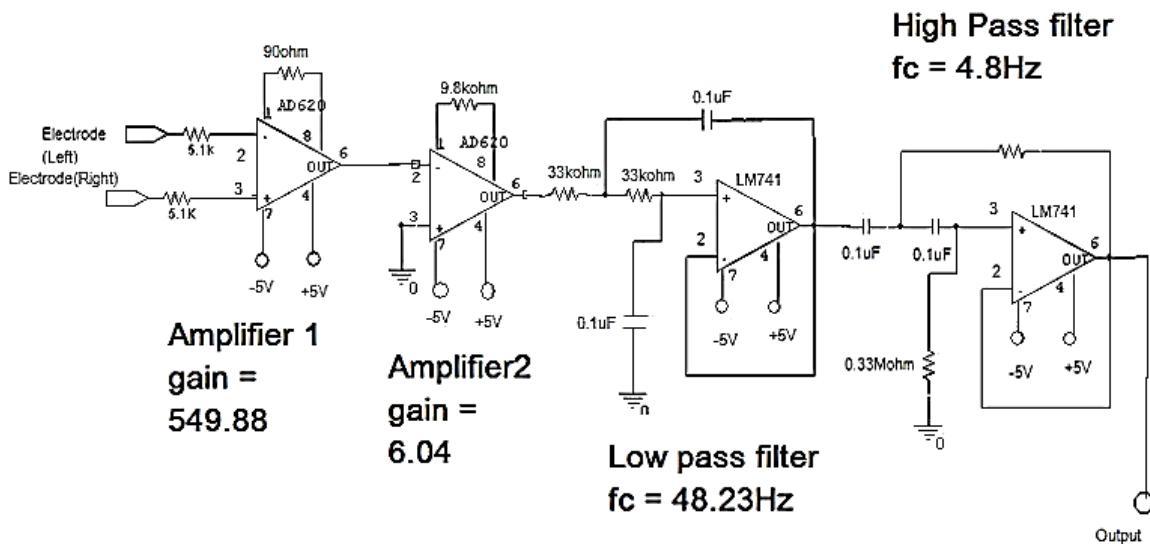
۱-۴ مدار دریافت سیگنال مغزی

با توجه به اینکه هدف این پایان نامه طراحی یک سیستم عملی برای تشخیص به موقع خواب آلدگی توسط سیگنال‌های مغزی است، دریافت سیگنال‌ها باید به صورت بلاذرنگ صورت پذیرد. اما تمامی سیستم‌های موجود در کشور که برای دریافت سیگنال‌های مغزی طراحی شده‌اند پس از ضبط سیگنال‌ها و چاپ آن‌ها بر روی کاغذ، جهت بررسی در اختیار پزشک مربوطه قرار می‌گیرند از این رو تنها کاربرد پزشکی داشته و معمولاً در بیمارستان‌ها و درمان‌گاه‌ها قابل استفاده می‌باشند. همچنین این سیستم‌ها به گونه‌ای طراحی شده‌اند که حداقل بتوانند ۲۴ کانال از سیگنال‌های مغزی را دریافت نمایند. اما برای طراحی یک سیستم تشخیص خواب آلدگی، نیازمند تمامی کانال‌ها نبوده و تنها توسط دو یا چهار کانال می‌توانیم این کار را انجام دهیم. بنابراین با توجه به نبود چنین سیستمی در کشور، اقدام به طراحی یک وسیله جهت دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی نموده‌ایم که در ادامه به نحوه طراحی این سیستم می‌پردازیم.

اولین مدار استفاده شده جهت دریافت سیگنال‌های مغزی، طبق [58] مدار شکل (۱-۴) است. در این مدار، از دو عدد آی‌سی AD620 و دو عدد آی‌سی LM741 استفاده شده است. بهره تقویت آی‌سی AD620 نیز، طبق رابطه (۱-۴) توسط یک مقاومت که در بین پایه‌های ۱ و ۸ قرار می‌گیرد مشخص می‌شود. به طور مثال با قرار دادن مقاومت ۵۰ اهم، بهره دو برابر می‌شود.

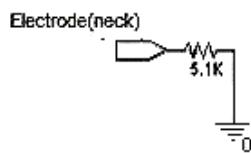
$$G = \frac{49/4}{R} + 1 \quad (1-4)$$

به دلیل این که اطلاعات مفید سیگنال‌های مغزی اخذ شده، تقریباً در بازه‌ی فرکانسی ۱ تا ۳۰ هرتز قرار دارند، توسط آی‌اسی‌های LM741 مقدار مقاومت‌ها به نحوی تنظیم شده‌اند که فرکانس قطع یکی روی ۴۸ هرتز و دیگری روی ۴/۸ هرتز تنظیم شده‌اند تا عمل فیلترکردن به خوبی انجام شود.



شکل (۱-۴) : اولین مدار استفاده شده جهت دریافت سیگنال‌های مغزی [58]

یک الکترود نیز طبق شکل (۲-۴) از بدن فرد مستقیماً به زمین وصل می‌گردد تا کمترین نویز را در خروجی داشته باشیم.



شکل (۲-۴) : نحوه اتصال الکترود به زمین

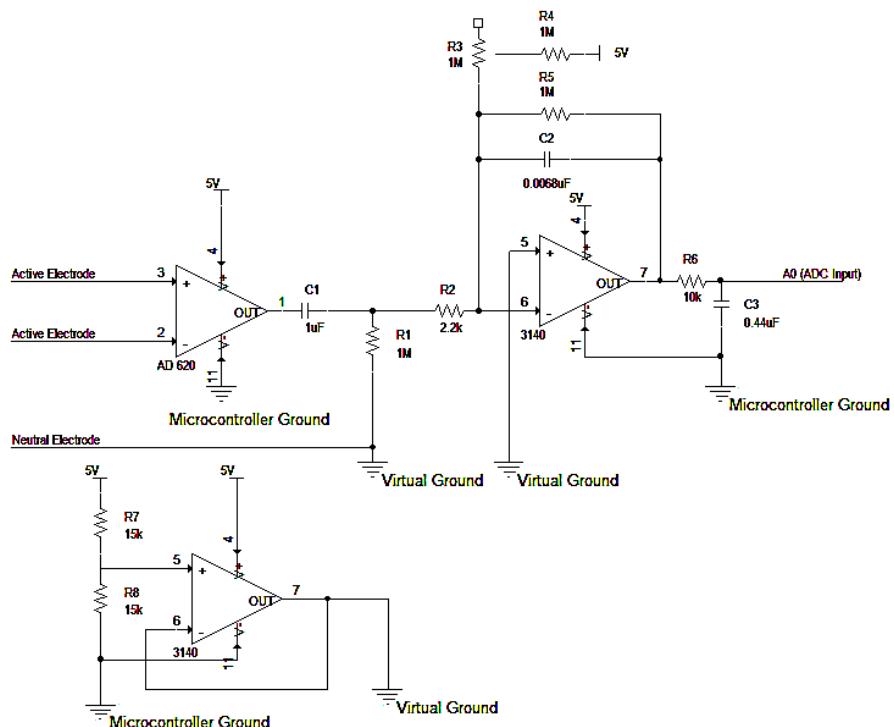
با استفاده از این مدار، توانستیم سیگنال‌های در حد ۱۰ میلی ولت را تقویت و در خروجی مشاهده نماییم اما پس از اتصال الکتروودها بر روی سر جهت دریافت سیگنال‌های مغزی، خروجی مورد نظر مشاهده نشد. بنابراین مدار دیگری مورد آزمایش قرار گرفت.

طرح دوم استفاده شده در شکل (۳-۴) نشان داده شده است. این طرح توسط دو تن از دانشجویان دانشگاه کرنل^۱ به منظور دریافت سیگنال‌های مغزی و استفاده از آن برای بازی کامپیوترا پینگ-پنگ که با تصور انجام می‌پذیرفت، طراحی شده بود [58]. در این مدار از یک آی‌اسی AD620 جهت تقویت اولیه و در مرحله‌ی بعد، از LM741 جهت تقویت نهایی سیگنال استفاده شده است. تفاوت این مدار با مدار قبل، در نوع زمین انتخابی آن است که با ایجاد یک آفست توسط تقویت کننده‌ی سوم، زمین مجازی و زمینی که به بدن متصل می‌شود را از هم مجزا می‌کند. با استفاده از این مدار، حتی از سیگنال‌های معمولی نیز نتوانستیم خروجی مطلوبی دریافت کنیم.

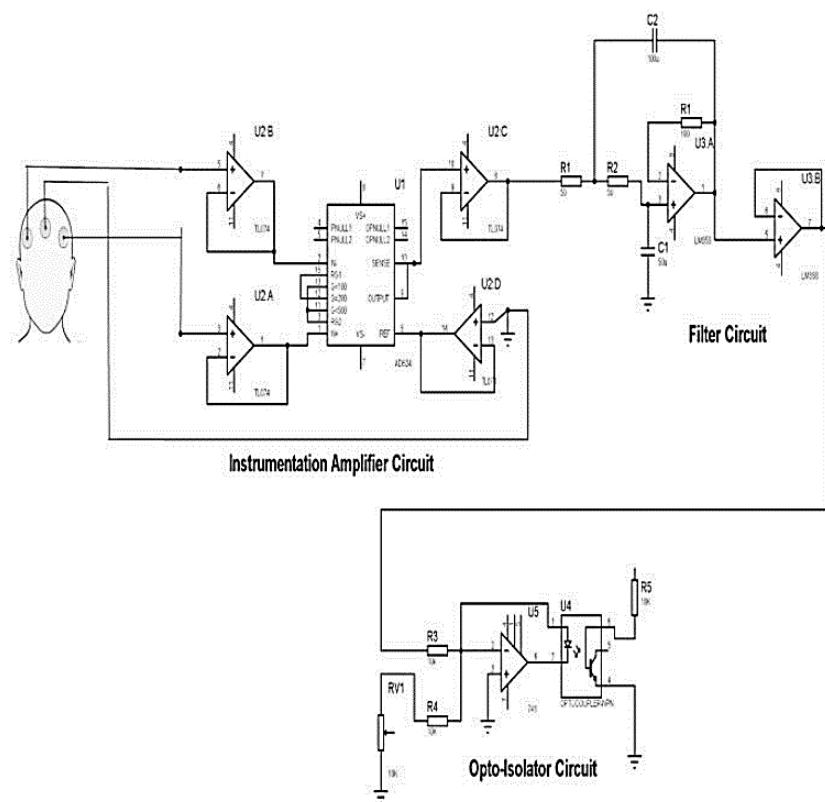
از این رو مدار دیگری مورد آزمایش قرار گرفت. این مدار که از مقاله [60] استخراج شده، در شکل (۴-۴) نشان داده شده است. در طرح مذکور از آی‌اسی AD624 استفاده شده که مزیت این آی‌سی در نویز پایین، دارا بودن بهره‌ی بالا توسط یک مقاومت، و بهره‌های قابل برنامه‌ریزی روی این تراشه است. این بهره‌ها شامل ۱، ۱۰۰، ۲۰۰، ۵۰۰ و ۱۰۰۰ می‌شوند. سپس خروجی AD624 از میان یک فیلتر میان‌گذر گذشته و از یک جداکننده نوری^۲ عبور داده می‌شود.

^۱ Cornel

^۲ Opto-isolator



شکل (۳-۴) : مدار دریافت سیگنال برای بازی کامپیوتری پینگ-پنگ [58]



شکل (۴-۴) : مدار پیشنهادی جهت دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی [60]

در [60] از الکترودهای پیچی فلزی یکبار مصرف استفاده شده و نیز از الکترود قرار گرفته در مرکز پیشانی به عنوان زمین استفاده شده است. همچنین دو الکترود دیگر توسط دو تعقیب کننده‌ی ولتاژ به پایه‌های ۱ و ۲ از AD624 متصل می‌شوند. البته از مرحله‌ی سوم شکل فوق، به دلیل کاربرد ارتباط آن با کامپیوتر، استفاده نشد. در هنگام پیاده سازی این مدار روی برد سوراخ‌دار، برای عملیات فیلترکردن، از مدار شکل (۱-۴) استفاده نمودیم که مشابه مدار اول خروجی مطلوب روی سیگنال‌های معمولی و خروجی نامطلوب روی سیگنال‌های مغزی مشاهده شد.

با توجه به نتایج بدست آمده از سه مدار استفاده شده، نتیجه گرفتیم که ممکن است الکترودهای استفاده شده که در شکل (۵-۴) نشان داده شده‌اند، با توجه به پوشش روکش‌دار آن‌ها، برای این کار مناسب نباشند. از این‌رو تلاش در جهت یافتن الکتردهایی که لایه‌ی پارچه‌ای روی آنها کشیده نشده باشد، انجام شد زیرا مشاهده شد لایه‌ی پارچه‌ای روی الکترودها، خود سبب نویز در سیگنال می‌شود. بنابراین، این سیستم با الکترودهای فلزی شکل (۶-۴) نیز تست شد اما این‌بار نیز جواب مناسبی در خروجی مشاهده نشد.

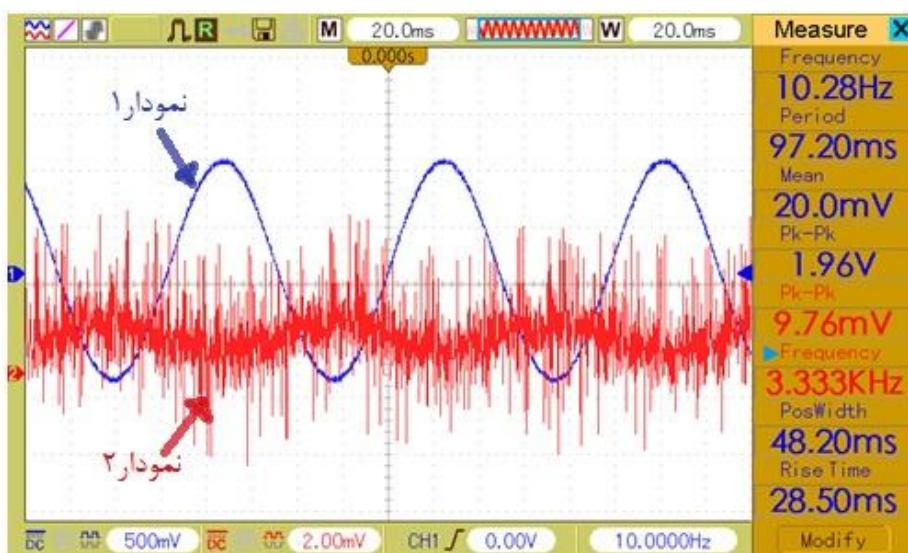


شکل (۵-۴) : الکترودهای روکش‌دار مورد استفاده



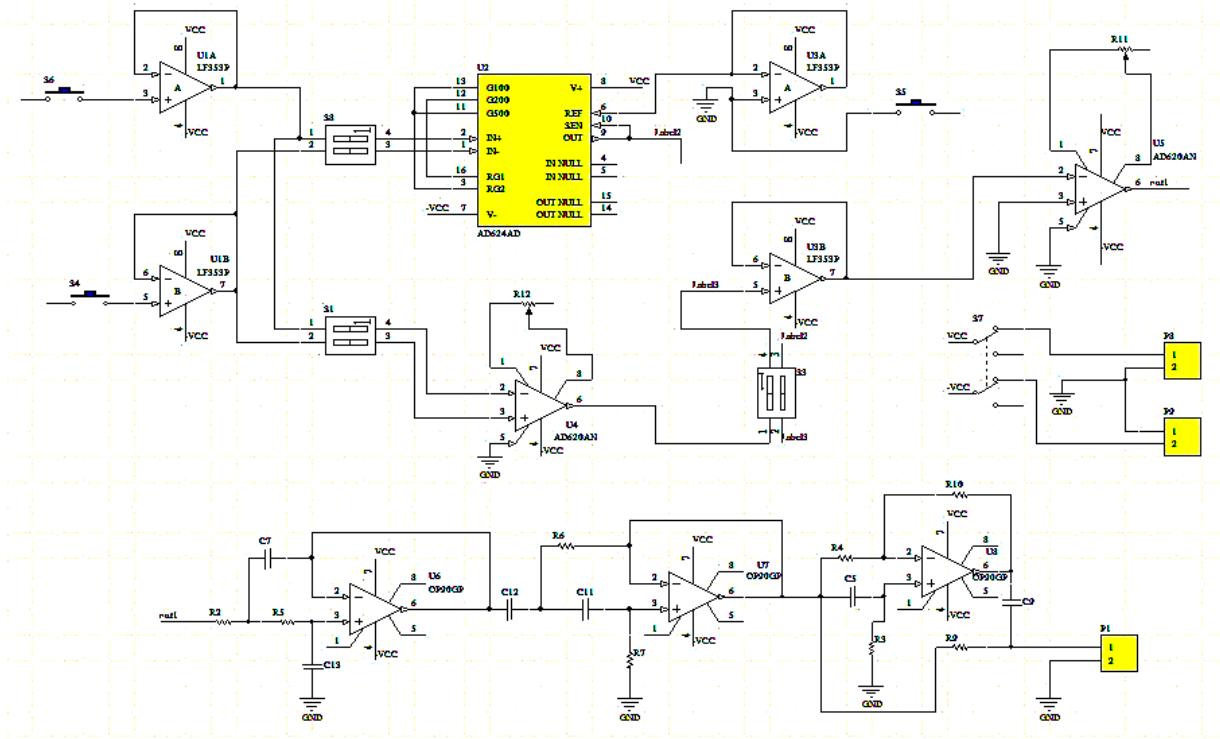
شکل (۶-۴) : الکترودهای بدون روکش

البته لازم به ذکر است در تمامی مراحل فوق مدارها به گونه‌ای طراحی شده بودند که جواب مطلوب برای سیگنال‌های ضعیف در خروجی قابل مشاهده بود که در شکل (۷-۴) نشان داده شده است. برای مشاهده سیگنال‌ها نیز از اسیلوسکوپ Protek مدل ۳۰۱۰ استفاده شده است. در این شکل، نمودار ۲ که یک سیگنال کم دامنه و نویزی در حد ۱۰ میلی‌ولت و نمودار ۱ که سیگنال خروجی فیلتر و تقویت شده است را نمایش می‌دهد.



شکل (۷-۴) : یک سیگنال کم دامنه به همراه سیگنال تقویت شده در خروجی

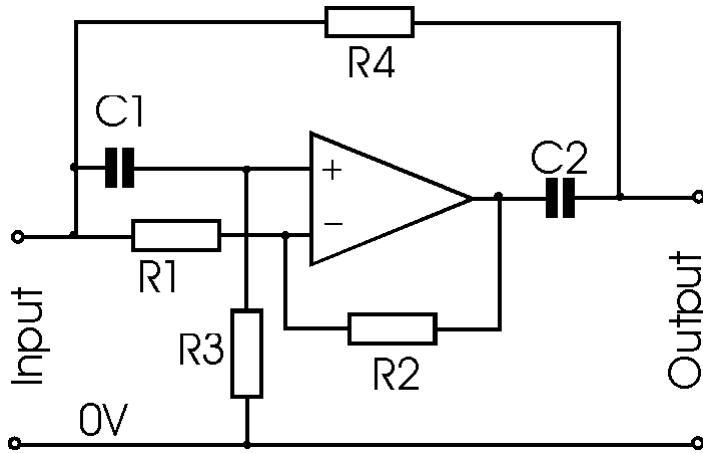
پس از طی مراحل فوق، با یک مدرس دروس مهندسی پزشکی درخصوص امکان‌پذیر بودن این پروژه مشورت صورت گرفت. با توجه به توضیحات ایشان در خصوص وجود نویزهای بیش از اندازه در بردهای سوراخدار و دامنه بسیار کم سیگنال‌های مغزی، نتیجه گرفتیم امکان دریافت آن‌ها بر روی این گونه از بردها میسر نمی‌باشد. بنابراین تصمیم گرفته شد طرح آزمایش شده را بر روی بردهای PCB تهیه کنیم. شکل (۸-۴) طرح مذکور را که توسط نرم افزار Altium Designer طراحی شده است نشان می‌دهد.



شکل (۸-۴) : اولین طرح مدار جهت انجام

در طرح فوق ملاحظه می‌شود ابتدا مشابه طرح‌های قبلی از تعقیب کننده‌ی ولتاژ در ورودی سیگنال‌ها استفاده شده است. سپس در طبقه‌ی اول تقویت کننده از آی‌سی‌های AD620 و AD624 در کنار یکدیگر استفاده شد، تا تعیین شود توسط کدامیک از آن‌ها می‌توان به بهترین نتیجه دست یافت. در مرحله‌ی بعد توسط دو عدد آی‌سی LM741 قسمت مربوط به فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر

طراحی شده و در مرحله آخر نیز یک فیلتر میان نگذر^۱ ۵۰ هرتز که توسط آی‌سی OP90 طراحی شده، قرار گرفته است. طرح فیلتر میان نگذر در شکل (۹-۴) نشان داده شده است.



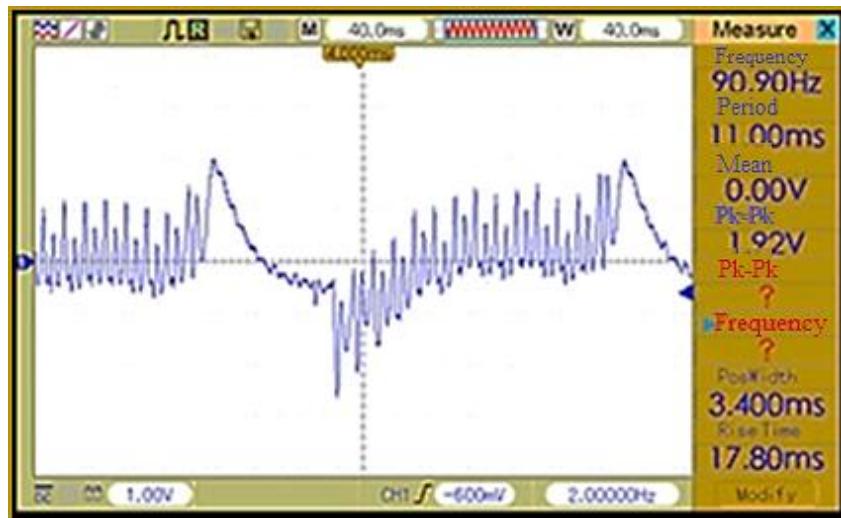
شکل (۹-۴) : مدار فیلتر میان نگذر ۵۰ هرتز [61]

طرح PCB انجام شده، در شکل (۱۰-۴) نشان داده شده است. همان‌طور که ذکر شد، دو مسیر متفاوت جهت تقویت سیگنال‌های مغزی در نظر گرفته شده است که بهره‌ی تقویت طبقه‌ی اول برابر ۱۰۰۰ و بهره‌ی طبقه‌ی دوم برابر ۳۰ تنظیم شد. در هر دو مدار سیگنال خروجی برای سیگنال‌های کم دامنه به‌طور صحیح مشاهده شد اما با این وجود جواب مناسبی در حالت دریافت سیگنال‌های مغزی یافت نشد. اما از بین این دو آی‌سی، توانستیم برای اولین بار حرکات ناشی از پلک زدن را ثبت نماییم که در شکل (۱۱-۴) نشان داده شده است.



شکل (۱۰-۴) : مدار PCB مربوط به طرح شکل (۸-۴)

^۱ Notch Filter

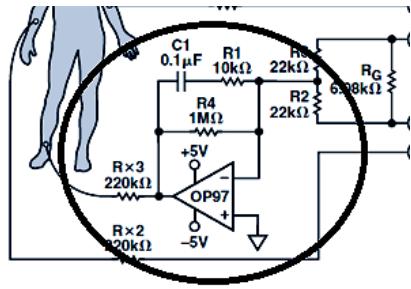


شکل (۱۱-۴) : آشکار سازی حرکات پلک چشم بر روی سیگنال های مغزی برای اولین بار

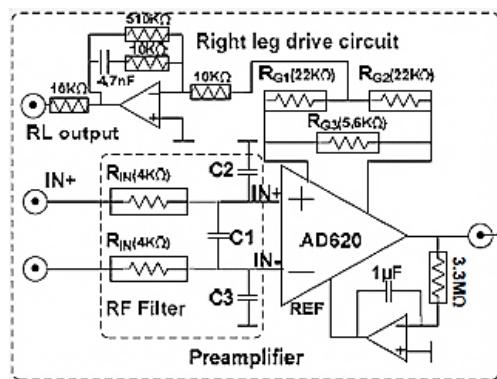
در ادامه با توجه به این که همچنان سیگنال های دریافتی از کیفیت قابل ملاحظه ای بر خوردار نبودند، با بررسی مقاله های بیشتر در این زمینه، متوجه نکات جدیدی شدیم که سعی شد در طراحی جدید از آن ها استفاده شود.

- اولین نکته در استفاده از مدار^۱ DRL می باشد. این نوع آرایش که برای اولین بار در سال ۱۹۸۳ جهت دریافت سیگنال های قلبی از آن استفاده شده بود [62] می تواند به عنوان جایگزین زمین دستگاه مورد استفاده قرار گیرد. مدار DRL عامل مشترک سیگنال هایی که در ورودی، وارد تقویت کننده می شوند (نویز بدن انسان) را تقویت نموده، ۱۸۰ درجه منفی کرده و دوباره به بدن بر می گرداند. این مدار، سبب کاهش نویز های بعدی که می خواهند وارد سیستم شوند، می شود. نمونه ای از این مدار در شکل (۱۲-۴) نشان داده شده است. در شکل (۱۳-۴) نیز یک مدار DRL دیگر که برای دریافت سیگنال های مغزی طراحی شده و به عنوان یک الگو از آن استفاده نموده ایم نشان داده شده است.

^۱ Driven Right Leg



شکل (۱۲-۴) : نمونه‌ای از مدار DRL [63]



شکل (۱۳-۴) : مدار DRL جهت دریافت سیگنال‌های مغزی [64]

- نکته دیگر در ارتباط با تقویت سیگنال‌های دریافتی می‌باشد. در حین خواندن مقالات

متوجه شدیم که لازم است در ابتدا از گین پایین و سپس از گین بالا استفاده شود[64]

[65] اگرچه در طراحی مدار اول، در طبقه‌ی اول، از گین زیاد (۱۰۰۰) و در طبقه‌ی دوم

از گین پایین (در محدوده‌ی ۲۰-۳۰) برای تقویت استفاده شده بود، اما در ادامه

طراحی‌ها این روند به صورت بر عکس انجام شد و ابتدا گین پایین، سپس در مرحله‌ی دوم

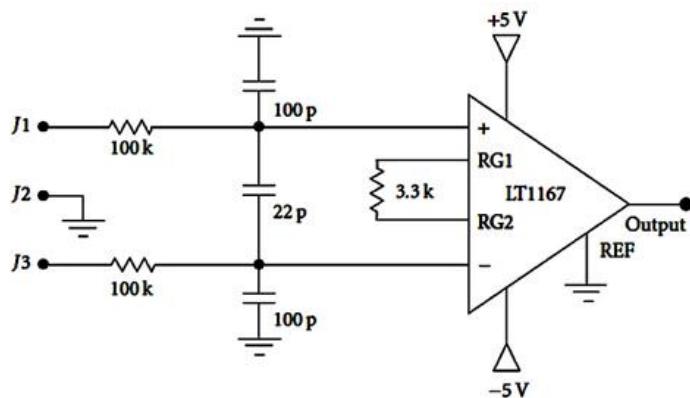
که نسبت سیگنال به نویز افزایش یافته است، گین بالا (۱۰۰۰) در نظر گرفته شد البته با

توجه به اینکه پس از عبور سیگنال از مراحل فیلترکردن، سیگنال‌های دریافتی کمی

تضعیف می‌شوند در مرحله‌ی آخر نیز از یک تقویت کننده با بهره‌ی ۲۰ استفاده شد.

- اضافه کردن یک فیلتر در ورودی که سبب کاهش نویزهای ناخواسته‌ی محیط می‌شود.

مدار این فیلتر در شکل (۱۴-۴) نشان داده شده است.



شکل (۱۴-۴) : فیلتر پایین گذر استفاده شده در ورودی [66]

- در نهایت جهت کوچک کردن مدار به جای استفاده از چهار آی‌سی در مراحل آخر، که شامل مراحل:

- ❖ فیلتر پایین گذر
- ❖ فیلتر بالا گذر
- ❖ فیلتر میان‌نگذر ۵۰ هرتز
- ❖ تقویت کننده‌ی نهایی

می‌باشد، از یک آی‌سی LM324 که شامل چهار تقویت کننده عملیاتی است استفاده شد. با

توجه به نکات بالا ابتدا یک مدار بر روی برد سوراخ‌دار بسته شد و خروجی شکل‌های (۱۵-۴) و

(۱۶-۴) در حد چند دقیقه مشاهده شد.

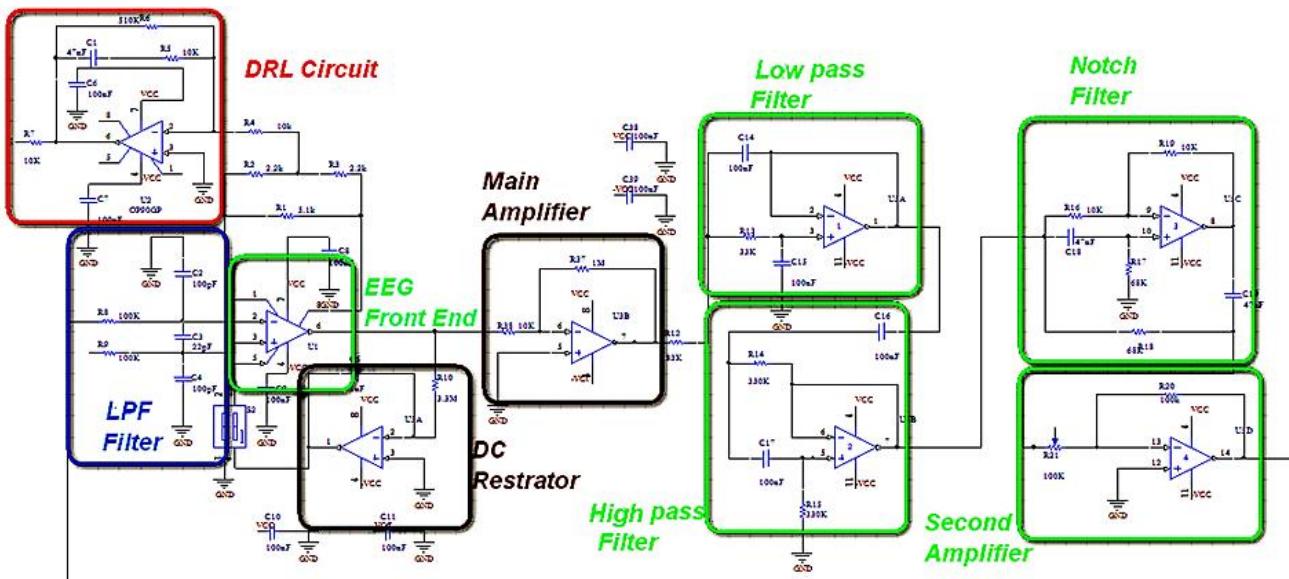


شکل (۱۵-۴) : یک کانال از سیگنال‌های مغزی در حالت طبیعی شخص توسط الکترود روکش‌دار

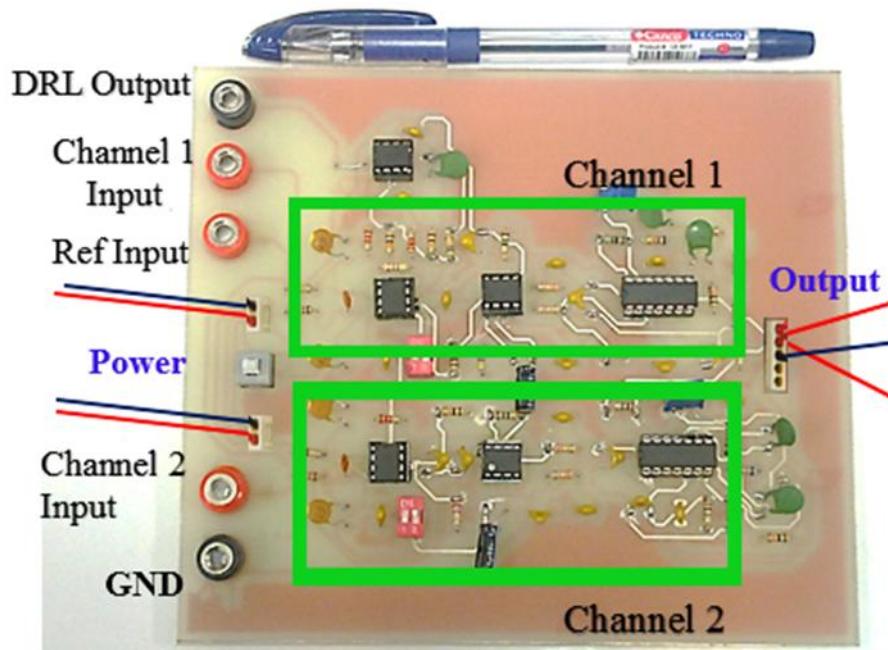


شکل (۱۶-۴) : یک کانال از سیگنال‌های مغزی در حالت پلک زدن شخص توسط الکترود روکش‌دار

سپس با کسب اطمینان از عملکرد مدار، PCB طرح مذکور به منظور دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی، طراحی شد. یک کانال از مدار اصلاح شده به همراه مدار PCB به ترتیب در شکل‌های (۱۷-۴) و (۱۸-۴) نشان داده شده است.



شکل (۱۷-۴) : یک کانال از دومین طرح مدار جهت انجام PCB

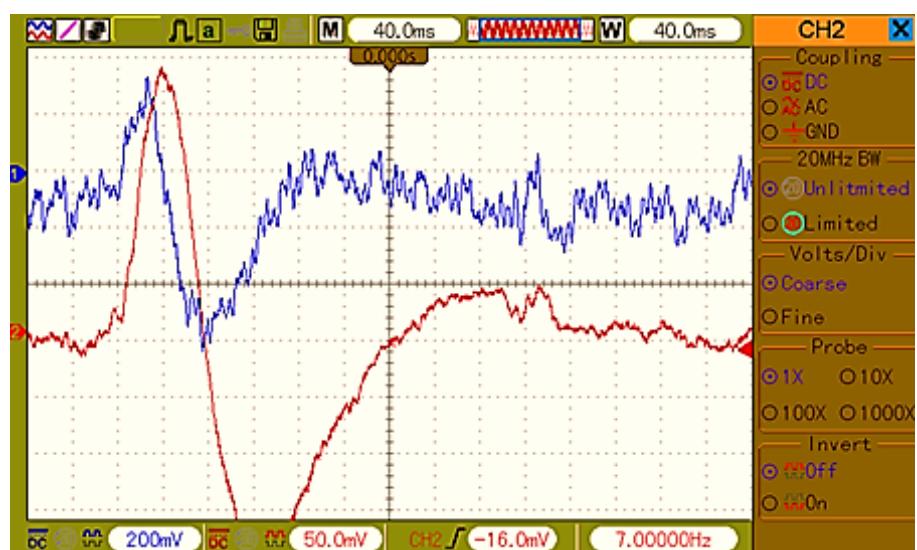


شکل (۱۸-۴) : PCB مربوط به دو کانال از دومین طرح مدار

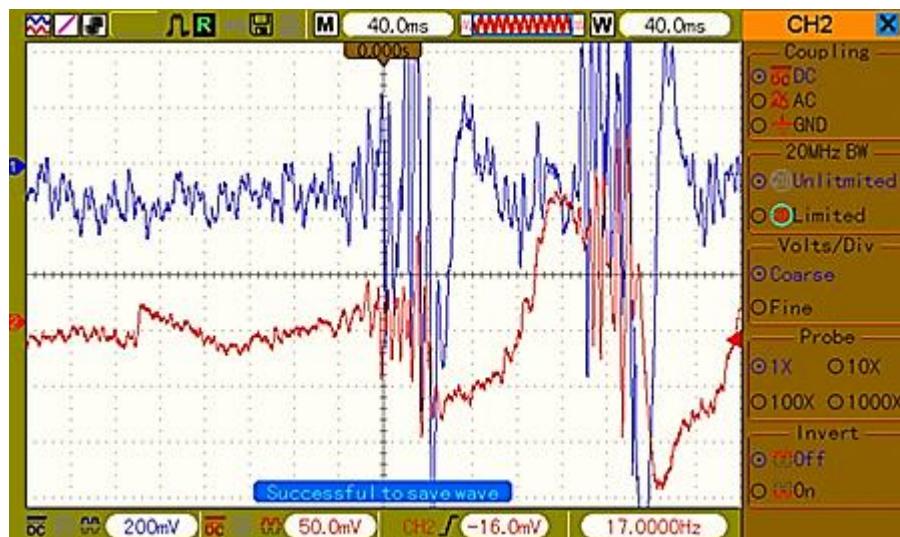
خروجی مدار فوق در برخی حالت‌های مختلف در شکل‌های (۱۹-۴)، (۲۰-۴) و (۲۱-۴) نشان داده شده است.



شکل (۱۹-۴) : دو کانال از سیگنال‌های مغزی در حالت طبیعی شخص



شکل (۲۰-۴) : دو کانال از سیگنال‌های مغزی در حین پلک زدن شخص



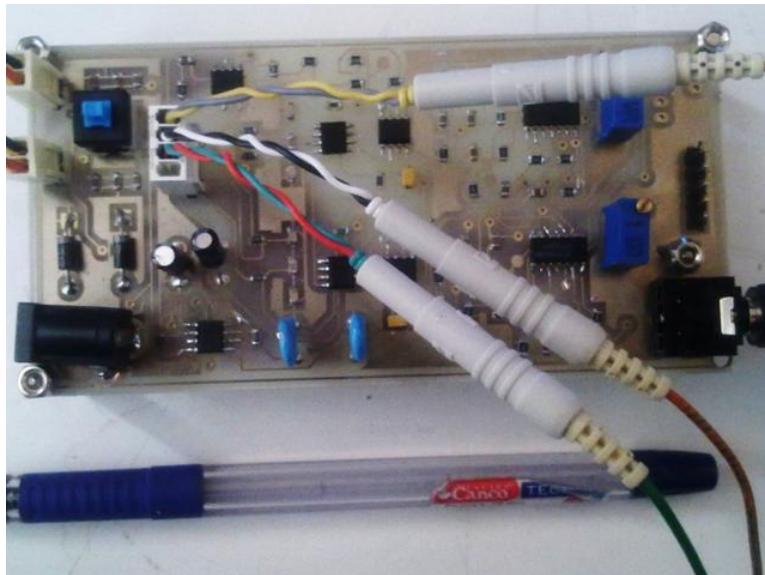
شکل (۲۱-۴) : دو کanal از سیگنال‌های مغزی شخص در حین فشردن دندان‌ها بر روی هم

لازم به ذکر است جهت تست مدار طراحی شده، الکتروودها در قسمت جلوی پیشانی فرد و بر روی کanal‌های FP1 و FP2 قرار گرفته‌اند مرجع نیز در موقعیت A1 کنار گوش قرار داده شده است در شکل (۲۲-۴) موقعیت اتصال الکتروودها نشان داده شده است.



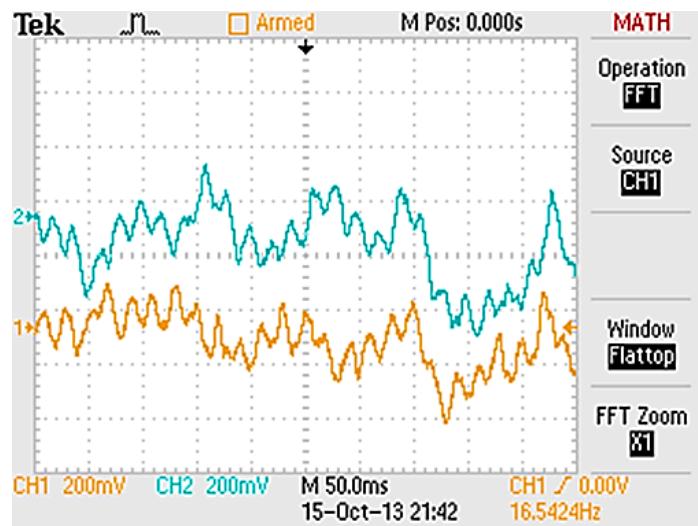
شکل (۲۲-۴) : موقعیت الکتروودهای نصب شده در هنگام تست سخت افزار

در ادامه با توجه به نویز موجود بر روی یکی از کانال‌ها و به منظور کوچک سازی بیشتر مدار تصمیم گرفته شد تا کل مدار با قطعات SMD جایگزین شود. همچنین در نظر داشتیم تا ولتاژ منفی مورد استفاده برای تقویت کننده‌ها از روی ولتاژ مثبت مدار ایجاد شود که برای این طرح از یک آی‌سی NE555 استفاده شد. اما به دلیل افزودن نویز بیشتر به خروجی موفقیت آمیز نبود. این مدار در شکل (۲۳-۴) نشان داده شده است.

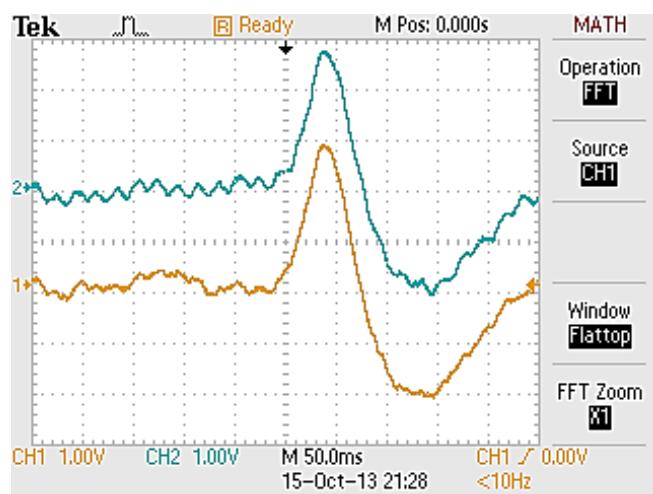


شکل (۲۳-۴) : استفاده از قطعات SMD برای طرح مذکور

خروجی مدار فوق نیز در شکل‌های (۲۴-۴) و (۲۵-۴) نشان داده شده است. البته با توجه به اینکه در ادامه کار جهت بررسی فرکانس‌های سیگنال دریافتی نیاز به انجام عمل تبدیل فوریه توسط اسیلوسکوپ بوده است، از اسیلوسکوپ Tektronix برای بررسی ادامه شکل‌ها استفاده شده است.



شکل (۲۴-۴) : دو کanal از سیگنالهای مغزی در حالت طبیعی شخص



شکل (۲۵-۴) : دو کanal از سیگنالهای مغزی در حین پلک زدن شخص

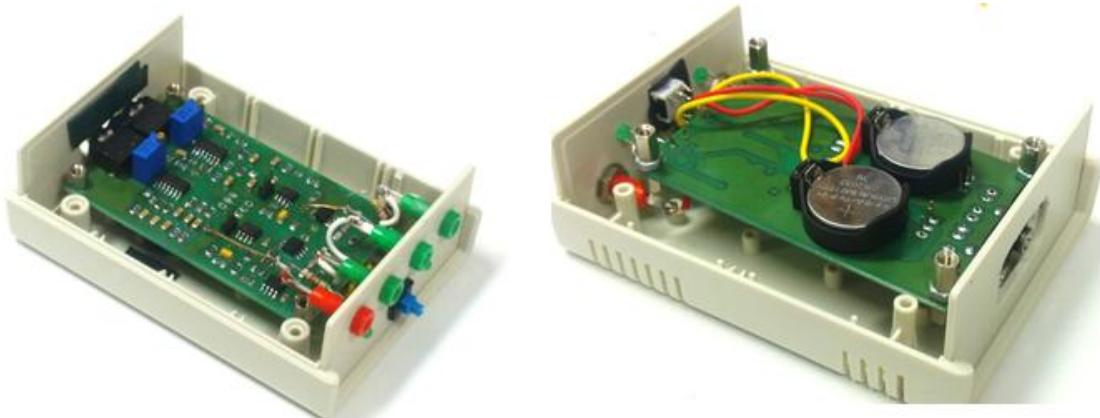
پس از ایجاد اندکی تغییرات، مدار نهایی مطابق شکل (۲۶-۴) ساخته شد که ملاحظه می‌شود

در ابعاد بسیار کوچک و با چاپ سبز انجام شده است. در این مدار از وجود آی‌سی NE555 که ولتاژ منفی را از ولتاژ مثبت مدار تهیه می‌کرد، صرفنظر شد و برای ولتاژهای مثبت و منفی از باتری استفاده نمودیم.



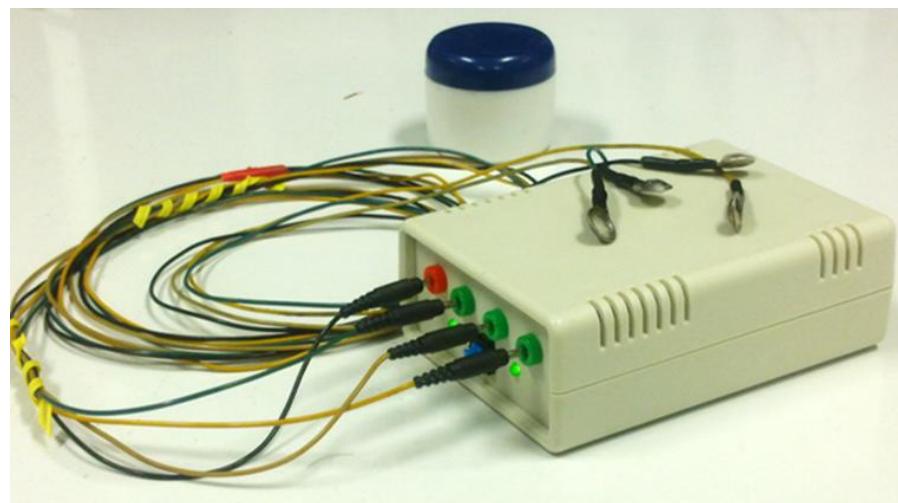
شکل (۲۶-۴) : مدارنهایی با چاپ سبز

از جمله مزیت‌های اصلی این مدار می‌توان به کم مصرف بودن آن (۶۰ میلی وات) اشاره کرد که تنها توسط ۲ عدد باتری سکه‌ای ۳ ولت می‌تواند به مدت حداقل ۳ ساعت سیگنال‌ها را دریافت نماید. در شکل (۲۷-۴) مدار مذکور را که برای کاهش نویزهای محیط در داخل جعبه‌ای قرار داده شده است، از دو نمای بالا و پایین به همراه باتری‌های متصل نشان می‌دهد.



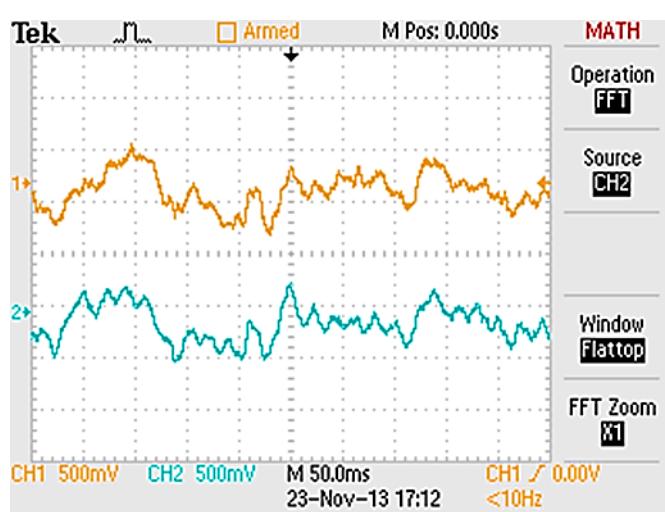
شکل (۲۷-۴) : مدارنهایی از نمای بالا و پایین

در بین الکترودهای متفاوتی که با این مدار آزمایش شد، بهترین نتیجه مربوط به الکترودهای کاسه‌ای بود که با استفاده از ژل‌های مخصوص پزشکی مورد استفاده قرار می‌گرفت. این الکترودها در حالت اتصال به مدار در شکل (۲۸-۴) نشان داده شده‌اند.

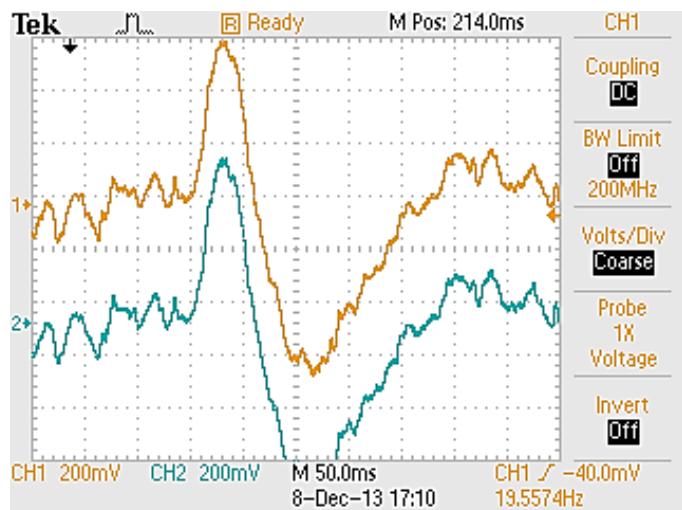


شکل (۲۸-۴) : الکترودهای کاسه‌ای در کنار ژل مخصوص پزشکی و جعبه‌ی مدار نهایی

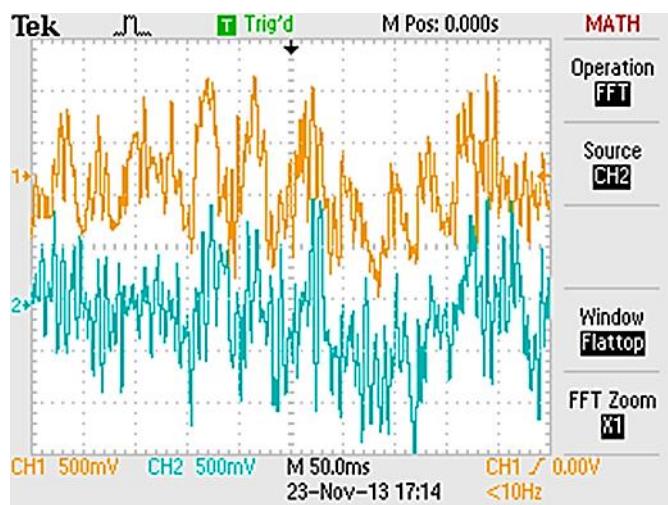
خروجی مربوط به این مدار نیز در شکل‌های (۲۹-۴)، (۳۰-۴) و (۳۱-۴) مربوط به برخی حالت‌های مختلف نشان داده شده است.



شکل (۲۹-۴) : دو کanal از سیگنال‌های مغزی در حالت طبیعی شخص توسط مدار نهایی



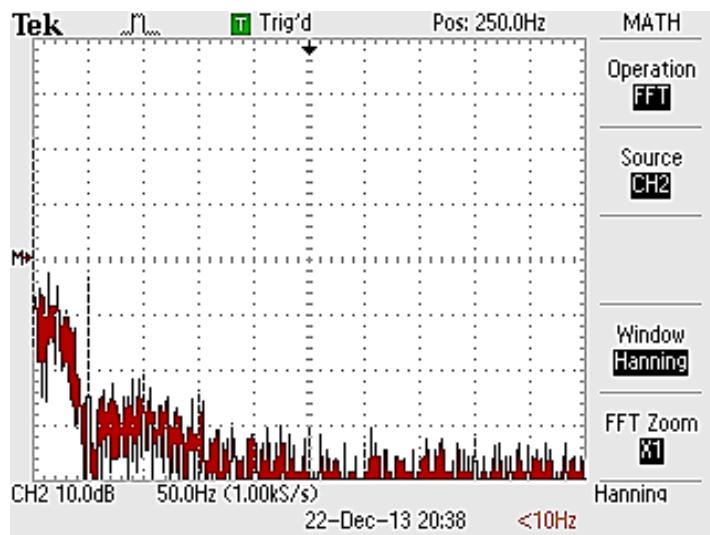
شکل (۳۰-۴) : دو کanal از سیگنالهای مغزی در حین پلک زدن شخص توسط مدار نهایی



شکل (۳۱-۴) : دو کanal از سیگنالهای مغزی شخص در حین فشردن دندانها بر روی هم توسط مدار نهایی

در شکل (۳۲-۴) تبدیل فوریه خروجی یکی از کanalها توسط اسیلوسکوپ نشان داده شده است.

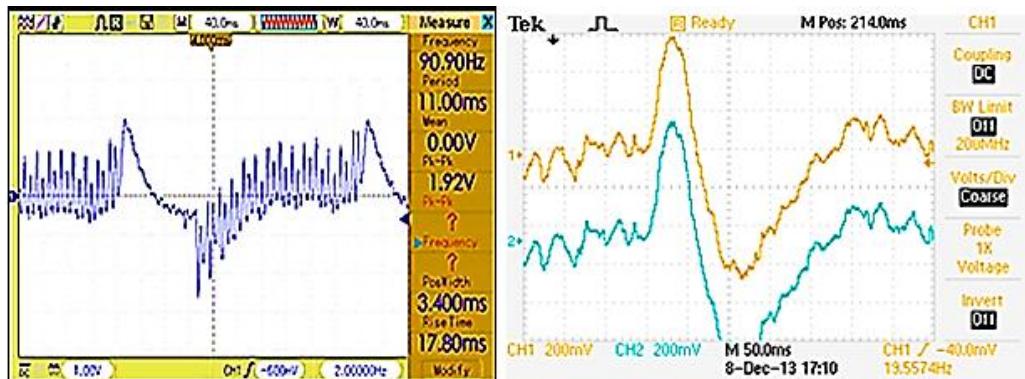
در این شکل با توجه به مقیاس تصویر، هر خانه معادل ۵۰ هرتز می‌باشد که به راحتی وجود نویز ۵۰ هرتز قابل مشاهده است. همچنین بازه فرکانسی اطلاعات دریافتی، در محدوده ۴۰-۰ هرتز نیز قابل مشاهده می‌باشد.



شکل (۳۲-۴) : تبدیل فوریه یکی از کانال‌های دریافتی توسط اسیلوسکوپ

۱-۱-۴ نتیجه گیری

آن چه در بخش قبل بیان شد، خلاصه‌ای از عملکرد ۸ ماهه گروه، جهت به ثمر رساندن مدار دو کanalه دریافت سیگنال مغزی می‌باشد که در نهایت توانستیم سیگنال‌های دریافتی را به کیفیت مطلوبی رسانده تا بتوانیم از آن‌ها به عنوان ورودی در بخش بعدی، یعنی مدار پردازش سیگنال استفاده نماییم. در شکل (۳۳-۴) مقایسه‌ای بین اولین دریافت مربوط به پلک چشم (تصویر سمت چپ) و حالت بهبود یافته آن توسط مدار نهایی ساخته شده (تصویر سمت راست) نشان داده شده است.



شکل (۳۲-۴) : مقایسه بین اولین نویز پلک چشم دریافتی و حالت بهبود یافته آن

۲-۴ مدار پردازشگر سیگنال

پس از طراحی یک مدار مناسب جهت دریافت سیگنال‌های مغزی، اکنون نوبت طراحی یک مدار جهت پردازش سیگنال‌های دریافتی است. مشکل اساسی در طراحی این مدار، نبود امکان تست اولیه طرح، قبل از عملیاتی شدن آن می‌باشد. با توجه به اینکه پردازنده و گُدِک همگی از نوع SMD بوده، ابتدا باید بر روی مدار قرار می‌گرفتند و سپس خروجی آن‌ها مورد آزمایش قرار می‌گرفت. بنابراین پس از بررسی‌های بسیار یک طرح نمونه آماده گردید که در ادامه به توضیحات آن می‌پردازیم.

طرح اولیه شامل سه قسمت اصلی می‌باشد: ۱- منبع تغذیه ۲- مبدل داده‌ها ۳- پردازنده‌ی DSP و امکانات جانبی. در ادامه، هر کدام از این سه بخش در زیربخش‌های مربوطه، توضیح داده می‌شوند.

۱-۲-۴ منبع تغذیه

جهت تأمین ولتاژهای مورد نیاز در مدار از یک آی‌سی به نام TPS767D301 استفاده شده است. این آی‌سی شامل دو ورودی و دو خروجی بوده و طبق [67] مشخصات خوبی از جمله موارد زیر

را دارد:

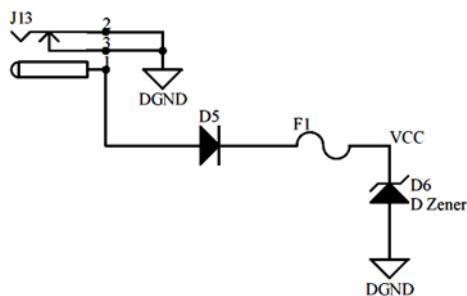
- از آنجاییکه توسط شرکت Texas Instruments ساخته شده است سازگار با پردازنده‌های این شرکت می‌باشد.
- شامل یک خروجی ثابت $\frac{2}{3}$ ولت و یک ولتاژ خروجی قابل کنترل توسط یک مقاومت و پتانسیومتر.

از آنجاییکه پردازنده DSP نیاز به دو ولتاژ جهت عملکرد صحیح دارد از قسمت ولتاژ $\frac{2}{3}$ برای ادوات جانبی و پورت‌های O/I و با تنظیم ولتاژ قابل تغییر بر روی $\frac{1}{6}$ ولت از آن برای ولتاژ هسته پردازنده استفاده شده است.

- قابلیت جریان دهی هر خروجی تا ۱ آمپر و افت ولتاژ 350 میلی ولت به ازای خروجی ۱ آمپر.
- زمان پایدار شدن رگولاتور 200 میلی ثانیه.

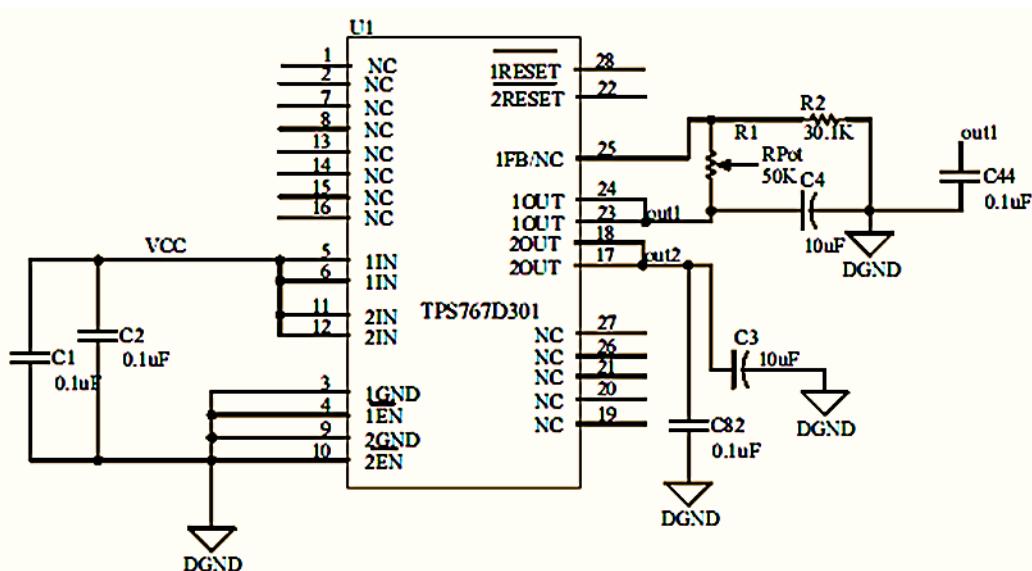
دارا بودن یک مدار محافظت داخلی که چنانچه گرما بیش از حد شود، به صورت خودکار ولتاژ مربوط به خروجی را قطع خواهد کرد.

طبق شکل (۴-۳۴) در قسمت ورودی منبع، پس از اعمال ولتاژ 5 ولت، در مسیر رسیدن به آی‌سی تغذیه از یک فیوز و پس از آن از یک دیود زنر استفاده شده است. این دو در کنار یکدیگر نقش یک مدار محافظت را تشکیل می‌دهند. عملکرد این مدار محافظت به گونه‌ای است که با عبور جریانی بیشتر از 500 میلی‌آمپر، فیوز به طور خودکار قطع شده و باعث می‌شود مدار آسیب نبیند. زنر $\frac{1}{6}$ ولت نیز از افزایش بیش از اندازه ولتاژ ورودی به آی‌سی تغذیه جلوگیری می‌نماید.



شکل (۳۴-۴) : مدار محافظ منبع تغذیه

خروجی این مدار محافظ، وارد آی‌سی تغذیه می‌شود. به عنوان مثال، با ولتاژ ورودی ۵ ولت و با در نظر گرفتن افت ولتاژ مسیر، ولتاژی در حدود $4/5$ ولت برای ورود به آی‌سی آماده می‌شود. سپس آی‌سی دو خروجی شامل دو ولتاژ $1/6$ و $3/3$ ولت را به کلید می‌رساند تا کلید این ولتاژها را در سراسر مدار پخش کند. مدار مربوط به تغذیه در شکل (۳۵-۴) نشان داده شده است.

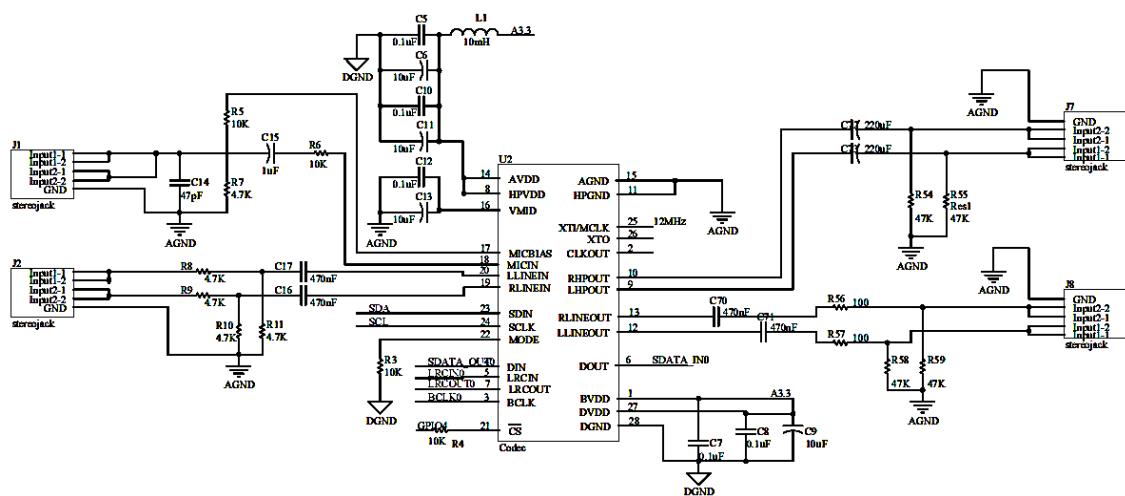


شکل (۳۵-۴) : آی‌سی تغذیه و ادوات جانبی

۲-۲-۴ مبدل داده‌ها

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد جهت تبدیل داده‌های آنالوگ به دیجیتال از آی‌سی TLV320AIC23B استفاده شده است. این آی‌سی شامل یک ورودی میکروفون و یک ورودی دوتایی می‌باشد. دو کanal دریافتی از سیگنال‌های مغزی وارد قسمت ورودی دوتایی شده سپس به صورت سری از مبدل خارج می‌شوند. این آی‌سی شامل ثبات‌هایی است که قبل از شروع عملیات تبدیل، باید به طور مناسب برنامه ریزی شوند. این عمل توسط پروتکل I2C و پایه‌های SCL و SDA که به پردازنده متصل می‌باشند انجام می‌شود.

در طرح اولیه، از سه آی‌سی کدک استفاده شده است که خروجی هر کدک به سه پورت DSP از McBSP متصل می‌شود و داده‌ها به صورت همزمان از آن‌ها دریافت و خوانده می‌شوند. هر کدک با توجه به صفر یا یک بودن پایه‌ی chip-select که در داخل آن تعییه شده است، آدرسی را به خود اختصاص می‌دهد که از این آدرس و از طریق پروتکل I2C برای تنظیم نمودن رجیسترهاي داخل کدک استفاده می‌شود. کلاک مورد نیاز برای سه آی‌سی نیز از یک کریستال اسیلاتور ۱۲ مگاهرتز تأمین شده است. مدار مربوط به کدک نیز در شکل (۳۶-۴) نشان داده شده است.

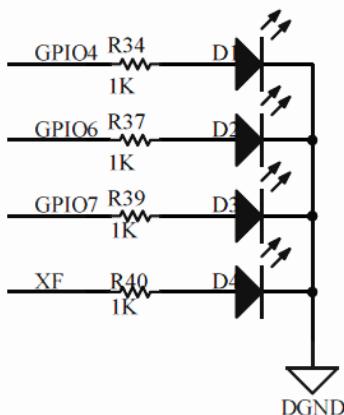


شکل (۳۶-۴) : آی‌سی کدک به همراه ادوات جانبی

۳-۲-۴ پردازنده و ادوات جانبی

هسته اصلی این بخش پردازنده TMS320C5509A می‌باشد که قبلًاً مشخصات و ویژگی‌های آن بیان شد. در ادامه به معرفی امکانات جانبی استفاده شده در کنار این پردازنده می‌پردازیم.

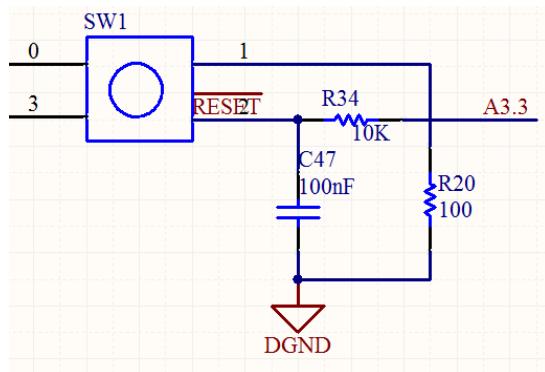
- برای خواندن اطلاعات دیجیتال شده، از پورت‌های McBSP برای ارتباط با کدک‌ها استفاده شده است برای این منظور رجیسترهاي داخلی DSP به طور مناسب تنظیم شده‌اند.
- اتصال ۴ عدد دیود نورانی به پایه‌های GPIO4، GPIO6 و GPIO7 و پایه‌ی XF^۱ به منظور مشاهده‌ی عملکرد مناسب DSP. شکل (۳۷-۴) این مدار را نشان می‌دهد.



شکل (۳۷-۴) : اتصال دیودهای نورانی جهت تست عملکرد DSP

- استفاده از مدار ریست به منظور برگرداندن DSP به حالت نرمال در زمانی که DSP در حالت نامشخصی قرار می‌گیرد. شکل (۳۸-۴) مدار ریست را نشان می‌دهد.

^۱ External Flag



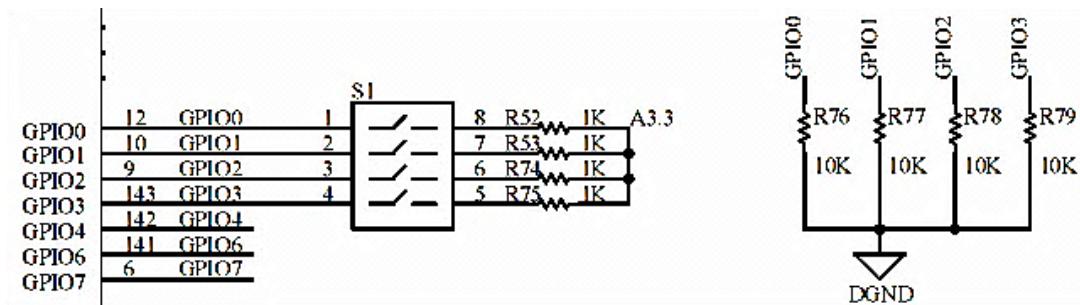
شکل (۳۸-۴) : مدار ریست استفاده شده

- قرار دادن یک چهار کلیدی dip-switch به منظور تعیین نحوه ریختن برنامه‌ها در داخل DSP.
- مطابق جدول (۱-۴) با صفر و یک نمودن پایه‌های GPIO0، GPIO1، GPIO2، GPIO3 در
- که به یک dip-switch متصل می‌باشند، نحوه بارگذاری برنامه در داخل DSP را می‌توان انتخاب
- نمود.

جدول (۱-۴) : نحوه انتخاب بارگذاری برنامه‌ها در داخل DSP [56]

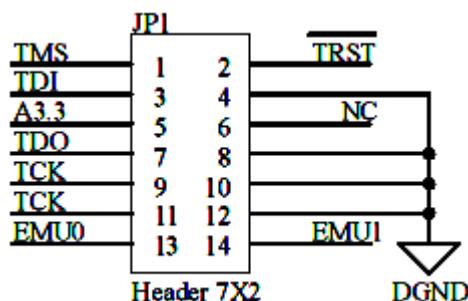
GPIO0	GPIO3	GPIO2	GPIO1	BOOT MODE PROCESS
0	0	0	0	Reserved
0	0	0	1	Serial (SPI) EPROM Boot (24-bit address) via McBSP0
0	0	1	0	USB
0	0	1	1	I ² C EEPROM (7-bit address)
0	1	0	0	Reserved
0	1	0	1	HPI – multiplexed mode
0	1	1	0	HPI – nonmultiplexed mode
0	1	1	1	Reserved
1	0	0	0	Execute from 16-bit-wide asynchronous memory (on CE1 space)
1	0	0	1	Serial (SPI) EPROM Boot (16-bit address) via McBSP0
1	0	1	0	8-bit asynchronous memory (on CE1 space)
1	0	1	1	16-bit asynchronous memory (on CE1 space)
1	1	0	0	Reserved
1	1	0	1	Reserved
1	1	1	0	Standard serial boot via McBSP0 (16-bit data)
1	1	1	1	Standard serial boot via McBSP0 (8-bit data)

طبق شکل (۳۹-۴) پایه‌های مربوطه از یک سمت به پایه‌های DSP و زمین و از سر دیگر توسط مقاومت‌های ۱ کیلو اهم به ولتاژ VCC متصل شده است. با اتصال هر سوئیچ، پایه‌ی مربوطه یک می‌شود.



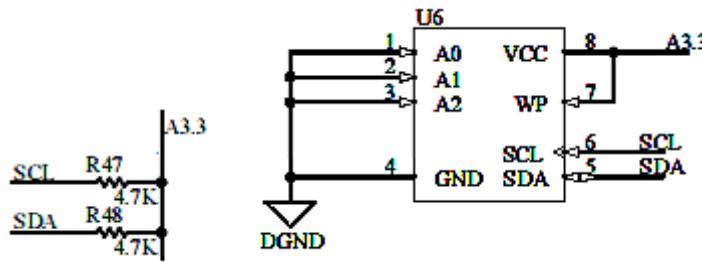
شکل (۳۹-۴) : نحوه اتصال Dip-Switch به پایه‌های DSP

- استفاده از یک هدیر ۱۲ پایه به منظور برنامه‌ریزی DSP. این header که در شکل (۴۰-۴) نشان داده شده است، با استفاده از JTAG برنامه را به DSP وارد می‌کند و در واقع وظیفه برنامه‌ریزی DSP را به عهده دارد.



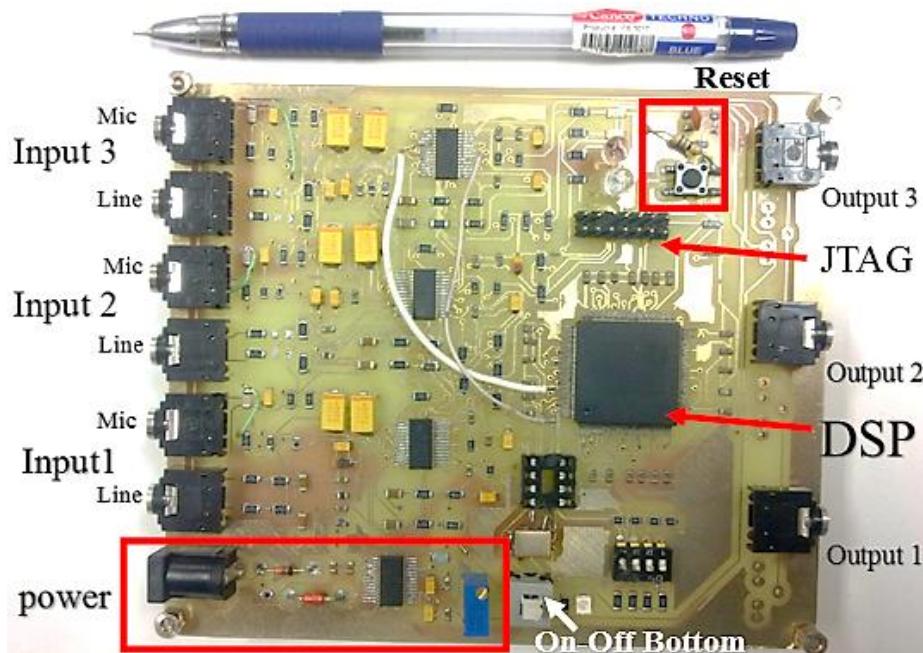
شکل (۴۰-۴) : هدیر ۱۲ پایه به منظور برنامه ریزی DSP

- استفاده از یک آی‌سی EEPROM با ظرفیت ۵۱۲ کیلو بایت جهت برنامه ریزی DSP بدون استفاده از JTAG. در شکل (۴۱-۴) نحوه اتصال پایه‌های آن نشان داده شده است.



شکل (۴۱-۴) : نحوه اتصال پایه‌های EEPROM

پس از بررسی‌های نهایی مدار اولیه بر روی برد PCB زده شد که در شکل (۴۲-۴) نشان داده شده است.



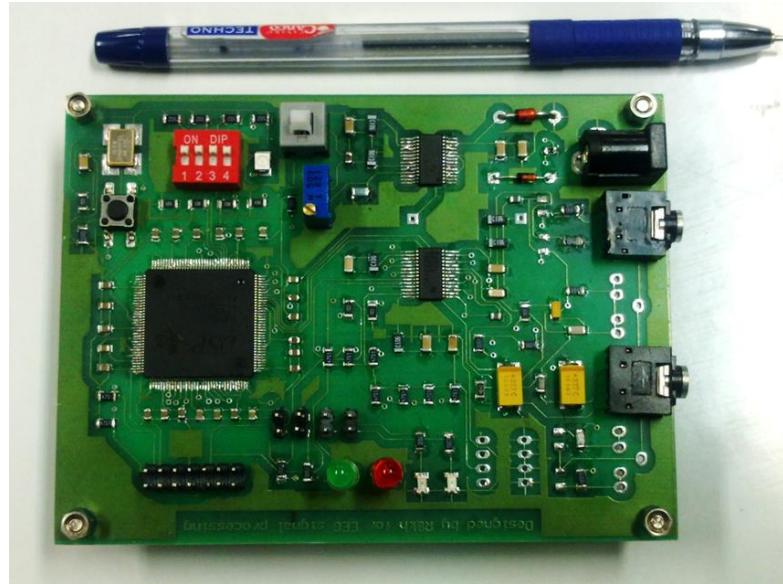
شکل (۴۲-۴) : مدار PCB طرح اولیه

مسلماً راه اندازی برد اولیه خالی از اشکال نبوده است که به طور خلاصه به بعضی از اشکالات اساسی و نحوه رفع عیب آن اشاره می‌نماییم.

- پس از تکمیل مدار و قبل از روشن نمودن آن، ملاحظه شد در مدار اتصال کوتاه رخ داده است که

با تست‌های مختلف مشخص شد خود آی‌سی DSP به دلیل رسیدن ولتاژ بیش از اندازه در هنگام تست یکی از دیودهای نورانی سوخته است. با تعویض آی‌سی و کریستال اسیلاتور مشکل مربوطه رفع شد.

- حدود ۳۰ ثانیه پس از روشن نمودن مدار، جریان به طور نمایی شروع به افزایش می‌نمود. پس از بررسی‌ها مشخص شد خازن‌های SMD الکتروولیت موجود در مدار، به صورت معکوس قرار گرفته بودند که با جابجایی آن‌ها این مشکل نیز برطرف گردید.
- در هنگام راه اندازی کدک‌ها، در خروجی یکی از آن‌ها سیگنالی مشاهده نشد که مشکل به دلیل عدم اتصال یکی از پایه‌های کدک مربوطه و آی‌سی DSP صورت پذیرفته بود که با اتصال یک سیم به صورت دستی این مشکل نیز برطرف گردید.
- با اتصال میکروفون صدایی در خروجی شنیده نمی‌شد که یک قطعی در مدار بایاس میکروفون سبب این مشکل شده بود که با رفع قطعی مذکور این مشکل نیز برطرف گردید.
- مدار ریست آی‌سی به درستی عمل نمی‌نمود و در بعضی مواقع بارگذاری برنامه‌ها به درستی صورت نمی‌گرفت. اصلاح مدار ریست و دریافت این نکته که JTAG مربوطه باید پس از روشن نمودن مدار به هدر مربوطه متصل شود سبب رفع این مشکل گردید.
- عملیات تنظیم رجیسترها کدک در فرکانس‌های بالاتر از ۹۶ مگاهرتز صورت نمی‌گرفت که این مشکل در مدار بعدی که با چاپ سبز صورت گرفت دیگر مشاهده نشد. پس از برطرف سازی مشکلات و راه اندازی مدار اولیه، به منظور کوچک سازی و بهینه نمودن آن، مدار دیگری برای این کار ساخته شد که تفاوت‌های عمدی آن در حذف دو کدک، اصلاح مدار ریست، تنظیم نمودن فیلترهای ورودی برای پردازش سیگنال‌های مغزی و استفاده از چاپ سبز بوده است. این برد نیز در شکل (۴۳-۴) نشان داده شده است.

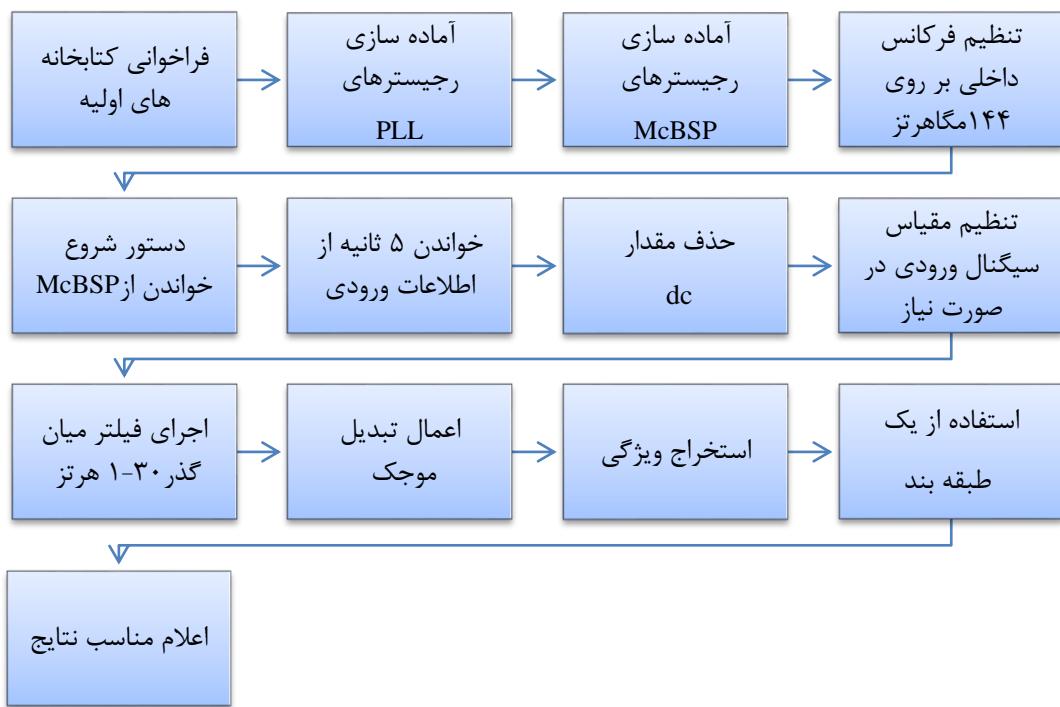


شکل (۴۳-۴) : مدار نهایی پردازش سیگنال

حتی راه اندازی این مدار نیز خالی از اشکال نبوده است. به طوریکه کدک به درستی عمل نمی‌نمود که با تعویض دوباره آن مشکل برطرف گردید.

۴-۳ الگوریتم اجرایی بر روی پردازنده

پس از طراحی سخت‌افزاری طرح، باید یک الگوریتم مناسب جهت تشخیص خواب آلودگی اجرا شود. پیش از آن باید فرکانس DSP، ثبات‌های کدک و ثبات‌های مربوط به پورت‌های McBSP جهت خواندن اطلاعات دیجیتال شده تنظیم شوند. در شکل (۴۴-۴) مراحل اجرا شده در DSP نشان داده شده است که در ادامه به توضیحات مختصری از هر بخش می‌پردازیم.



شکل (۴-۴) : مراحل الگوریتم اجرایی بر روی DSP

جهت استفاده از ادوات جانبی پردازنده باید از کتابخانه‌هایی که شرکت Texas برای این منظور در نظر گرفته است استفاده نمود. این کتابخانه‌ها که با عنوان کتابخانه انتخاب چیپ (CSL) شناخته می‌شوند از سایت شرکت^۲ قابل دانلود می‌باشند. به طور مثال در این پروژه از CSL های مربوط به تنظیم فرکانس داخلی و پورت‌های مربوط به پروتکل McBSP استفاده شده است که در اول فایل C باید فراخوانی شوند. سپس در مراحل بعدی از توابع موجود در این کتابخانه‌ها می‌توان استفاده نمود.

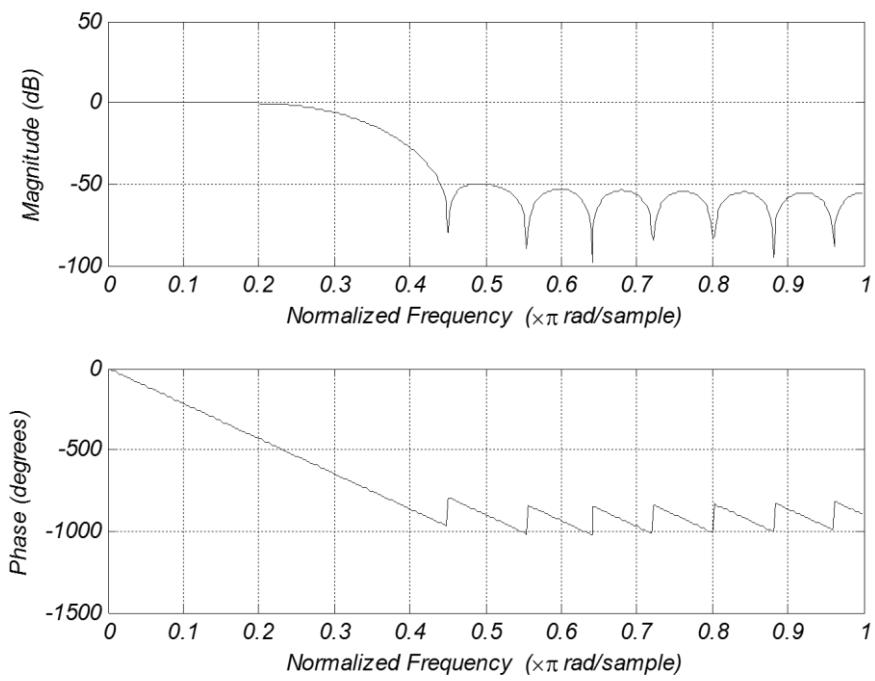
از آنجایی که کمترین فرکانس نمونه برداری در کدک، ۸ کیلو هرتز می‌باشد برای نمونه برداری از سیگنال‌های مغزی بسیار زیاد است و با در نظر گرفتن زمان نمونه برداری ۵ ثانیه، حجم حافظه بسیاری از پردازنده را به خود اختصاص می‌دهد. از این رو با برنامه نویسی و در نظر نگرفتن حجم اطلاعات خارج شده مشخص از کدک، فرکانس نمونه برداری را به ۲۰۰ هرتز کاهش داده‌ایم.

^۱ Chip Select Library

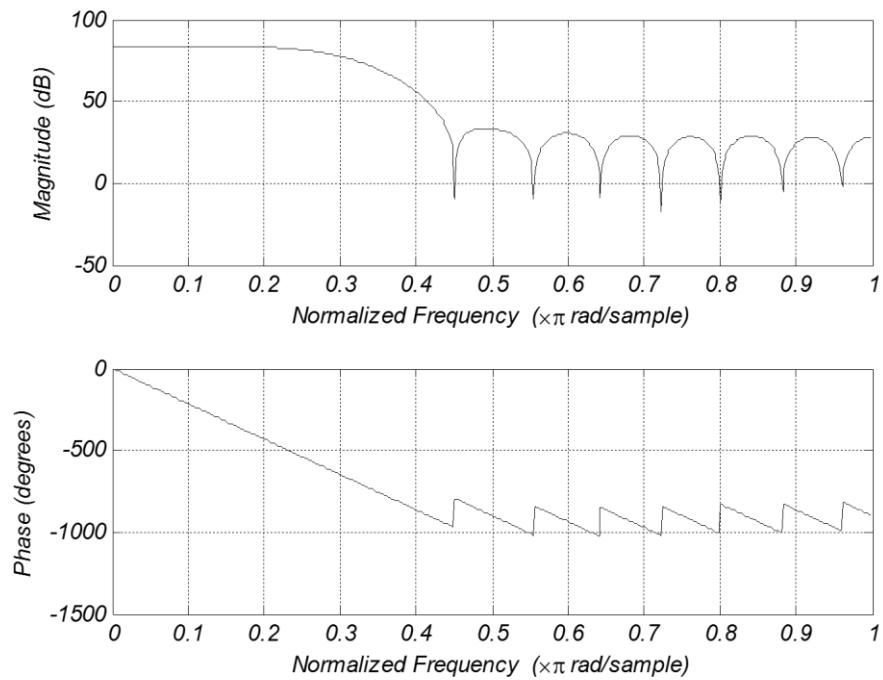
^۲ www.ti.com

برای انجام پالایش نیز، ابتدا یک فیلتر میان گذر FIR درجه ۲۴ در بازه فرکانسی ۱-۳۰ هرتز توسط برنامه متلب طراحی شده و سپس از ضرایب آن در برنامه C استفاده شده است. اما نکته قابل توجه در این است که ضرایب طراحی شده در متلب به صورت اعشاری می‌باشند که قابل استفاده در DSP نمی‌باشند. از این رو ضرایب طراحی شده در یک عدد بزرگ ضرب شده و سپس به نزدیک‌ترین عدد صحیح به خود گرد می‌شوند. این ضرایب سپس در برنامه فراخوانی شده و عمل پالایش بر روی سیگنال‌ها انجام می‌شود. در شکل (۴۵-۴) پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده با ضرایب اعشاری و در شکل (۴۶-۴) پاسخ فرکانسی همان فیلتر با ضرایب صحیح نشان داده شده است.

برای انجام عملیات پالایش و اعمال تبدیل موجک از توابع مخصوصی استفاده شده است که در کتابخانه‌های imagelib و dsplib قرار دارند. این کتابخانه‌ها نیز توسط شرکت Texas به صورت بهینه جهت اجرای الگوریتم‌های مربوط به پردازش تصویر و تعدادی از توابع ریاضی پرکاربرد تهیه شده‌اند. تبدیل موجک نیز با استفاده از ضرایب موجک db3 و تا ۵ مرحله صورت پذیرفته است که در فصل آینده در این ارتباط بیشتر توضیح داده خواهد شد.

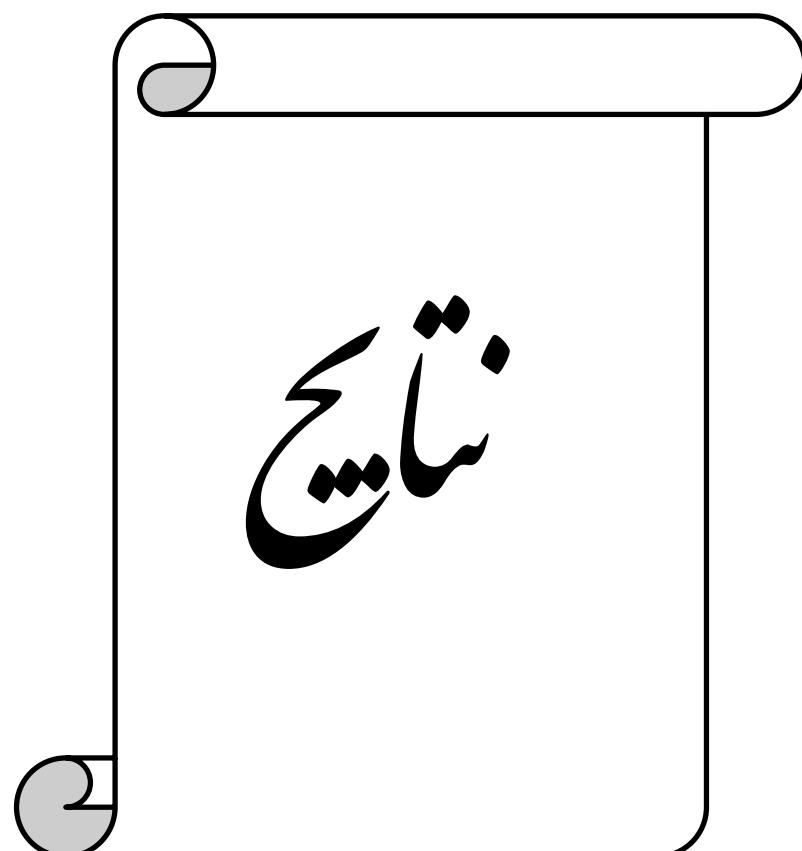


شکل (۴۵-۴) : پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده در مطلب با ضرایب اعشاری



شکل (۴۶-۴) : پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده با ضرایب صحیح

فصل پنجم



۱-۵ تهیه پایگاه داده

برای بررسی روش‌های ذکر شده در فصل دوم، نیازمند یک پایگاه داده معتبر می‌باشیم تا بتوانیم بهترین روش را جهت پیاده سازی عملی مورد استفاده قرار دهیم. با توجه به نبود پایگاه داده مناسب در این زمینه و تجهیزات موجود در آزمایشگاه پردازش سیگنال دانشگاه شاهروд اقدام به تهیه یک پایگاه داده در این زمینه نموده‌ایم که در این فصل نحوه ایجاد و نتایج حاصل از آن و نتایج حاصل از شبیه سازی سازی طراحی شده را بیان خواهیم کرد.

۱-۱-۵ ویژگی‌های داوطلبین

برای تهیه این پایگاه داده از ۲۰ نفر داوطلب مرد با میانگین سنی ۲۴ سال و داشتن حداقل ۱ سال سابقه رانندگی در شهر درخواست شد تا با شرایط تعریف شده به رانندگی با دستگاه شبیه ساز پردازند. انجام آزمایشات در دو حالت هوشیاری و خواب آلودگی داوطلبین صورت پذیرفته است. برای انجام آزمایش هوشیاری از داوطلبین خواسته شد تا شب قبل از تست، استراحت کافی داشته باشند تا با هوشیاری کامل به انجام تست بپردازند و با توجه به اینکه اکثر تست‌ها در هنگام صبح انجام می‌شد، برای انجام تست در حالت خواب آلودگی نیز از داوطلبین خواسته شد تا شب قبل از تست را کاملاً بیدار بمانند تا با خستگی کامل برای انجام تست حاضر شوند.

۲-۱-۵ تجهیزات مورد استفاده

برای دریافت سیگنال‌های داوطلبین از یک دستگاه نوار مغزی ۲۴ کاناله شرکت شعله دانش با فرکانس نمونه برداری ۱۵۰ هرتز استفاده شده است (شکل ۱-۵). نحوه قرارگیری الکترودها بر روی سر داوطلبین نیز توسط استاندارد ۲۰-۱۰ صورت پذیرفته است. اطلاعات جمع آوری شده ابتدا توسط این دستگاه به کامپیوتر منتقل شده تا پس از پردازش اولیه مورد استفاده قرار گیرند.



شکل (۱-۵) : دستگاه ۲۴ کاناله ضبط سیگنال مغزی

با توجه به اینکه هدف از انجام آزمایشات قرار دادن داوطلبین در شرایط رانندگی است، از داوطلبین خواسته شد تا حین دریافت سیگنال‌ها به رانندگی با یک دستگاه شبیه ساز بپردازنند. در شکل (۲-۵) این وسیله که شامل یک فرمان، دنده، پدال گاز و ترمز است نشان داده شده و با توجه به بودجه درنظر گرفته شده برای انجام این پژوهش، وسیله فوق مناسب ترین ابزار جهت قرار دادن داوطلبین در شرایط رانندگی بوده است. جهت انتخاب مسیرهای مناسب رانندگی نیز بازی Shift برای این منظور در نظر گرفته شد. انجام تست‌ها در حالت هوشیاری در سه مسیر مختلف به طول متوسط ۷ کیلومتر، و در حالت خواب آلودگی در یک مسیر به طول ۲۰ کیلومتر صورت گرفته است که در هنگام انجام تست‌ها از داوطلبین خواسته شده تا تلفن همراه خود را در حالت خاموش گذاشته و تمامی تمرکز خود را بر روی هدایت وسیله نقلیه در مسیر مشخص شده قراردهند. همچنین تمام لامپ‌های فلورسنت نیز در هنگام انجام تست‌ها خاموش بوده‌اند. شکل (۳-۵) یکی از داوطلبین را در هنگام انجام تست هوشیاری نمایش می‌دهد.



شکل (۲-۵) : فرمان شبیه ساز رانندگی



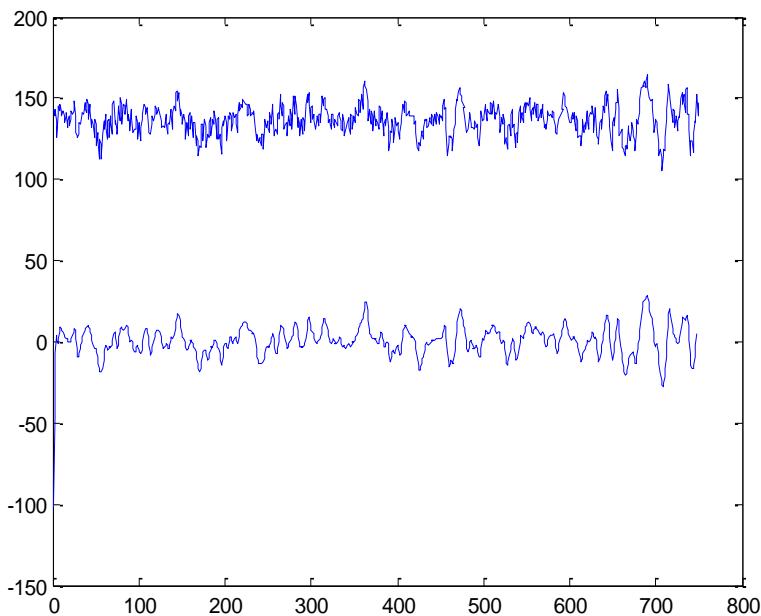
شکل (۳-۵) : داطلب در حال انجام تست هوشیاری

۳-۱-۵ پیش پردازش داده‌های دریافتی

با توجه به اینکه سعی شد تا برای کاهش نویز محیط و دریافت بهترین سیگنال‌ها تمامی تست‌ها در شرایطی نزدیک به حالت ایده‌آل صورت پذیرد اما جلوگیری از حضور برخی نویزها انکار ناپذیر بوده است که از جمله می‌توان به نویزهای ناشی از قرار گیری نادرست الکترودها بر روی سر و وجود موهای زیاد در زیر الکترودها و همچنین نویز ناشی از حرکات بدن داطلبین که در هنگام رانندگی ایجاد می‌شد اشاره نمود.

از آنجایی که بیشترین اطلاعات سیگنال‌های معزی در بازه فرکانسی ۱-۳۰ هرتز موجود است از یک فیلتر میان‌گذر FIR درجه ۱۲ برای پالایش این سیگنال‌ها استفاده شده است. در شکل

(۴-۵) ۵ ثانیه از یک سیگنال دریافتی قبل (سیگنال بالایی) و بعد از فیلتر کردن (سیگنال پایینی) نشان داده شده است.



شکل (۴-۵) : ۵ ثانیه از سیگنال دریافتی قبل و بعد از عملیات فیلتر کردن

۴-۱-۵ استخراج ویژگی

برای استخراج ویژگی از داده‌های دریافتی، جهت یکسان سازی اطلاعات دریافتی، اطلاعات ۱۰ دقیقه رانندگی هر داوطلب در حالت هوشیاری و خواب آلودگی به بازه‌های ۵ ثانیه‌ای تقسیم بندی شده که در نتیجه برای هر داوطلب ۱۲۰ نمونه در حالت هوشیاری و ۱۲۰ نمونه در حالت خواب آلودگی ایجاد شده است. سپس توسط تبدیل موجک، تبدیل بسته‌ی موجک و روش ردگیری انطباق به استخراج ویژگی از سیگنال‌ها پرداخته شده است.

البته انتخاب زمان ۵ ثانیه تا حدودی به صورت تجربی و با رویکردی عملی صورت پذیرفته است. با توجه به اینکه سیگنال‌های مغزی کاملاً غیر ایستا بوده و شکل مشخصی ندارند مدتی زمان

لازم است تا ویژگی‌های مطلوب در سیگنال‌ها پدیدار شوند. از این رو زمان ۵ ثانیه برای این منظور در نظر گرفته شد تا در صورت پیاده سازی عملی الگوریتم‌های فوق نیز بتوان به صورت برخط حالت هوشیاری در فرد در حال رانندگی را تخمین زد.

کanal‌های انتخابی برای مقایسه سیگنال‌ها نیز با توجه به تحقیقات قبلی صورت گرفته در این زمینه انتخاب شده‌اند. در حالت اول، کanal‌های FZ,F3,C3,C4 و در حالت دوم، کanal‌های O1,O2 برای انجام مقایسه مورد آزمایش قرار گرفته‌اند. لازم به ذکر است در تمامی آزمایش‌ها از کanal CZ به عنوان مرجع استفاده شده است.

جهت استخراج ویژگی با استفاده از تبدیل موجک بدین صورت عمل شده است که ابتدا نمونه‌های ۵ ثانیه‌ای سیگنال، توسط موجک $db3$ جهت انتخاب ویژگی از بازه‌های فرکانسی مختلف به سطوح متفاوتی تجزیه شده سپس انرژی آخرین سیگنال تقریب توسط رابطه (۱-۵) محاسبه شده و از آن به عنوان ویژگی استفاده شده است که در این رابطه X_i ضرایب سیگنال تقریب بدست آمده در مرحله آخر پس از اعمال تابع موجک می‌باشد. انتخاب موجک داییشز ۳ نیز بر اساس آزمایشات صورت گرفته بر روی افراد انتخاب شد. خصوصیت این خانواده از موجک‌ها در سادگی و تخمین خوب آنها از سیگنال‌های غیر ایستا و آزمایش‌های قبلی صورت گرفته با استفاده از این خانواده سبب شد تا این خانواده جهت بررسی ادامه آزمایش‌ها مورد استفاده قرار گیرند.

$$E = \sum_{i=1}^N (|X_i|)^2 \quad (1-5)$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, N$$

همچنین از آن جایی که در هنگام خواب آلودگی فرکانس سیگنال‌های مغزی کاهش پیدا می‌کند در نتیجه انرژی در باندهای فرکانسی پایین سیگنال‌های مغزی افزایش می‌یابد. بنابراین با انتخاب ۴ سطح تجزیه و نیز با توجه به این نکته که فرکانس نمونه برداری از سیگنال‌ها ۱۵۰ هرتز بوده است از باند فرکانسی ۹-۰ هرتز جهت استخراج ویژگی استفاده شده است.

در انتهای با توجه به تعداد کانال‌های انتخابی یک ماتریس ویژگی برای حالت‌های هوشیاری و خواب آلدگی ایجاد می‌شود. مثلاً برای حالت اول یک ماتریس ویژگی 240×4 که ۱۲۰ نمونه اول برای حالت هوشیاری و ۱۲۰ نمونه دوم برای حالت خواب آلدگی است و برای حالت دوم یک ماتریس ویژگی 240×2 که مشابه بالا ۱۲۰ نمونه اول برای حالت هوشیاری و ۱۲۰ نمونه دوم برای حالت خواب آلدگی ایجاد شده است.

در روش ردگیری انطباق نیز از سه نوع دیکشنری متفاوت که مبتنی بر موجک‌های مختلفی هستند نیز استفاده شده که در رابطه‌های (۲-۵)، (۳-۵) و (۴-۵) معرفی شده‌اند. البته این روش صرفاً جهت تحلیل داده‌های دریافتی و مقایسه آن با تبدیل موجک استفاده شده است و با توجه به پیچیدگی‌های فراوان آن جهت پیاده سازی بر روی سخت افزار خیلی به جزئیات آن پرداخته نشده است.

$$1-dic = \left\{ \begin{array}{l} \{\text{'db3'}, 2\}, \{\text{'sym4'}, 2\}, \{\text{'wphaar'}, 2\}, \\ \{\text{'haar'}, 2\} \end{array} \right\} \quad (2-5)$$

$$2-dic = \{\text{'dct'}, \text{'sin'}, \text{'RnIdent'}\} \quad (3-5)$$

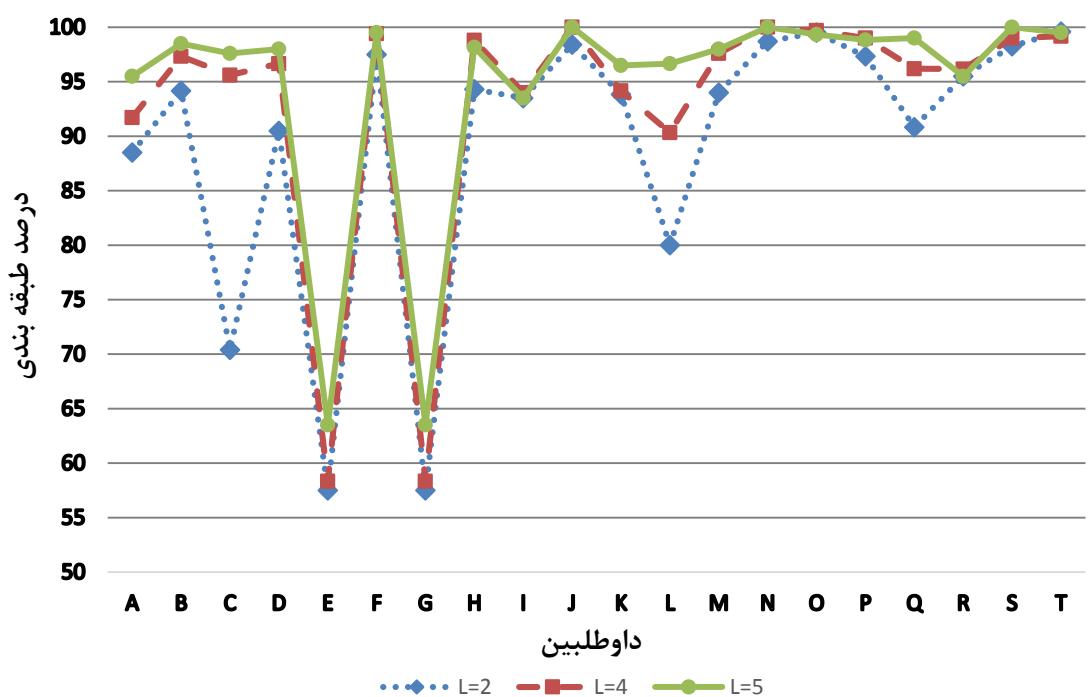
$$3-dic = \left\{ \begin{array}{l} \{\text{'db3'}, 2\}, \{\text{'sym4'}, 2\}, \{\text{'haar'}, 2\}, \\ \{\text{'dct'}, \text{'RnIdent'}\} \end{array} \right\} \quad (4-5)$$

بردارهای ویژگی پس از آماده سازی برای هر داوطلب به ماشین بردار پشتیبان خطی داده شد تا میزان تفکیک پذیری داده‌های بدست آمده بررسی شوند. نتایج حاصله در بخش بعدی نشان داده شده‌اند.

۵-۱-۵ نتایج حاصل از پایگاهداده

پس از بررسی‌های اطلاعات دریافتی به نتایج قابل توجهی دست یافته‌ایم که به صورت خلاصه در زیر بیان می‌شوند. در نمودار (۱-۵) که درصد طبقه بندی، با انتخاب ۴ کanal از سیگنال‌های مغزی نشان داده شده است، ملاحظه می‌شود با افزایش تعداد سطوح تجزیه درصد طبقه بندی نیز افزایش یافته است. در این نمودار، L مناسب با تعداد سطوح تجزیه توسط تابع موجک می‌باشد.

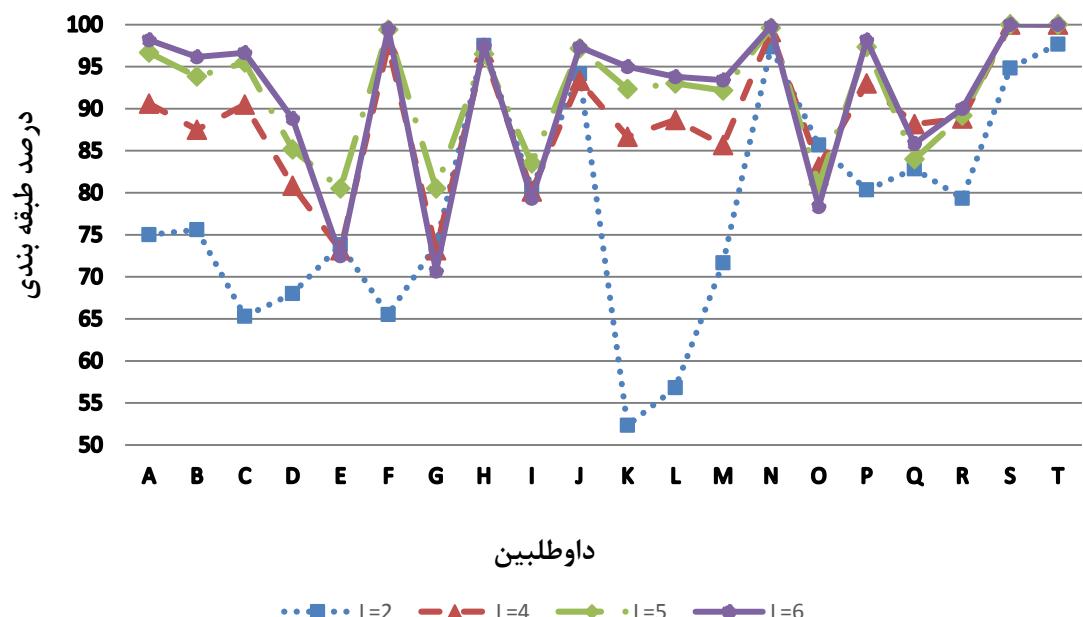
با افزایش تعداد سطوح تجزیه، عرض باندها کمتر شده و در نتیجه حساسیت به تغییرات انرژی در باندها و بنابراین تفکیک پذیری بیشتر می‌شود.



نمودار (۱-۵) : درصد طبقه بندی با انتخاب کanal‌های FZ,F3,C3,C4

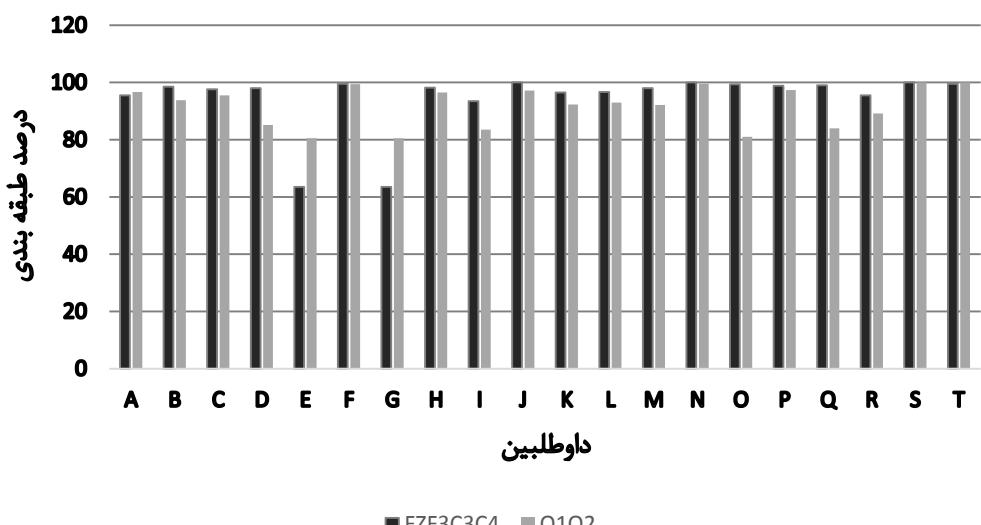
در نمودار (۲-۵) درصد طبقه بندی داده‌های دریافتی تنها با انتخاب ۲ کanal از سیگنال‌های مغزی نشان داده شده است. این کanal‌ها (O1,O2) که در ناحیه پشت سرقرار دارند بهترین کanal‌ها

از جهت نداشتن مزاحمت برای راننده در حین رانندگی و تشخیص خواب آلودگی می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند.



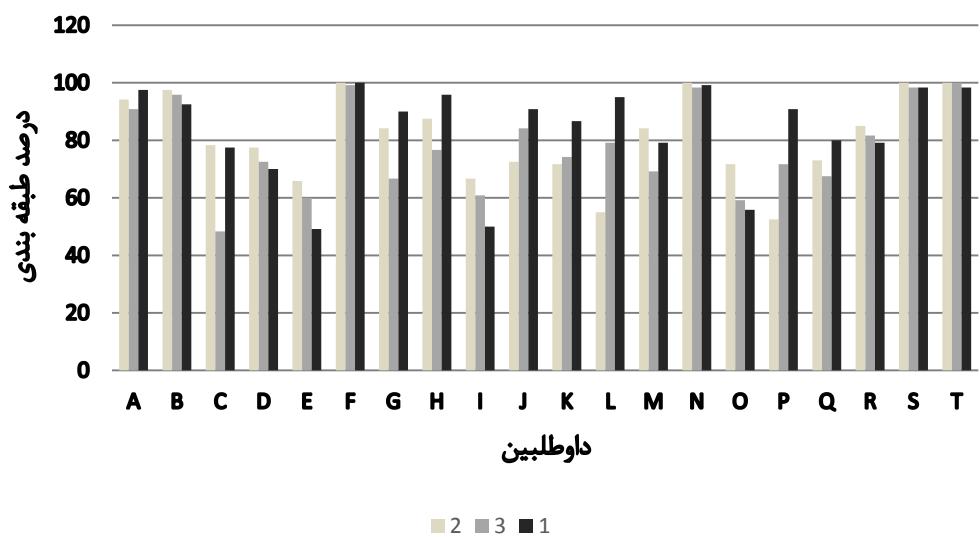
نمودار (۳-۵) : درصد طبقه بندی داده ها بر اساس انتخاب کانال های O1,O2

در نمودار (۳-۵) یک مقایسه بین درصد طبقه بندی با انتخاب ۲ و ۴ کانال از سیگنال های مغزی و انتخاب ۵ سطح تجزیه توسط موجک db3 صورت گرفته است که با توجه به آن می‌توان چنین نتیجه گرفت که با انتخاب حتی دو کانال نیز، امکان تشخیص خواب آلودگی در افراد وجود دارد.



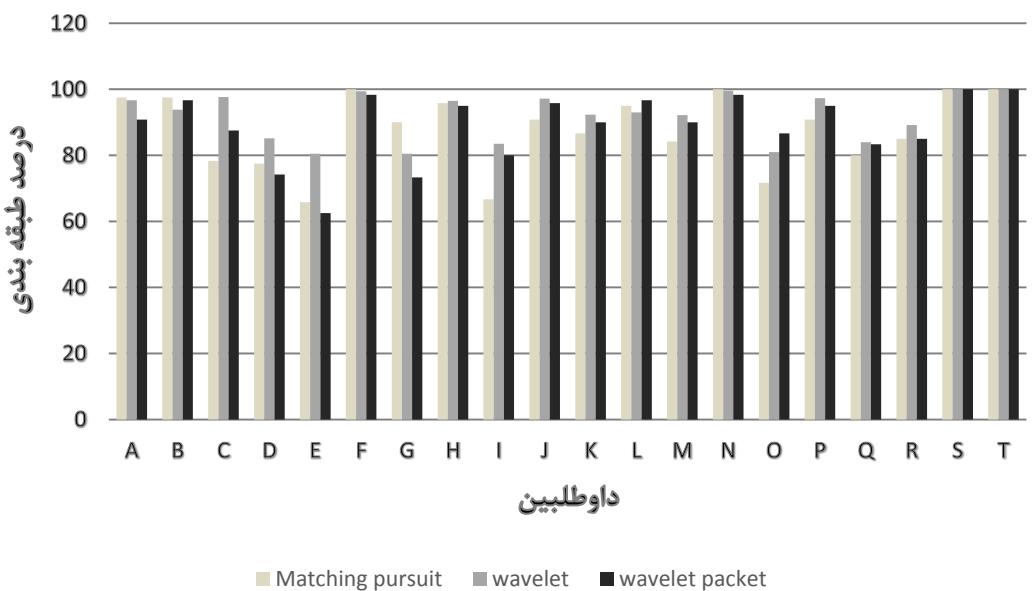
نمودار (۳-۵) : مقایسه درصد طبقه بندی با انتخاب ۲ و ۴ کanal از سیگنال‌های مغزی

در نمودار (۴-۵) نتایج روش ردگیری انطباق بر اساس سه نوع دیکشنری که در بخش قبل معرفی شدند نشان داده شده است. اعداد ذکر شده نیز مطابق شماره دیکشنری‌های معرفی شده در متن می‌باشند همانطور که ملاحظه می‌شود نوع دیکشنری انتخابی در نتایج بدست آمده تاثیر به سزاوی دارد. تحقیقات در زمینه نحوه انتخاب دیکشنری بر اساس نوع سیگنال مورد بررسی، همچنان ادامه دارد.



نمودار (۴-۵) : مقایسه درصد طبقه بندی بر اساس سه نوع دیکشنری در روش ردگیری انطباق

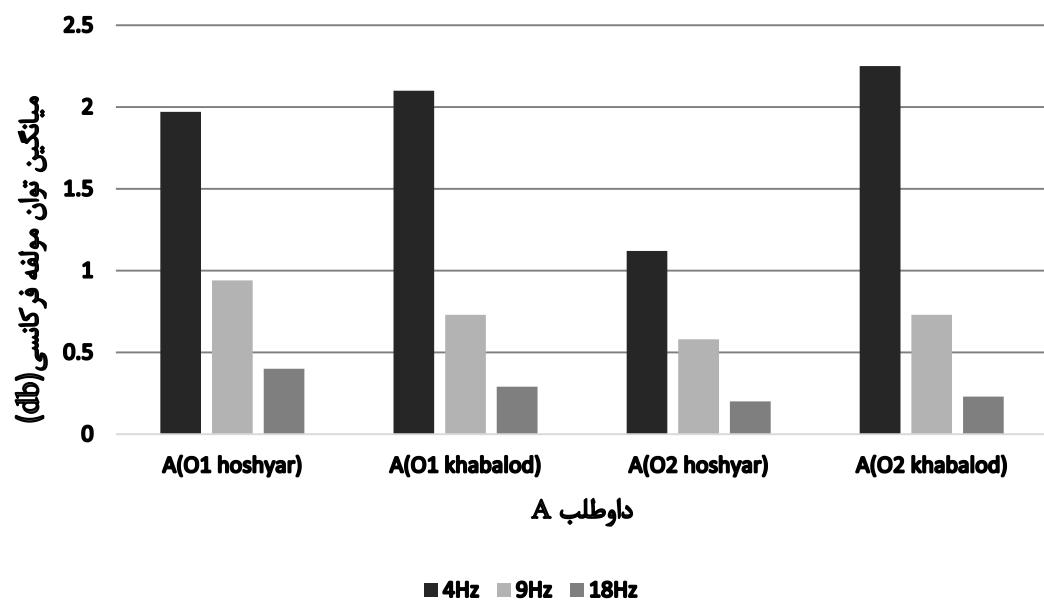
در نمودار (۵-۵) یک مقایسه بین سه روش استفاده شده جهت استخراج ویژگی نشان داده شده است که با توجه به آن در می‌یابیم نتایج حاصل از روش تبدیل موجک و تبدیل بسته موجک بسیار به یکدیگر نزدیک بوده و در روش ردگیری انطباق نیز با انتخاب اعضای صحیح دیکشنری می‌توان نتایج بسیار خوبی بدست آورد.



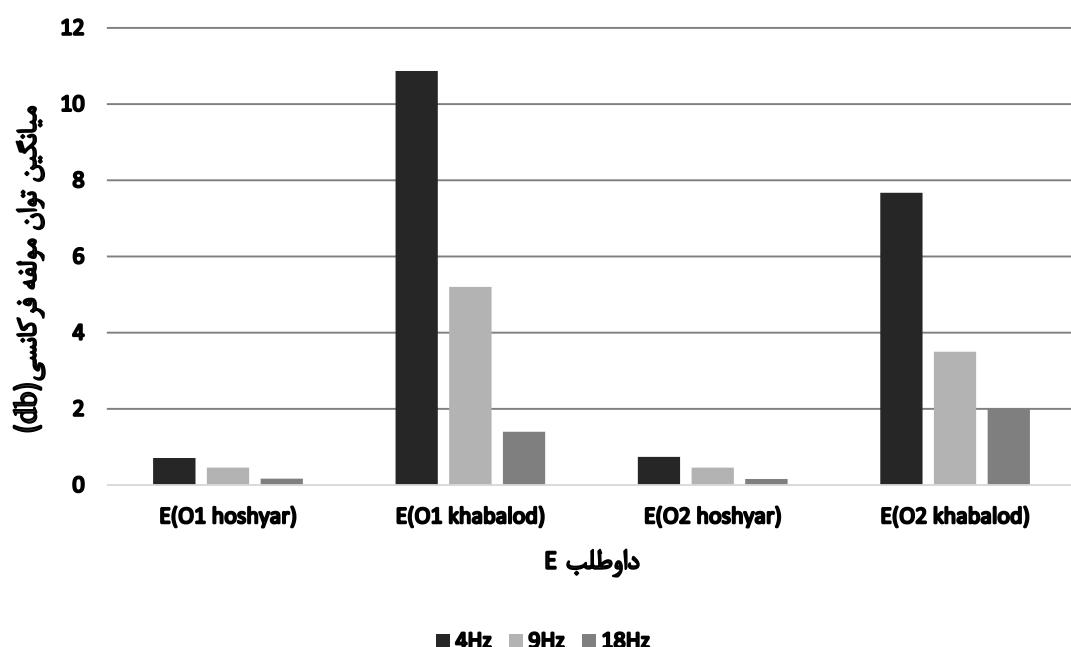
نمودار (۵-۵) : مقایسه سه روش استخراج ویژگی

در ادامه سعی شد تا یک ویژگی مشترک، در بین افرادی که بالاترین درصد طبقه بندی را به خود اختصاص داده بودند پیدا کنیم تا بتوانیم از آن به عنوان یک معیار اصلی برای آزمایش سخت افزار طراحی شده استفاده نماییم.

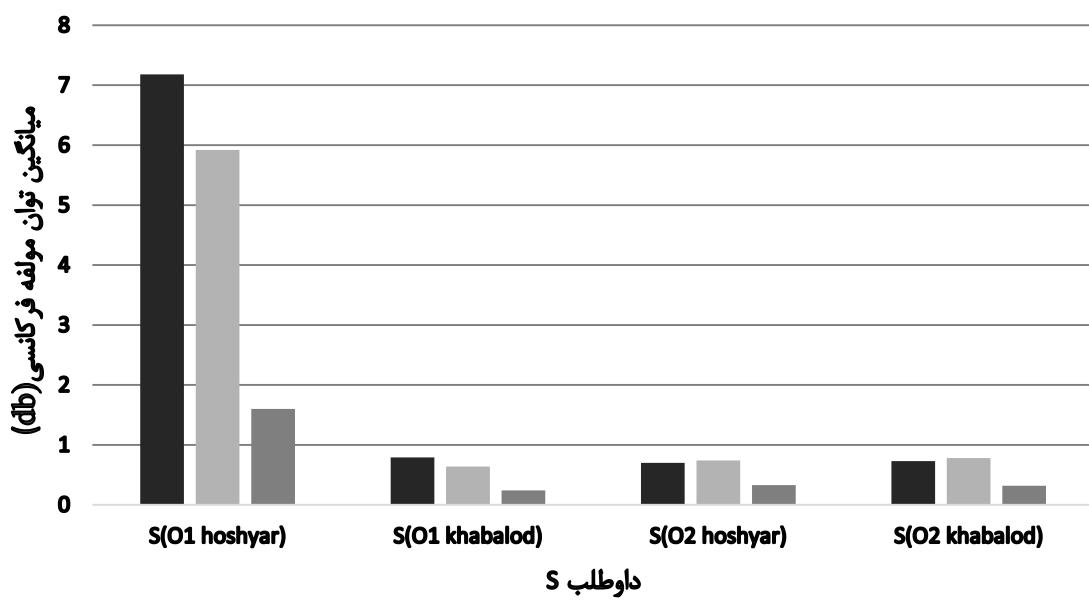
در اولین گام میانگین توان مولفه‌های فرکانسی ۴ نفر از افرادی که بالاترین درصد طبقه بندی را از خود نشان داده بودند محاسبه شد. سه فرکانس ۱۸، ۹ و ۴ هرتز که هر کدام به ترتیب در بازه‌های فرکانسی تتا، آلفا و بتا قرار دارند برای این منظور انتخاب شده‌اند. در نمودارهای (۵-۶) تا (۵-۹) نتایج مربوط به ۴ نفر ذکر شده نشان داده شده است. در واقع انتظار داشتیم که برای تمامی افراد در حالت هوشیاری میانگین توان در فرکانس ۱۸ هرتز در مقایسه با ۴ هرتز افزایش قابل ملاحظه‌ای داشته باشد که این چنین نبود. تنها می‌توان چنین نتیجه گرفت که با افزایش خواب آلودگی تقریباً تمامی مولفه‌های فرکانسی افزایش می‌یابند.



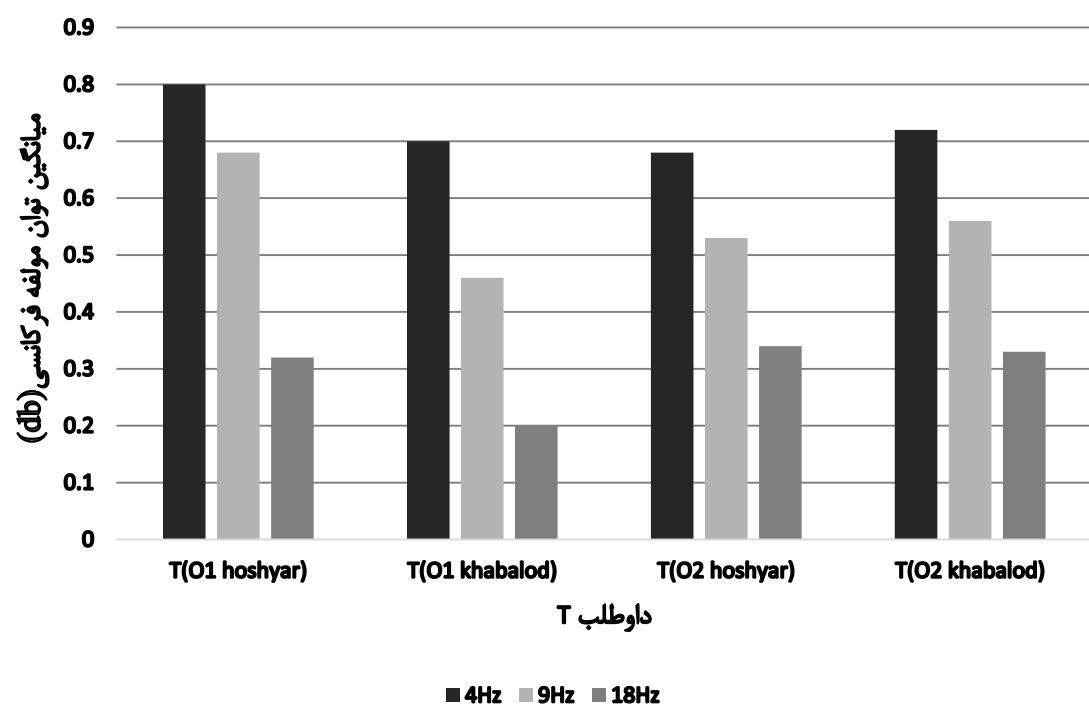
نمودار (۶-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸و۹،۴ هرنز برای شخص A



نمودار (۷-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸و۹،۴ هرنز برای شخص E



نمودار (۸-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸،۹،۴ هرتز برای شخص S



نمودار (۹-۵) : میانگین توان مولفه فرکانسی در سه فرکانس ۱۸،۹،۴ هرتز برای شخص T

درادامه به دنبال یافتن ویژگی‌های مناسب دیگر میانگین انرژی ضرایب تبدیل موجک و تبدیل بسته موجک در بازه فرکانسی ۰-۴/۵ هرتز مربوط به ۶ نفر از افراد دارای درصد طبقه بندی بالا محاسبه شد که در جدول (۱-۵) و (۲-۵) نتایج مربوط به این نوع تبدیل نشان داده شده است. در این مرحله نیز انتظار می‌رفت در حالت خواب آلودگی میانگین انرژی ضرایب افزایش چشمگیری داشته باشد که به غیر از مورد E و T این حالت مشاهده نشد.

بنابراین یک نتیجه اولیه مبنی بر عدم یکسان بودن سیگنال‌های بدست آمده در افراد مختلف در حالت‌های هوشیاری و خواب آلودگی بدست آمد که تصمیم گرفته شد با استفاده از دستگاه طراحی شده، ویژگی انرژی ضرایب موجک برای فرد مشخصی بدست آورده شود و از طریق آن ویژگی‌ها بتوان حالت‌های هوشیاری و خواب آلودگی فرد را تخمین زد. در بخش بعد نتایج حاصل از سخت افزار طراحی شده گزارش شده است.

جدول (۱-۵) : میانگین ضرایب بسته موجک متناسب با فرکانس ۴/۵ -۰ هرتز

داوطلب	کanal	حالت فرد	انرژی باند فرکانسی
A	01	هوشیار	2.34e6
		خواب آلود	2.19e6
	02	هوشیار	2.32e6
		خواب آلود	2.20e6
D	01	هوشیار	2.30e6
		خواب آلود	2.09e6
	02	هوشیار	2.32e6
		خواب آلود	2.11e6
E	01	هوشیار	2.29e6
		خواب آلود	4.79e6
	02	هوشیار	2.3e6
		خواب آلود	4.17e6
G	01	هوشیار	2.63e6
		خواب آلود	2.19e6
	02	هوشیار	2.29e6
		خواب آلود	2.15e6
S	01	هوشیار	3.6e6
		خواب آلود	2.46e6
	02	هوشیار	2.18e6
		خواب آلود	2.05e6
T	01	هوشیار	2.06e6
		خواب آلود	2.27e6
	02	هوشیار	2.07e6
		خواب آلود	2.2e6

جدول (۲-۵) : انرژی ضرایب تبدیل موجک متناسب ضرایب A5

انرژی باند فرکانسی	حالت فرد	کanal	داوطلب	
2.49e6	هوشیار	O1	A	
2.32e6	خواب آلود			
2.44e6	هوشیار	O2		
3.33e6	خواب آلود			
2.42e6	هوشیار	O1	D	
2.21e6	خواب آلود			
2.44e6	هوشیار	O2		
2.22e6	خواب آلود			
2.39e6	هوشیار	O1	E	
6.68e6	خواب آلود			
2.4e6	هوشیار	O2		
3.33e6	خواب آلود			
8.45e6	هوشیار	O1	G	
4.32e6	خواب آلود			
4.64e6	هوشیار	O2		
4.33e6	خواب آلود			
3.6e6	هوشیار	O1	S	
2.47e6	خواب آلود			
2.18e6	هوشیار	O2		
2.05e6	خواب آلود			
2.26e6	هوشیار	O1	T	
2.37e6	خواب آلود			
2.17e6	هوشیار	O2		
2.39e6	خواب آلود			

۲-۵ نتایج بدست آمده از سخت افزار طراحی شده

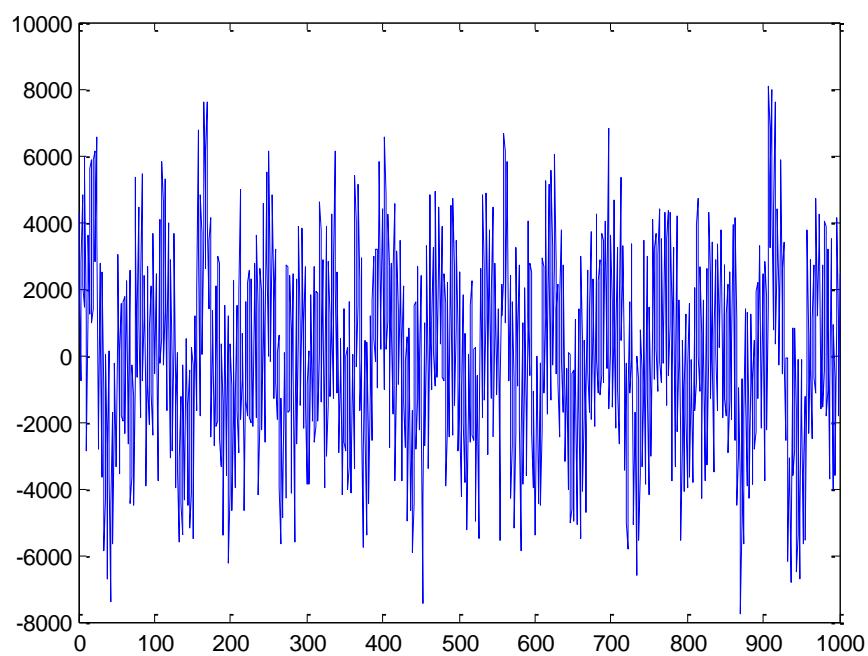
در فصل قبل نشان داده شد توانستیم یک سیستم دو کاناله دریافت سیگنال‌های مغزی را طراحی نموده و عملیاتی نماییم. در این بخش، مراحلی که سیگنال ۵ ثانیه‌ای نمونه برداری شده وارد پردازنده شده و تا زمانی که ویژگی‌های مناسبی از آن استخراج شود به طور خلاصه شرح داده می‌شود.

در شکل (۵-۵) یک نمونه سیگنال ۵ ثانیه نمونه برداری شده توسط کدک، پس از عملیات کاهش فرکانس به ۲۰۰ هرتز، و تبدیل فوریه آن در شکل (۶-۵) نشان داده شده است.

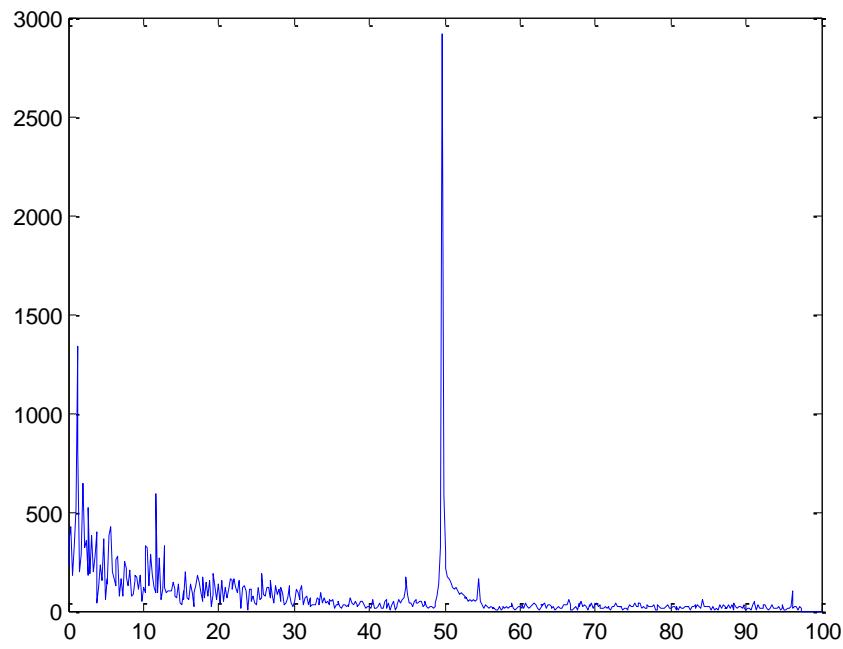
به وضوح وجود نویز ۵۰ هرتز در سیگنال دریافتی قابل مشاهده است. از این رو از یک فیلتر میان گذر درجه ۲۴ جهت از میان بردن این نویز و فرکانس‌ها بالا استفاده شده است که سیگنال دریافتی پس از اعمال فیلتر میان گذر در شکل (۷-۵) و تبدیل فوریه آن در شکل (۸-۵) نشان داده شده است که در آن دیگر اثری از نویز ۵۰ هرتز مشاهده نمی‌شود.

در ادامه به منظور استخراج ویژگی از سیگنال دریافت شده،تابع موجک db3 تا ۵ سطح تجزیه اعمال می‌شود که در شکل (۹-۵) سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک نشان داده شده است. همچنین یک مقایسه بین تابع موجک اعمالی در برنامه کد کمپوزر و برنامه متلب انجام شده که خروجی حاصل از اعمال تابع موجک در متلب نیز در شکل (۱۰-۵) نشان داده شده است.

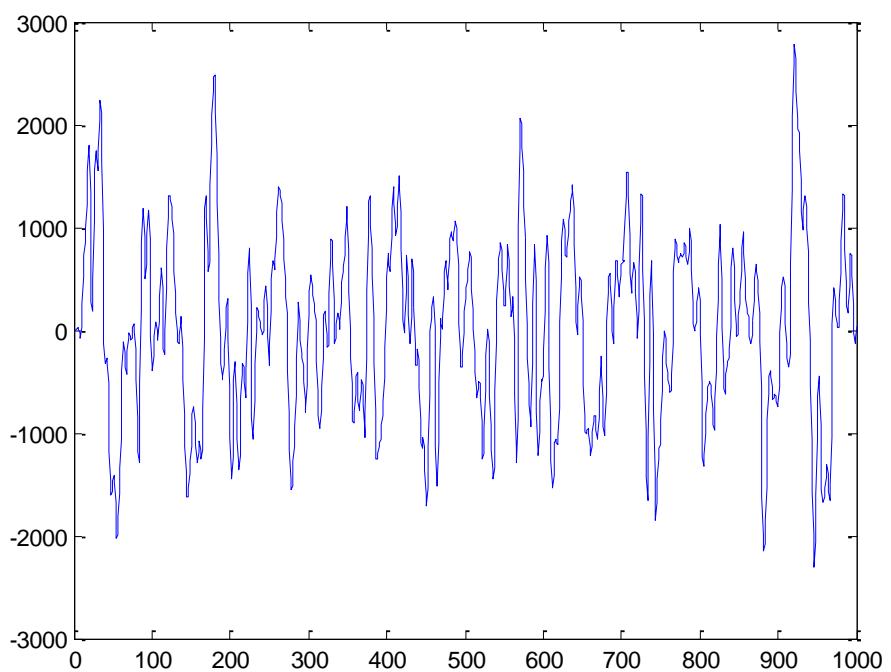
از این مرحله به بعد انرژی ۳۶ ضریب اول خروجی تابع موجک که متناظر با فرکانس ۷۰ هرتز می‌باشد به عنوان ویژگی این سیگنال استخراج می‌شود.



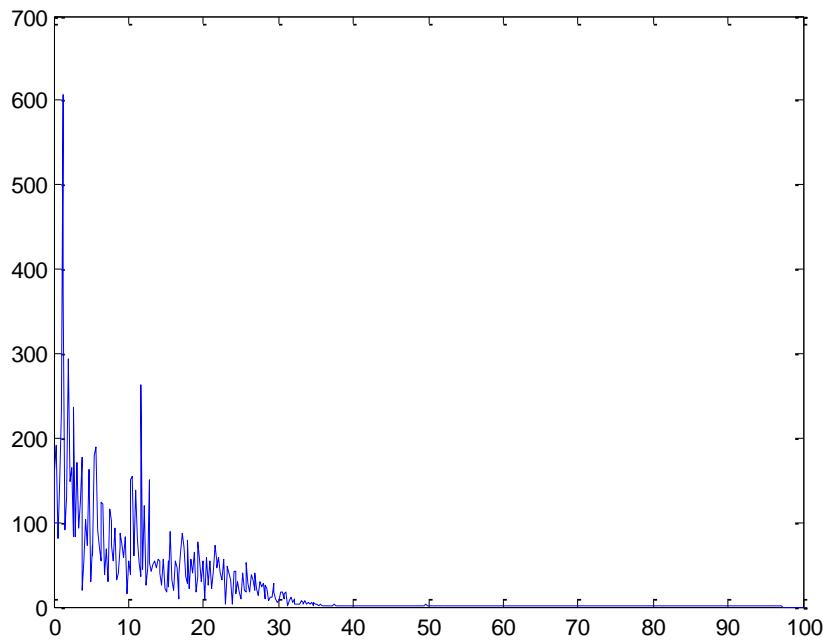
شکل (۵-۵) : ۵ ثانیه از سیگنال مغزی نمونه برداری شده دریافتی



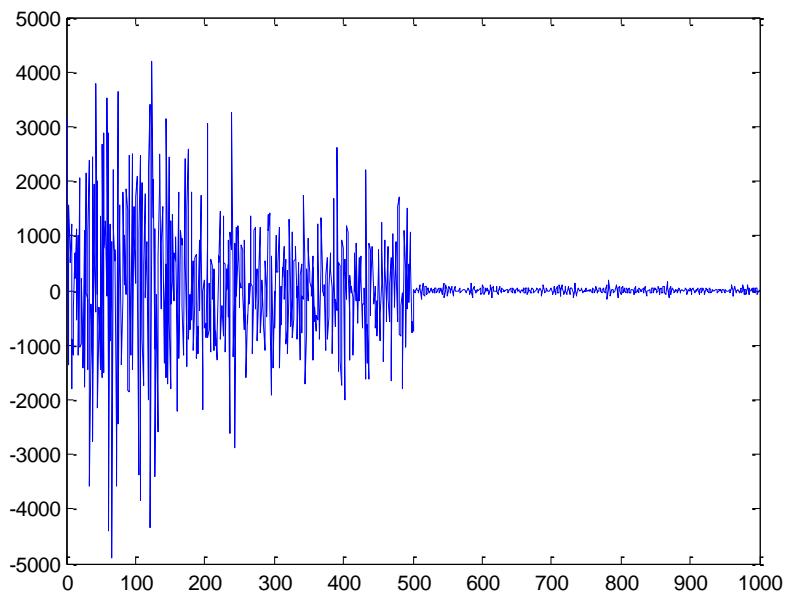
شکل (۶-۵) : تبدیل فوریه سیگنال دریافت شده



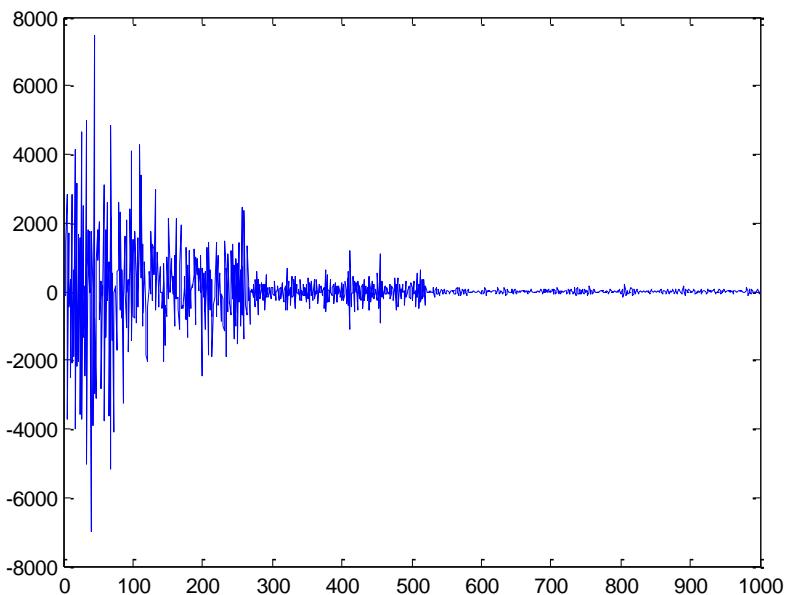
شکل (۷-۵) : سیگنال دریافت شده پس از عبور از فیلتر میان گذر



شکل (۸-۵) : تبدیل فوریه سیگنال دریافت پس از عبور از فیلتر میان گذر



شکل (۹-۵) : ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک



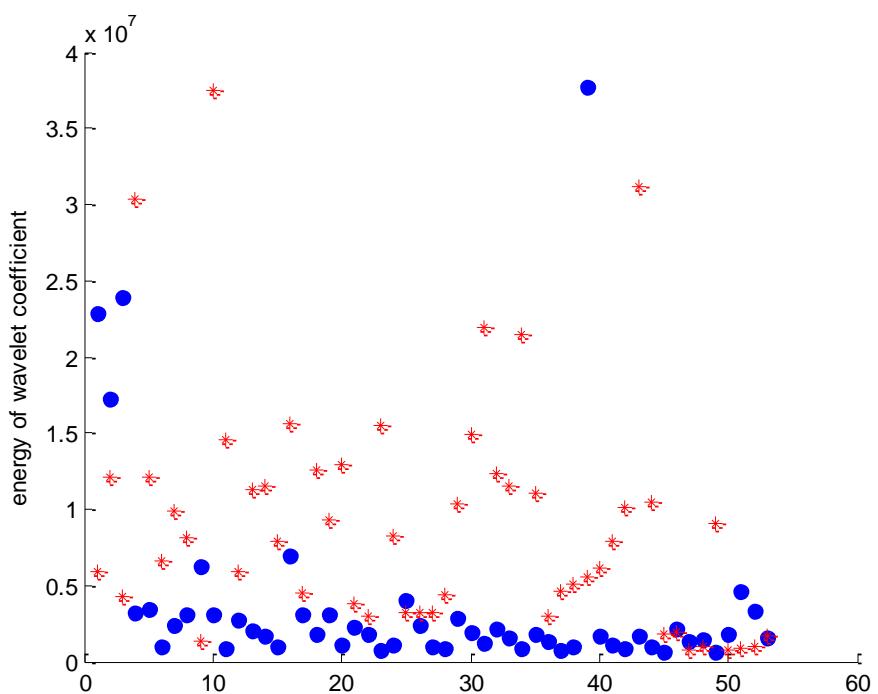
شکل (۱۰-۵) : ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک توسط متلب

سپس به منظور تست سخت افزار طراحی شده از داوطلب R، ۵۵ نمونه سیگنال هوشیاری و ۵۵ نمونه سیگنال خواب آلودگی دریافت شد و توسط نرم افزار متلب اطلاعات دریافت شده مورد ارزیابی قرار گرفتند. درصد بازناسایی و میانگین انرژی ضرایب موجک در جدول (۳-۵) نشان داده شده است.

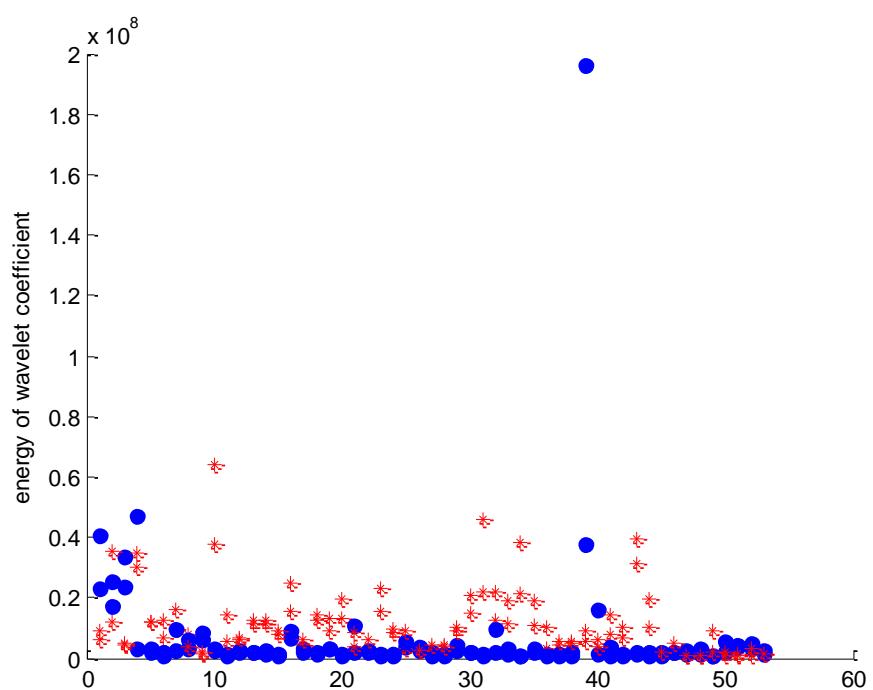
جدول (۳-۵) : نتایج بدست آمده از داوطلب R توسط سخت افزار طراحی شده

دادوطلب	کانال‌های	حالتهای	میانگین انرژی ضرایب	درصد بازناسایی
R	O1	هوشیار	3.825e6	82
		خواب آلود	9.150e6	
	O2	هوشیار	9.644e6	
		خواب آلود	1.311e7	

علیرغم پایین آمدن درصد بازناسایی از ۸۹ به ۸۲ درصد برای داوطلب مذکور، تحلیل داده‌های دریافتی نشان داد توسط سیستم طراحی شده نیز می‌توان نتایج قابل قبولی بدست آورد. در ادامه پراکندگی داده‌های بدست آمده برای فرد R مورد بررسی قرار گرفت که در شکل‌های (۱۱-۵) و (۱۲-۵) نشان داده شده‌اند. در این شکل‌ها که یکی مربوط به کانال O1 و دیگری مربوط به کانال O2 است، دایره‌های آبی رنگ نمونه‌های مربوط به هوشیاری و ستاره‌های قرمز رنگ نمونه‌های مربوط به حالت خواب آلودگی را نشان می‌دهند. با توجه به پراکندگی داده‌ها در دو کلاس مختلف، اعداد بدست آمده برای میانگین انرژی ضرایب، در الگوریتم پیشنهادی استفاده شد. بدین صورت که دو سیگنال نمونه برداری شده ۵ ثانیه‌ای از دو کانال O1 و O2 فرد، پس از عبور از فیلتر و محاسبه انرژی ضرایب آن در بازه فرکانسی ۷-۰ هرتز با اعداد بدست آمده برای میانگین حالت هوشیاری و خواب آلودگی فرد مقایسه شده و به هر گروه که نزدیک تر باشد به عنوان حالت فرد شناسایی می‌شود.

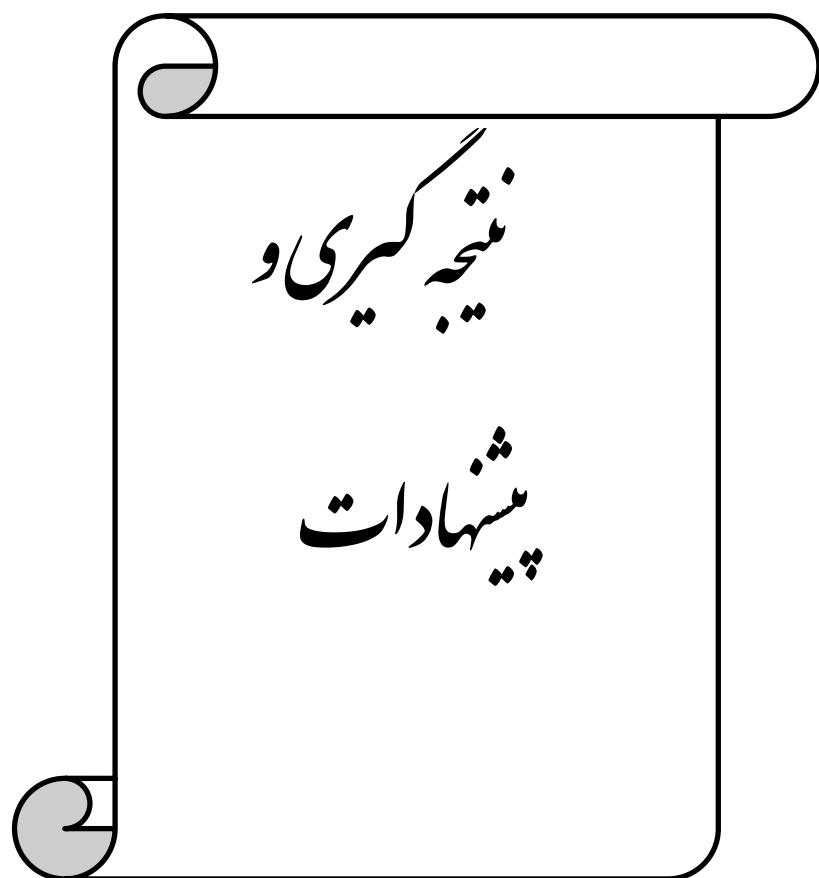


شکل (۱۱-۵) : پراکندگی داده‌های بدست آمده در حالت هوشیاری و خواب آلودگی فرد برای کانال ۰۱



شکل (۱۲-۵) : پراکندگی داده‌های بدست آمده در حالت هوشیاری و خواب آلودگی فرد برای کانال ۰۲

فصل ششم



۶-۱ نتیجه گیری

با توجه به تصادفات شدید جاده‌ای که هر ساله جان تعداد زیادی از هموطنان و انسان‌ها را در سر تاسر جهان می‌گیرد و صدمات جبران ناپذیری را به ارمغان می‌آورد، در این پایان نامه قصد داشتیم تا قدمی کوچک درجهٔ یافتن روشی برای تشخیص به موقع خواب آلودگی در رانندگان خودرو که باید در حالت هوشیاری کامل به رانندگی بپردازند، برداریم.

از این رو جهت بررسی روش‌های موجود و یافتن بهترین گزینه برای پیاده‌سازی آن، ابتدا یک پایگاه داده متشکل از ۲۰ داوطلب مرد با میانگین سنی ۲۴ سال تهیه شده است. علت انتخاب نمودن مردان نیز با این بوده که اکثر رانندگان حرفه‌ای و کسانی که در جاده‌ها به رانندگی می‌پردازند را مردان تشکیل می‌دهند و همچنین این که دریافت سیگنال‌ها از سطح سر بانوان با توجه به موهای پر پشت آن‌ها بسیار مشکل می‌باشد، که خود بررسی و تحقیق جداگانه‌ای می‌طلبد. در ادامه از داوطلبین خواسته شد تا توسط یک دستگاه شبیه ساز رانندگی، در دو حالت هوشیاری و خواب آلودگی به رانندگی با آن بپردازند.

از داوطلبین درخواست شد تا جهت دریافت سیگنال‌ها به بهترین نحو، برای انجام تست هوشیاری، در شب قبل استراحت کافی داشته و جهت انجام تست خواب آلودگی نیز شب قبل از تست را کاملاً بیدار بمانند و از خوردن مواد کافئین دار و قرص‌های ضد خواب پرهیز نمایند. ضبط سیگنال‌ها نیز توسط یک دستگاه ۲۴ کاناله سیگنال مغزی متعلق به شرکت شعله دانش انجام پذیرفت. سپس توسط نرم افزار متلب سیگنال‌های ضبط شده مورد پردازش قرار گرفتند. بدین صورت که با توجه به مقالات موجود در این زمینه سعی شد از سه روش موجود، مبتنی بر موجک در بازه‌های مختلف فرکانسی سیگنال‌های مغزی، استخراج ویژگی صورت پذیرد و ویژگی‌های بدست آمده در حالت‌های هوشیاری و خواب آلودگی با یکدیگر مقایسه گردند.

نتایج حاصل از این بررسی به طور خلاصه در زیر آورده شده است.

- ویژگی‌های بدست آمده در حالت‌های هوشیاری و خواب آلودگی تمامی داوطلبین در ۴ کanal FZ, F3, C3, C4 دارای تفکیک بالایی می‌باشد.
- کanal‌های O1 و O2 واقع در پشت سرنبیز، از آن جهت که کمترین مزاحمت را برای فرد در حال رانندگی ایجاد می‌نماید مورد بررسی قرار گرفتند که نتایج قابل قبولی بدست آمد.
- در دو روش تبدیل و بسته موجک با انتخاب ۵ سطح تجزیه توانستیم بهترین نتایج را بدست آوریم.
- باندهای فرکانسی تتا و دلتا (۸-۰ هرتز) بهترین گزینه جهت استخراج ویژگی برای تخمین حالت خواب آلودگی انتخاب شده‌اند.
- در روش ردگیری انطباق با انتخاب دیکشنری مناسب می‌توان نتایج بهتری را نسبت به دو روش تبدیل و بسته موجک بدست آورد. اما به طور کلی توسط روش‌های تبدیل و بسته موجک نتایج بهتری بدست آمده است.

با توجه به نتایج بدست آمده، روش تبدیل موجک تا ۵ سطح تجزیه برای پیاده‌سازی عملی انتخاب شد. در ادامه جهت دریافت بلاذرنگ سیگنال‌های مغزی و پردازش بلاذرنگ آن ابتدا یک دستگاه دو کanalه دریافت سیگنال مغزی و سخت افزاری دیگر مبتنی بر پردازنده TMS320C5509A ، جهت پردازش سیگنال‌های دریافتی طراحی و ساخته شد که با توجه به شبیه سازی‌های انجام شده نتایج قابل قبولی در خروجی دریافت شد.

سپس با بررسی‌های بیشتر بر روی ویژگی‌های بدست آمده سعی شد تا یک ویژگی مشترک در میان داوطلبینی که درصد طبقه بندی بالایی از خود نشان داده بودند یافت شود تا بتوان از آن در طرح نهایی استفاده نمود. مشخص شد سیگنال‌های بدست آمده تقریباً وابسته به فرد بوده و ویژگی

یکسان و مشترکی که در تمامی افراد قابل استفاده مفید باشد، موجود نمی‌باشد. از این رو توسط سخت افزار طراحی شده نمونه‌های سیگنال یک فرد هوشیار و خواب آلود دریافت شد و بر همان اساس ویژگی‌هایی بدست آمد تا از آن‌ها برای تشخیص خواب آلودگی در فرد مذکور استفاده شود. نتایج بدست آمده نشان داد که با این روش می‌توان حالت خواب آلودگی را در این حالت در فرد مذکور تشخیص داد.

۲-۶ پیشنهادات

مسلماً سیستم طراحی شده بی نقص نبوده و دارای مشکلاتی می‌باشد. جهت ارتقا سیستم و بهبود راندمان آن پیشنهاداتی به صورت زیر ارائه می‌گردد.

- با توجه به اینکه الکترودهای مورد استفاده به صورت پسیو بوده و باید از ژلهای مخصوص و یا آب جهت دریافت سیگنال‌های مغزی با کیفیت استفاده شود می‌توان از الکترودهای اکتیو برای این منظور استفاده نمود. البته این نوع از الکترودها در داخل کشور موجود نبوده و باید از خارج تهیه شوند.
- استفاده از بانوان برای تکمیل پایگاه داده و مقایسه آن با سیگنال‌های دریافتی مردان.
- یکپارچه سازی مدار دریافت سیگنال مغزی و مدار پردازشگر.
- امکان قرار دادن وضعیت آموزش سیستم برای هر فرد.
- پیاده سازی شبکه عصبی بر روی پردازنده به عنوان یک طبقه بند.

مراجع

- [1] E.Razmpa, KH.sadeghniat, B.saedi."Urban bus drivers' sleep problem and crash accidents". India journal of Otolaryngology and Head &Neck Surgery, Vol.63, NO.3, pp.269-273, 2011
- [2] Häkkänen, Helinä, and Heikki Summala. "Sleepiness at work among commercial truck drivers", SLEEP,Vol.23, No. 1,pp. 49-57,2000
- [3] MHT.Bonnet, DL.Arand "Level of arousal and the ability to maintain wakefulness", SLEEP,Vol.8, No. 4,pp.247-54,1999
- [4] Pack, I.Allan., et al. "Risk factors for excessive sleepiness in older adults", Annals of neurology,Vol.59, No.6,pp.893-904,2006
- [5] Folkard, Simon, A.David. Lombardi, and Philip T. Tucker. "Shiftwork: safety, sleepiness and sleep" Industrial health,Vol.43, No.1,pp.20-23,2005.
- [6] KH.Sadeghniat, Y.Labbafinejad, "Sleepiness among lorry drivers", Acta Medica Iranica.Vol.45, No.2,pp.149-152,2007
- [7] Akerstedt, Torbjörn. "Searching for the countermeasure of night-shift sleepiness" SLEEP.Vol.29, No.1, pp.19-20,2006
- [8] Tamagawa, Rie, Brenda Lobb, and Roger Booth. "Tolerance of shift work" Applied ergonomics,Vol.38, No.5,pp.635-642,2007
- [٩] دکتر صادق نیت خ، دکتر امینیان ا، (۱۳۹۲) " اختلالات خواب و فعالیتهای شغلی "، چاپ اول، انتشارات طبیب، تهران
- [10] Philip, P. "Sleepiness of occupational drivers" Industrial Health,Vol.43, No.1,pp.30-33,2005
- [11] Santos, Eduardo HR, et al. "Sleep and sleepiness among Brazilian shift-working bus drivers" Chronobiology international,Vol.21, No.6, pp.881-888,2004
- [12] M.Sallinen, M.Harma, P.Mutanen,"Sleepiness in various shift combination of irregular shift systems" Industrial Health,Vol.43, pp.114-122, 2005
- [13] Rossi, Riccardo, Massimiliano Gastaldi, and G. Gecchele. "Analysis of driver task-related fatigue using driving simulator experiments", Procedia-Social and Behavioral Sciences,Vol.20,pp.666-675,2011
- [14] Lal, Saroj KL, and Ashley Craig. "A critical review of the psychophysiology of driver fatigue" Biological psychology,Vol.53, No.3, pp.173-194,2001
- [15] Brown, "Driver fatigue" Hum. Factors,Vol.36, No.2, pp. 298–314,1994
- [16] E.Grandjean, "Fatigue in industry" Br. J. Internal Med36, pp. 175–186,1979
- [17] Vorgelegt von, Shengguang Lei aus Hunan,"Driver Mental States Monitoring Based on Brain Signals", Berlin, 2001
- [18] N.Haworth, "Current countermeasures and areas for countermeasures development" Road Traffic Authority, CR3:90, Workshop on driver fatigue: report on proceedings,1990

- [19] Time, Time Magazine article. pp. 71,1995
- [20] G F Wilson, C A Russell Psychophysiologicaly determined adaptive aiding in a simulated UCAV task In: Human performance, situation awareness and automation: Current research and trends Edited by: D. A. Vicenzi, M.Mouloua, & P. A. Hancock. 200-204 Mahwah, NJ: Erlbaum ,2004
- [21] A.F Kramer,Physiological metrics of mental workload: A review of recent progress. In D. L. Damos (Ed.), Multiple-Task Performance (pp. 279-328). London: Taylor & Francis.1991
- [22] <http://bioexperience.com/body-electric/>
- [23] R.W Backs, K.A, Seljos, "Metabolic and Cardiorespiratory Measures of Mental Effort" International Journal of Psychophysiology, Vol.16, No.1, pp. 57-68,1994
- [24] De Waard, "The measurement of drivers' mental workload". Ph.D. Thesis. University of Groningen, Traffic Research Centre, Haren, Netherlands, 1996
- [25] A.Müller, R.Schandry, P.Montoya, B. Gsellhofer, "Differential effects of two stressors on heart rate, respiratory sinus arrhythmia, and T-wave amplitude". Journal of Psychophysiology,Vol. 6,pp. 252-259,1992
- [26] <http://www.analog.com/library/analogdialogue/archives/37-11/ecg.html>
- [27] W.Harris, R.R Mackie, C.Abrams , D.N Buckner, A.Harabedian, J.F O'Hanlon, J.R.Starks "A study of the relationship among fatigue, hours of service and safety of operations of truck- and bus-drivers." Human Factors Research Inc. California, Report No. 1727-2,1972
- [28] <http://neurofeedback.visaduma.info/emotivresearch.html>
- [29] C.W, Erwin, Al, "Psychophysiologic indices of drowsiness" Detroit, Mich: International Automotive Engineering Congress,1973
- [30] S.Makeig, T.Jung, "Changes in alertness are a principal component of variance in the EEG spectrum" Neuroreport, Vol.7, pp.213–216, 1995
- [31] S.Yamamoto, S.Matsuoka, "Topographic EEG study of visual display terminal (VDT) performance with special reference to frontal midline theta waves". Brain Topogr.Vol.2, pp. 257–267,1990
- [32] L.Torsvall, T.kerstedt "Sleepiness on the job: continuously measured EEG changes in train drivers. Electroencephalogr". Clin. Neurophysiology.Vol. 66, pp. 502–511,1987
- [33] R.E Townsend, L.C Johnson, "Relation of frequency-analyzed EEG to monitoring behavior.Neurophysiol". Vol.47, pp. 272–279,1979
- [34] J.S Howitt., A.E Hay, G.R Shergold, H.M Ferres, "Workload and fatigue in-flight EEG changes" Aviat. Space Environ. Med,Vol.49,No.10, pp. 1197–1202, 1978
- [35] M.Lemke,"Correlation between EEG and driver's actions during prolonged driving under monotonous conditions". M Accident Analysis and Prevention, Vol. 14 No. 1,pp. 7–17,1982

- [36] E.J Caille, J.L Bassano, "Validation of a behavior analysis methodology: variation of vigilance in night driving as a function of the rate of carboxyhemoglobin". In: Mackie, R.R. (Ed.), *Vigilance*. Plenum Press, New York, pp. 59–72, 1977
- [37] J.F O'Hanlon, G.R Kelley, "Comparison of performance and physiological changes between drivers who perform well and poorly during prolonged vehicular operation". In: Mackie, R.R. (Ed.), *Vigilance*. Plenum Press, New York, pp. 189–202, 1977
- [38] L.Torsvall, T.Akerstedt, "Sleepiness and irregular work hours", *Sleep Research*, Vol.12, pp.376, 1983
- [39] Cacioppo, T.John., G.Louis, Tassinary. "Principles of psychophysiology: Physical, social, and inferential elements", Cambridge University Press, 1990.
- [40] A.Vuckovic, V,Radivojevic, AC,Chen, D.Popovic "Automatic recognition of alertness and drowsiness from EEG by an artificial neural network". *Med Eng. Phys*, Vol.24, No.5, pp.349-60,2002
- [41] A.Subasi "Automatic recognition of alertness level from EEG by using neural Network and wavelet coefficients". *Expert Syst Appl*, 28, pp.701-11, 2005
- [42] Sara La, Evangelos Bekiaris, "The Reliability of Sensing Fatiguefrom Neurophysiology",2007
- [43] Kurt MB, Sezgin N, Akin M, Kirbas G, Bayram M. "The ANN-based computing of drowsy level" *Expert Syst Appl*, Vol.36, pp.2534-42,2009
- [44] SzeSeen Kee,Tamrin, YongMeng Goh, "Driving Fatigue and Performance among Occupational Drivers in Simulated Prolonged Driving", *Global Journal of Health Science*,Vol.2, No.1, April 2007
- [45] Zahra Mardi, Seyedeh Naghmeh Miri Ashtiani, Mohammad Mikaili, "EEG-Based Drowsiness Detection for Safe Driving Using Chaotic Features and Statistical Tests", *Journal of Medical Signals & Sensors*, Vol.1, N0.2, pp.30-37, May-Aug 2011.
- [46] Li-Chen Shi, Bao-Liang Lu. Dynamic, "Clustering for Vigilance Analysis Based on EEG", 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008.
- [47] G.Sattibabu, B.Satyanarayana, V.S. Kona, "Design and Implementation of Wireless Brainwave Stimulated Accident Prevention System". *IJITR Magazine*,Vol.1, No.1, pp.086-089.2013
- [48] <http://www.bem.fi/book/13/13.html>
- [49] <http://www.immrama.org/eeg/electrode.html>
- [50] http://www.bci2000.org/wiki/index.php/User_Tutorial:EEG_Measurement_Setup
- [51] Wessel M., Master thesis, "Pioneering research into Brain Computer Interfaces", computer. Depart. Delf university,2006
- [52] Satchel G. H., "Wavelet & sub band coding", Vol. 1, University Press, UK. L, pp.273,1971

- [53] S. Mallat and Z. Zhang, "Matching pursuits with time-frequency dictionaries", IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 41, No.12, pp. 3397-3415, 1993.
- [54] R. mazhar, PhD. thesis, "Optimized dictionary design and classification using the matching pursuits dissimilarity measure", Florida university,2009
- [۵۵] مهندس شفاعی ک ، "مرجع کامل پردازنده‌های DSP سری ۲۰۰۰، ۵۰۰۰ و ۶۰۰۰" چاپ اول، انتشارات آستان قدس ، تهران
- [56] TMS320C5509 Data Manual. Revised January 2008. Texas Instruments,Inc., ©2002.
- [57] TLV320AIC23B Data Manual. Texas Instruments,Inc.,©2004.
- [58] http://courses.engr.illinois.edu/ece445/projects/summer2009/project1_presentation.ppt
- [59] http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2012/cwm55/cwm55_mj294/
- [60] Arman, Sabbir Ibn, Arif Ahmed, and Anas Syed. "Cost-Effective EEG Signal Acquisition and Recording System."
- [61] electronics.com/info/circuits/opamp_notch_filter/opamp_notch_filter.php
- [62] Winter, Bruce B., and John G. Webster. "Driven-right-leg circuit design", Biomedical Engineering, IEEE Transactions, Vol.1, pp. 62-66,1983
- [63] AD620 Data Sheet revision F. Analog Devices, Inc., ©2003.
- [64] Minglong, Yang, Ai Qingsong, and Liu Quan. "Design of a high-performance EEG acquisition system for unshielded environment" Mechatronics and Embedded Systems and Applications, International Conference on. IEEE, 2012.
- [65] R.Lin, R.G Lee, C.L Tseng, Y.F Wu, J.A Jiang,"Design and implementation of wireless multi-channel EEG recording system and study of EEG clustering method", Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, Vol.18, No.6, pp.276-283,2006
- [66] A.B Usakli,"Improvement of EEG signal acquisition: An electrical aspect for state of the art of front end." Computational intelligence and neuroscience, Vol.12,2010
- [67] TPS767D301-EP Data Sheet. Texas Instruments,Inc., ©2010.

Abstract

In this thesis, the implementation of an acceptable method for detecting sleepiness in car drivers on the DSP processors has been investigated. For this purpose a database consisting of 20 male volunteers with a mean age of 24 years has been created. For preparing the database they were asked to drive with a car drive simulator in a terms of vigilance and sleepiness conditions. For evaluating the database three method consists of wavelet transform, wavelet packet transform and matching pursuit have been used which according to our knowledge the last one is used for the first time for feature extraction from EEG signals. After that, SVM classifier has been used to classify the acquired features. The results show that when a person becomes sleepy, energy of wavelet coefficients corresponding to Delta and Teta frequency bands increased considerably, but amount of increment depends on each person and it is not equal for all of them.

Moreover in order to implement the proposed method, at first a suitable hardware was designed and build to receive two EEG channels from brain signals which its salient features are portability and low power consumption (24 mW). Then, for processing the preprocessed and converted EEG signals, a hardware based on TMS320C5509A processor, was designed and build too. This system is also portable and could work with batteries. The results show that estimating state of individual consciousness can be done by choosing an appropriate threshold for their coefficients energy in Delta and Teta frequency band of each person with acceptable recognition accuracy.

Key words: EEG signals, Alertness detection, Car drivers, vigilance estimation, TMS320C5509A, Wavelet, Wavelet packet, Matching pursuit



Shahrood University of Technology

Faculty of Electrical and Robotic Engineering

**Design, Simulation, and Hardware Implementation of a Method for
Determining Alertness Level of Drivers Using EEG Signals and Based
on TMS320C55xx DSP Processors.**

Ali Rajaeyan

Supervisor:

Dr.Hadi Grailu

Dr. Ali Soleymani

January 2014