





دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد - گروه الکترونیک

طراحی و ساخت یک دستگاه مبتنی بر پردازشگرهای سیگنال TMS320C55xx به

منظور حرکت دادن بالا/پایین یک بازوی مکانیکی با استفاده از سیگنالهای تصویر مغز (EEG)

دانشجو: ساناز خوش ضمیر

اساتید راهنما:

جناب آقای دکتر هادی کرایلو - جناب آقای دکتر حسین مروی

زمستان ۱۳۹۲

# دانشگاه صنعتی شاهرود

## دانشکده مهندسی برق و رباتیک گروه الکترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد خانم ساناز خوش ضمیر

تحت عنوان: طراحی و ساخت یک دستگاه مبتنی بر پردازشگرهای سیگنال

TMS320C55xx به منظور حرکت دادن بالا/پایین یک بازوی مکانیکی با استفاده از سیگنالهای

### تصور مغز (EEG)

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

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی : جناب آقای دکتر هادی گرایلو
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی : جناب آقای دکتر حسین مروی

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

## تقدیم به

قلب‌هایی که لحظه لحظه ضعیف شدند تا من جان بگیرم  
دستانی که لحظه لحظه لرزان شدند تا من قلم در دست بفشارم  
کیوانی که لحظه لحظه سفید شدند تا من جوان شوم  
قدم‌هایی که لحظه لحظه سست شدند تا من برپله‌های موفقیت صعود کنم  
چشم‌هایی که لحظه لحظه کم سو شدند تا من به افق‌های دور دست چشم بدوزم  
تقدیم به ستون‌های زندگیم،

تقدیم به نگاهشان که تکیه‌گاه‌های لحظه‌های تردید و ترسم شدند

منتهای جد و جهم در این مسیر را چونان تحفه‌ای ناقابل به پدر مهربان و مادر عزیزم تقدیم میدارم که  
اسطوره‌های همیشگی‌ام سازند. باشد که جبران ذره‌ای هر چند ناچیز از دریای بیکران محبت‌شان گردد.

«مذا من فضل ربی»

هزار شکر کنم فیض و فضل یزدان را

سپاس این دو دادر را که سخنوران، دستودن او بمانند و شمارندگان، شمردن نعمت های او ندانند و کوشندگان، حق او را  
گزاردن نتوانند.

زبان قاصروالکن است برای سپاس از زحمات شخصی که در وادی مقدس علم به من آموخت

عاشقانه آموختن را، بخشش بی اجر را، محبت بی طمع را، تلاش بی منت را.

به مصداق "لم یسکر المخلوق لم یسکر الخالق" خود را مرمون لطف بیدریغ و یاری استاد با کمالات و شایسته، جناب آقای  
دکتر گرایلو دانسته که در کمال سع صدر، با حسن خلق و فروتنی، از هیچ گلی در این مسیر صعب و سخت بر من دریغ ننمودند و  
در همه حال همراهی مشفق و راهنمایی شفیق برای نگارنده بودند

بچنین از استاد که اقتدر جناب آقای دکتر مروی که مساعدت شان کجک رسان راه رفقه بود و از داو طلبینی که در  
گردآوری پایگاه داده بکاری نموده اند، کمال شکر و قدردانی را دارم.

بر من است قدردانی از زحمات بی شائبه بکارنام آقاییان رجائیان و زرشناس که همقدمی ایشان توان رفتن بود و امید  
روز افزون رسیدن.

شکر خدا که هر چه طلب کردم از خدا

بر منتهای همت خود کامران شدم

## تعهد نامه

اینجانب ساناز خوش ضمیر دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته الکترونیک دیجیتال دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه با عنوان:

طراحی و ساخت یک دستگاه مبتنی بر پردازشگرهای سیگنال TMS320C55xx به منظور حرکت

دادن بالا/پایین یک بازوی مکانیکی با استفاده از سیگنالهای تصویر مغز (EEG) تحت راهنمایی جناب

آقای 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

سیگنال‌های مغزی در کاربردهای بسیاری نظیر تشخیص بیماری، تشخیص هوشیاری، سیستم‌های BCI و غیره مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این پایان نامه، هدف، طراحی و ساخت یک سیستم الکترونیکی جهت تشخیص تصور حرکت بازو در کاربردهای BCI بر روی پردازنده‌های DSP است. در این راستا با هدف یافتن یک روش مناسب که هم دقت بازشناسی مناسب و هم قابلیت پیاده سازی سخت افزاری داشته باشد، چند روش موجود مورد بررسی قرار گرفته است.

به دلیل رو به رشد بودن سیستم‌های مبتنی بر سیگنال‌های مغزی، نبود پایگاه داده مناسب در کشورمان، و اهمیت پایگاه داده‌ی مناسب در نتایج تحقیقات، در این پژوهش، یک پایگاه داده‌ی مناسب در زمینه‌ی کنترل حرکت بازو با استفاده از تصورات حرکتی ایجاد شده است. برای تهیه‌ی این پایگاه داده از ۳ داوطلب خواسته شد تا ۴ حرکت خاص بازو را تصور کنند. این پایگاه داده، برای هر شخص ۱۰۰ آزمایش از ۴ حرکت در دو حالت چشم باز و چشم بسته را شامل می‌شود. سپس از روش ردگیری انطباق، جهت ارزیابی پایگاه داده خود و نیز به عنوان یک روش نو در استخراج ویژگی استفاده شد که طبق تحقیقات صورت گرفته، تاکنون از این روش در این کاربرد استفاده نشده است. این روش، با دو روش موجک و بسته موجک مقایسه و در هر سه روش از طبقه‌بند SVM استفاده شده است.

طبق نتایج شبیه‌سازی، روش پیشنهادی با توجه به معیارهای میانگین و واریانس دقت بازشناسی، توانست نسبت به دو روش دیگر دقت طبقه‌بندی را تا حدی افزایش دهد. علاوه بر این مشخص شد در روش پیشنهادی با انتخاب درست دیکشنری و تعداد دفعات تکرار مناسب، می‌توان نتایج میانگین بازشناسی را تا حدی بهبود داد. 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 شده است 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 این بُرد نیز قابل حمل بوده و توسط باتری قابل راه اندازی است. سپس سیستم طراحی شده برای یک فرد مشخص آموزش داده شده است تا بتواند دو تصور مختلف انجام شده توسط آن فرد را تشخیص دهد. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد با استفاده از انرژی ضرایب موجک بدست آمده در باند فرکانسی بتا و انتخاب یک آستانه مناسب برای هر فردی می‌توان تصورات آموزش داده شده را تشخیص داد.

## کلمات کلیدی:

تصور حرکت بازو، سیگنال‌های مغزی، EEG، BCI، تبدیل موجک، پردازشگرهای سیگنال، TMS320C5509A

## لیست مقالات پذیرفته شده از پایان نامه:

- خوش ضمیر س، رجائیان ع، گرایلو ه، (۱۳۹۲) "معرفی پایگاه داده کنترل هوشمند بازو با استفاده از سیگنال‌های مغزی"، دوازدهمین کنفرانس ملی سیستم‌های هوشمند ایران، کرمان.



## فهرست مطالب

### ۱ فصل اول: مقدمه ..... ۱

۱-۱ پیشگفتار ..... ۱

۲-۱ واسط مغز و کامپیوتر ..... ۳

۳-۱ هدف پایان نامه ..... ۵

### ۲ فصل دوم: مروربر روش های موجود ..... ۷

۱-۲ پیشگفتار ..... ۷

۲-۲ موارد استفاده از تکنولوژی BCI ..... ۸

۲-۲-۱ تشخیص بیماری ..... ۸

۲-۲-۲ کنترل واقعیت مجازی ..... ۹

۲-۲-۳ کنترل تجهیزات مکانیکی ..... ۹

۳-۲ روش های پردازش سیگنال ..... ۱۱

۱-۳-۲ پیش پردازش ..... ۱۱

۲-۳-۲ استخراج ویژگی ..... ۱۱

۳-۳-۲ طبقه بندی سیگنال ..... ۱۲

### ۳ فصل سوم: مبانی نظری و عملی ..... ۱۷

۱-۳ پیشگفتار ..... ۱۷

۲-۳ مبانی نظری ..... ۱۸

۱۸	..... 3-2-1 منشأ ایجاد سیگنال‌های مغزی
۱۸	..... P300 ۱-۱-۲-۳
۱۹	..... ۲-۲-۳ تحریک خارجی از راه بینایی
۱۹	..... ۳-۱-۲-۳ تصور حرکتی
۲۰	..... ۲-۲-۳ نحوه دریافت سیگنال‌های مغزی
۲۱	..... ۳-۲-۳ زیر باندهای امواج مغزی
۲۳	..... ۴-۲-۳ نویزهای موجود در سیگنال‌های مغزی
۲۳	..... ۴-۲-۳ نویزهای زیستی
۲۶	..... ۲-۲-۳ نویزهای خارجی
۲۶	..... ۵-۲-۳ استخراج ویژگی
۲۶	..... ۱-۲-۳ تبدیل فوریه
۲۷	..... ۲-۲-۳ تبدیل موجک
۲۸	..... ۳-۲-۳ تبدیل موجک بسته‌ای
۲۹	..... ۴-۲-۳ ردگیری انطباق
۳۰	..... ۳-۳ مبانی عملی
۳۰	..... ۱-۳-۳ پردازشگرهای سیگنال
۳۱	..... ۱-۱-۳-۳ پردازنده‌های مهم شرکت TI
۳۲	..... ۲-۱-۳-۳ پردازنده TMS320C5509A
۳۴	..... ۲-۳-۳ مبدل آنالوگ به دیجیتال

## ۴ فصل چهارم: سیستم سخت‌افزاری و نرم‌افزاری پیشنهادی

۳۷	..... ۱-۴ پیشگفتار
۳۸	..... ۲-۴ مدار دریافت سیگنال مغزی
۵۸	..... ۱-۲-۴ جمع بندی

۵۹	۳-۴ مدار پردازشگر سیگنال.....
۵۹	۳-۴-۱ منبع تغذیه.....
۶۱	۳-۴-۲ مبدل داده‌ها.....
۶۳	۳-۴-۳ پردازنده و ادوات جانبی.....
۶۸	۴-۴ الگوریتم اجرایی بر روی پردازنده.....

## ۵ فصل پنجم: نتایج..... ۷۳

۷۳	۱-۵ پیشگفتار.....
۷۴	۲-۵ تهیه پایگاه داده.....
۷۶	۱-۲-۵ ویژگیهای پایگاه داده گردآوری شده.....
۷۸	۳-۵ نتایج شبیه‌سازی حاصل از پایگاه داده.....
۷۸	۱-۳-۵ پیش پردازش.....
۷۹	۲-۳-۵ استخراج ویژگی.....
۸۸	۴-۵ نتایج حاصل از سخت افزار طراحی شده.....
۹۵	۵-۵ نتیجه گیری.....

## ۶ فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهاد برای راه‌کارهای آینده..... ۹۷

۹۸	۱-۶ نتیجه گیری.....
۱۰۰	۲-۶ پیشنهاد برای راهکارهای آینده.....
۱۰۲	مراجع.....

## فهرست شکل‌ها

### فصل اول

- شکل (۱-۱): ساختار شکل‌های ERD و ERS ..... ۴
- شکل (۲-۱): فرایند BCI ..... ۵

### فصل سوم

- شکل (۱-۳): نحوه قرارگیری الکترودها بر اساس استاندارد بین‌المللی ۲۰-۱۰ ..... ۲۰
- شکل (۲-۳): سیگنال‌های مغزی در حالات مختلف انسان ..... ۲۲
- شکل (۳-۳): نویز ناشی از پلک زدن چشم روی سیگنال‌های مغزی ..... ۲۴
- شکل (۴-۳): نویز ناشی از حرکات عمودی و افقی کره چشم بر روی سیگنال‌های مغزی ..... ۲۵
- شکل (۵-۳): نویز ناشی از سیگنال‌های ماهیچه‌ای بر روی سیگنال‌های مغزی ..... ۲۵
- شکل (۶-۳): مراحل تجزیه سیگنال تا ۴ سطح مختلف توسط تبدیل موجک ..... ۲۸
- شکل (۷-۳): سطوح مختلف تجزیه سیگنال بر اساس تبدیل بسته موجک ..... ۲۹
- شکل (۸-۳): JTAG مدل XDS560 جهت ارتباط بین پردازنده و برنامه CCS ..... ۳۴

### فصل چهارم

- شکل (۱-۴): اولین مدار استفاده شده جهت دریافت سیگنال‌های مغزی ..... ۳۹
- شکل (۲-۴): نحوه اتصال الکترودها به زمین ..... ۳۹
- شکل (۳-۴): مدار دریافت سیگنال برای بازی کامپیوتری پینگ-پنگ ..... ۴۱
- شکل (۴-۴): مدار پیشنهادی جهت دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی ..... ۴۱
- شکل (۵-۴): الکترودهای روکش‌دار مورد استفاده ..... ۴۲
- شکل (۶-۴): الکترودهای بدون روکش ..... ۴۳
- شکل (۷-۴): یک سیگنال کم دامنه به همراه سیگنال تقویت شده در خروجی ..... ۴۳
- شکل (۸-۴): اولین طرح مدار جهت انجام PCB ..... ۴۴
- شکل (۹-۴): مدار فیلتر میان‌گذر ۵۰ هرتز ..... ۴۵
- شکل (۱۰-۴): مدار PCB مربوط به طرح شکل (۸-۴) ..... ۴۶
- شکل (۱۱-۴): آشکار سازی اولین حرکات پلک چشم بر روی سیگنال‌های مغزی ..... ۴۶

- شکل (۱۲-۴): نمونه‌ای از مدار DRL ..... ۴۷
- شکل (۱۳-۴): مدار DRL جهت دریافت سیگنالهای مغزی ..... ۴۷
- شکل (۱۴-۴): فیلتر پایین گذر استفاده شده در ورودی ..... ۴۸
- شکل (۱۵-۴): یک کانال از سیگنالهای مغزی در حالت طبیعی شخص توسط الکتروود روکش‌دار ..... ۴۹
- شکل (۱۶-۴): یک کانال از سیگنالهای مغزی در حالت پلک زدن شخص توسط الکتروود روکش‌دار ..... ۴۹
- شکل (۱۷-۴): یک کانال از دومین طرح مدار جهت انجام PCB ..... ۵۰
- شکل (۱۸-۴): PCB مربوط به دو کانال از دومین طرح مدار ..... ۵۰
- شکل (۱۹-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی در حالت طبیعی شخص توسط الکتروود ..... ۵۱
- شکل (۲۰-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی در حین پلک زدن شخص توسط الکتروود ..... ۵۱
- شکل (۲۱-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی شخص در حین فشردن دندانها بر روی هم ..... ۵۲
- شکل (۲۲-۴): موقعیت الکتروودهای نصب شده در هنگام تست سخت افزار ..... ۵۲
- شکل ۴-۲۳: استفاده از قطعات SMD برای طرح مذکور ..... ۵۳
- شکل (۲۴-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی در حالت طبیعی شخص ..... ۵۴
- شکل (۲۵-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی در حین پلک زدن شخص ..... ۵۴
- شکل (۲۶-۴): مدار نهایی با چاپ سبز ..... ۵۵
- شکل (۲۷-۴): مدار نهایی از نمای بالا و پایین ..... ۵۵
- شکل (۲۸-۴): الکتروودهای کاسه‌ای در کنار ژل مخصوص پزشکی و جعبه‌ی مدار نهایی ..... ۵۶
- شکل (۲۹-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی در حالت طبیعی شخص توسط مدار نهایی ..... ۵۶
- شکل (۳۰-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی در حین پلک زدن شخص توسط مدار نهایی ..... ۵۷
- شکل (۳۱-۴): دو کانال از سیگنالهای مغزی شخص در حین فشردن دندانها بر روی هم توسط مدار نهایی ..... ۵۷
- شکل (۳۲-۴): تبدیل فوریه یکی از کانالهای دریافتی توسط اسیلوسکوپ ..... ۵۸
- شکل (۳۳-۴): مقایسه بین اولین نويز پلک چشم و حالت بهبود یافته ..... ۵۹
- شکل (۳۴-۴): مدار محافظ منبع تغذیه ..... ۶۱
- شکل (۳۵-۴): آی‌سی تغذیه و ادوات جانبی ..... ۶۱
- شکل (۳۶-۴): آی‌سی کدک به همراه ادوات جانب ..... ۶۲
- شکل (۳۷-۴): اتصال دیودهای نورانی جهت تست عملکرد DSP ..... ۶۳
- شکل (۳۸-۴): مدار ریست استفاده شده ..... ۶۴
- شکل (۳۹-۴): نحوه اتصال Dip-Switch به پایه‌های DSP ..... ۶۵

- شکل (۴-۴۰): هدر ۱۲ پایه به منظور برنامه ریزی DSP ..... ۶۵
- شکل (۴-۴۱): نحوه اتصال پایه‌های EEPROM ..... ۶۶
- شکل (۴-۴۲): مدار PCB طرح اولیه ..... ۶۶
- شکل (۴-۴۳): مدار نهایی پردازش سیگنال ..... ۶۸
- شکل (۴-۴۴): مراحل الگوریتم اجرایی بر روی DSP ..... ۶۹
- شکل (۴-۴۵): پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده در با ضرایب اعشاری ..... ۷۱
- شکل (۴-۴۶): پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده با ضرایب صحیح ..... ۷۱

## فصل پنجم

- شکل (۵-۱): نصب الکترودها روی سر ..... ۷۸
- شکل (۵-۲): سیگنال قبل (نمودار بالا) و بعد (نمودار پایین) از فیلتر شدن ..... ۷۹
- شکل (۵-۳): شخص A در حین ضبط سیگنال با استفاده از سخت‌افزار طراحی شده و استفاده از فقط دو کانال ..... ۹۳
- شکل (۵-۴): ۵ ثانیه از سیگنال مغزی نمونه برداری شده دریافتی ..... ۹۰
- شکل (۵-۵): تبدیل فوریه سیگنال دریافت شده ..... ۹۱
- شکل (۵-۶): سیگنال دریافت شده پس از عبور از فیلتر میان‌گذر ..... ۹۱
- شکل (۵-۷): تبدیل فوریه سیگنال دریافت شده پس از عبور از فیلتر میان‌گذر ..... ۹۱
- شکل (۵-۸): ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک ..... ۹۲
- شکل (۵-۹): ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک توسط متلب ..... ۹۲

## فهرست جداول

- جدول (۱-۳): بازه‌های فرکانسی متناسب با سطوح تجزیه مختلف ..... ۲۸
- جدول (۱-۴): نحوه انتخاب بارگذاری برنامه‌ها در داخل DSP ..... ۶۴
- جدول (۱-۵): بررسی میانگین و انحراف معیار درصد بازشناسی در کانالهای مختلف در ۵ ثانیه با استفاده از ویژگی انرژی باندهای موجک و روش SVM ..... ۸۰
- جدول (۲-۵): بررسی میانگین و انحراف معیار درصد بازشناسی در زمانهای مختلف روی کانالهای O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub> ..... ۸۲
- جدول (۳-۵): بررسی میانگین درصد بازشناسی در دابیشزهای مختلف در ۵ ثانیه روی کانالهای O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub> ..... ۸۳
- جدول (۴-۵): مقایسه‌ی میانگین درصد بازشناسی روش بسته موجک با روش تبدیل موجک ..... ۸۴
- جدول (۵-۵): مقایسه‌ی بررسی میانگین درصد بازشناسی روش MP با روش تبدیل موجک ..... ۸۵
- جدول (۶-۵): مقایسه‌ی میانگین درصد بازشناسی روش تبدیل موجک با روش بسته موجک و روشهای MP ..... ۸۶
- جدول (۷-۵): بررسی رابطه‌ی بین تعداد دفعات تکرار و کیفیت درصد بازشناسی سیگنال در یک شخص ..... ۸۷

## فهرست نمودارها

- نمودار (۱-۵): بررسی میانگین درصد بازشناسی در کانالهای مختلف در ۵ ثانیه با استفاده از ویژگی انرژی باندهای موجک و روش SVM ..... ۸۰
- نمودار (۲-۵): بررسی میانگین درصد بازشناسی در مدت زمانهای مختلف روی کانالهای O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub> ..... ۸۲
- نمودار (۳-۵): بررسی واریانس درصد بازشناسی در دابیشزهای ۴،۲،۲ و سطوح مختلف ..... ۸۳
- نمودار (۴-۵): مقایسه‌ی میانگین درصد بازشناسی روشهای سه گانه ..... ۸۸
- نمودار (۵-۵): مقایسه‌ی واریانس درصد بازشناسی روشهای سه گانه ..... ۸۸

## فهرست علائم و اختصارات

ADC	Analog to Digital Converter
ALS	Amyotrophic Lateral Sclerosis
BCI	Brain Computer Interface
BMP	Basic Matching Pursuit
CSL	Chip Select Library
CSS	Code Composer Studio
DAC	Digital to Analog Converter
DRL	Driven Right Leg
DSLVSQ	Distinctive Sensitive learning Vector Quantization
DSP	Digital Signal Processing
EEG	Electroencephalography; measurement of electrical brain activity
EF	Elbow Flexion
ERD	Event Related Desynchronization
ERS	Event Related Synchronization
GIPS	Giga Instruction Per Second
JTAG	Joint Test Action Group
KNN	K-Nearest Neighbor Rule
MLP	Multi-Layer Perceptron
MP	Matching Pursuit
OMP	Orthogonal Matching Pursuit
SABD	Shoulder Abduction
SSVEP	Steady-State Visual Evoked Potentials
SVM	Support Vector Machine
TFSSP	Time Frequency Synthesized Spatial Pattern



# فصل اول

## مقدمه

### ۱-۱ پیش‌گفتار

انسان برای ارتباط با محیط اطرافش از اعضا و در واقع دست و پا و تکلم خود استفاده می‌کند ولی برخی بیماری‌ها، آسیب‌ها و ناتوانی‌های جسمی وجود دارند که باعث قطع ارتباط سیستم عصبی مغز با اعضای بدن می‌شوند و افراد را از کنترل ارادی ماهیچه‌ها ناتوان می‌کنند. در این شرایط، فرد هوشیار است و مغز به درستی کار می‌کند، هرچند فرمان‌های حرکتی از میان اعضای بدن منتقل نشده و فرد قادر نیست قسمتی از بدنش را حرکت دهد. تحقیقات نشان می‌دهند که تغییرات صورت گرفته در مغز انسان در هنگام تصور حرکت یک عضو از بدن دقیقاً معادل حالتی است که فرد مذکور عضو مربوطه را به حرکت در آورد. با استفاده از این حقیقت، حرکت تصور شده می‌تواند با تفسیر تغییرات صورت گرفته در مغز، بدون اجرای حرکت واقعی، پیش‌بینی شود [1و2].

برای بدست آوردن ارتباط توسط سیگنال‌های مغز (EEG<sup>۱</sup>), فعالیت‌های مغز باید به درستی اندازه‌گیری شوند. برای این هدف، روش‌های مختلفی وجود دارد که استفاده از هر روش، مزیت‌ها و محدودیت‌های خاص خودش را دارد؛ مثل کیفیت، کاربرد آسان، عدم خسارت به کاربر، هزینه‌ای که قرار است صرف شود و دقتی که از سیستم نیاز است.

اولین بار در سال ۱۹۲۴ برداشت سیگنال‌های مغزی توسط هانس برگر انجام شد. پس از آن تحقیقاتی به منظور شناسایی نوسانات سیگنال‌های مغز توسط خود او صورت گرفت که منجر به شناسایی امواج آلفا گردید. در سال ۱۹۷۰ در دانشگاه کالیفرنیا دانشمندان علوم مختلفی مانند پزشکی، الکترونیک و مکانیک به فکر افتادند تا با استفاده از سیگنال‌های مغزی به ایجاد ارتباط مستقیم میان مغز انسان و تجهیزات مکانیکی و الکترونیکی که در برگیرنده محیط اطراف اوست بپردازند [3] به نحوی که نیاز به هیچ واسط عضلانی و راه‌های ارتباط معمولی بدن نباشد. بنابراین شاخه‌ی جدیدی به حوزه‌ی مطالعه‌ی سیگنال‌های مغزی اضافه شد که از آن به عنوان تعامل مغز با کامپیوتر یا BCI<sup>۲</sup> یاد می‌شود. تلاش برای کنترل محیط پیرامون با استفاده از سیگنال‌های مغزی با انجام آزمایشاتی روی حیوانات ادامه یافت. در سال ۱۹۷۰ آزمایشات به منظور کنترل حرکت بازوی مکانیکی و حرکت مکان‌نمای موس روی صفحه مانیتور بر روی میمون‌ها انجام گرفت. همزمان با افزایش تحقیقات در این زمینه، در سال ۲۰۰۰ تعریف جامعی برای علم BCI توسط ولپا ارائه گشت [4 و 5] و از آن به بعد هر ساله همایش‌ها و مسابقاتی در این زمینه برگزار می‌شود.

در میان روش‌های متنوعی که به منظور بازشناسی فعالیت‌های مغزی معرفی شده است، استفاده از فعالیت‌های الکتریکی مغز بیش از سایر روش‌ها مورد توجه قرار گرفته است [6]. برخی از دلایل آن عبارتند از امکان تفکیک مناسب فعالیت‌های مغزی نسبت به سایر روش‌ها، قابل حمل بودن تجهیزات

---

<sup>۱</sup> Electroencephalography

<sup>۲</sup> Brain Computer Interface

و استفاده‌ی آسان برای کاربر؛ ضمن آن که به تجهیزات ارزان‌تر و کم‌حجم‌تری نسبت به سایرین نیاز دارد. تغییرات شناسایی شده در سیگنال‌های مغزی را به سه دسته‌ی ۱- تغییر لحظه‌ای در سیگنال‌های مغزی (P300)، ۲- تحریک خارجی از راه بینایی (SSVEP) و ۳- تصور حرکتی می‌توان تقسیم نمود [7] که در فصل سوم بحث خواهد شد.

## ۲-۱ واسط مغز و کامپیوتر

در مطالعات BCI، در مرحله‌ی شروع، بدست آوردن سیگنال‌های مناسب یک نیاز ضروری برای تبدیل تفکر انسان به فرمان قابل کنترل است. سیگنال‌های دیجیتالی بدست آمده، وارد فرایندهایی برای استخراج ویژگی می‌شوند. از جمله‌ی این فرایندها پالایش زمانی، اندازه‌گیری دامنه و لتاز در یک لحظه‌ی زمانی خاص، تحلیل طیفی و غیره می‌باشد. ویژگی‌هایی که می‌توان به عنوان وجود اتفاق خاص بررسی کرد، به انواع فرکانسی، فضایی و زمانی تقسیم می‌شوند که در ادامه به توضیح هر یک پرداخته می‌شود [2].

- ویژگی فرکانسی یعنی کاهش‌هایی که در دامنه نوسان یا فرکانس سیگنال‌های مربوط به ناحیه‌ی تصور حرکتی مغز بوجود می‌آید، یک ویژگی در نظر گرفته می‌شود که برای تصور هر حرکت خاص می‌تواند متفاوت باشد. کاهش دامنه نوسانات منجر به کاهش انرژی سیگنال می‌شود که ناشی از وقوع یک پالس غیرهمفاز با نوسانات سیگنال‌های مغزی می‌باشد و تحت عنوان ERD<sup>۲</sup> شناخته می‌شود. پس از انجام حرکت، به منظور بازیابی انرژی یک پالس همفاز با سیگنال‌های مغزی تولید می‌شود که منجر به افزایش دامنه و انرژی سیگنال می‌گردد و با نام ERS<sup>۳</sup> شناخته می‌شود. ساختار ERS و ERD در شکل (۱-۱) نمایش داده شده است.
- ویژگی فضایی یعنی از نظر فضایی تعیین شود کدام قسمت مغز بیشتر با آن حرکت خاص مدنظر

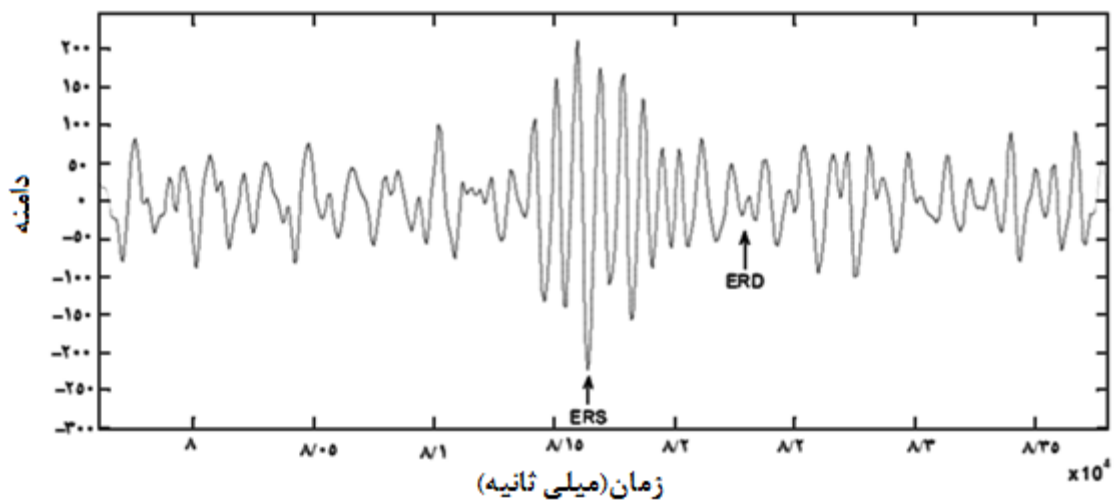
<sup>۱</sup> Steady-State Visual Evoked Potentials

<sup>۲</sup> Event Related Desynchronization

<sup>۳</sup> Event Related Synchronization

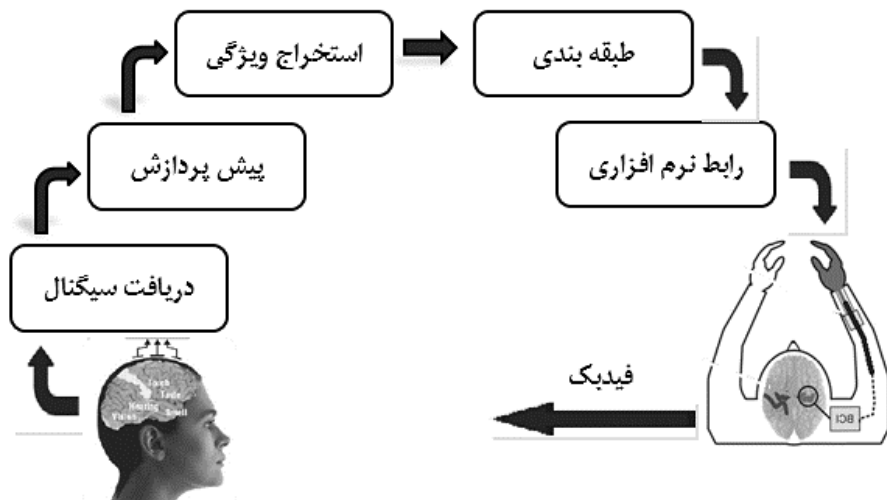
درگیر است و بهترین ویژگی از بین سیگنال‌های آن منطقه مشخص شود.

- ویژگی زمانی یعنی از زمانی که شروع حرکتی در نظر گرفته می‌شود، قله‌ای در حوزه‌ی فرکانس به‌وجود می‌آید که باید تعیین شود چند ثانیه قبل یا بعد از شروع تصور است. بازه‌های زمانی موجود نیز برای حرکت‌های مختلف متفاوتند و می‌توان آن‌را به عنوان ویژگی بررسی کرد.



شکل (۱-۱): ساختار شکل‌های ERS و ERD

سیستم‌های BCI انواع حرکتی که شخص قصد انجام آن را دارد از طریق سیگنال‌های بدست آمده‌ی مغز، پردازش سیگنال، و سپس استفاده از طبقه‌بند تمیز داده و فرمان مناسب مربوطه را به سیستم مکانیکی ارسال می‌کنند. آنگاه سیستم مکانیکی، تصور مورد نظر شخص را به حرکت مکانیکی تبدیل می‌کند [7]. این تغییر در سیگنال‌های الکتریکی بسته به نوع تصور، متفاوت می‌باشد و با شناسایی این تغییرات می‌توان امکان کمک به افراد ناتوان را برای پاسخ به نیازهای اصلی زندگی فراهم کرد. شکل (۲-۱) چرخه‌ی BCI را نشان می‌دهد.



شکل (۲-۱): فرایند BCI

### ۳-۱ هدف پایان نامه

در این پژوهش، هدف طراحی و پیاده سازی دریافت سیگنال‌های مغزی با هزینه‌ی پایین روی بستر پردازشگر TMS320C55XX می‌باشد. طبق تحقیقات انجام شده، تاکنون در زمینه‌ی تصور حرکت بازو با استفاده از سیگنال‌های مغزی، چنین کاری انجام نشده است. امید است با توسعه‌ی آن بتوان یک محصول تجاری و با قیمت مناسب در راستای پیشرفت کشور عرضه نمود.

از دیگر نوآوری‌های انجام شده در این پژوهش، استفاده از روش ردگیری انطباق ( $MP^1$ ) به منظور استخراج ویژگی است. درحالی‌که طبق بررسی‌های انجام شده، تاکنون از این روش نیز در این کاربرد استفاده نشده است. در این پژوهش، روش ردگیری انطباق با روش مبتنی بر موجک و نیز روش بسته موجک جهت استخراج ویژگی مقایسه شده است. از طرفی، پایگاه‌های موجود در زمینه‌ی BCI، هزینه‌بر هستند و یا این‌که به سادگی قابل دسترس نمی‌باشند. بنابراین، با توجه به اهمیت یک پایگاه داده در رسیدن به نتایج معتبر، و با شرایط خاصی که در متن توضیح داده خواهد شد، در خلال انجام این پایان نامه، یک پایگاه داده‌ی مناسب از سیگنال‌های مغزی نیز به منظور کنترل بازو تهیه شده

<sup>1</sup>Matching Pursuit

است.

در تحقیقات صورت گرفته در زمینه‌ی BCI، روش‌های مختلفی برای استخراج ویژگی، طبقه‌بند ویژگی، پایگاه داده‌ی مورد استفاده و پیاده‌سازی سخت‌افزاری سیگنال‌های مغزی انجام شده است. به برخی از این روش‌ها در فصل دوم اشاره می‌شود. در فصل سوم راجع به سیگنال‌های EEG و ویژگی‌های آن، روش‌های استخراج ویژگی مبتنی بر موجک و پردازشگرهای سیگنال جهت پیاده‌سازی، توضیح مختصری داده شده است. اما طراحی و پیاده‌سازی سخت‌افزاری پردازشگرهای سیگنال، نیازمند مراحل خاصی است که در فصل چهارم به تفصیل مورد بحث قرار می‌گیرد. در این تحقیق طبقه‌بندی سیگنال‌های EEG ناشی از دو کلاس تصور حرکتی بالا بردن و پایین بردن دست راست مدنظر است. برای این منظور، پایگاه داده‌ای ایجاد شده است که توضیحات مربوط به آن به همراه نتایج شبیه‌سازی، در فصل پنجم مورد بحث قرار گرفته است. در فصل ششم نتیجه‌گیری و پیشنهادات برای کارهای آینده آورده شده است.

# فصل دوم

## مروری بر روش‌های موجود

### ۱-۲ پیش‌گفتار

در این فصل مروری بر کاربردهای سیستم‌های BCI در عرصه پزشکی انجام شده که نتایج آن بیان شده، ضمن آن‌که به صورت مختصر مجموعه روش‌هایی که در زمینه پردازش سیگنال‌های مغزی تاکنون کاربرد داشته معرفی شده است.

## ۲-۲ موارد استفاده از تکنولوژی BCI

از کاربردهای BCI می‌توان به کنترل ویلچر، بازوهای رباتیکی، کاربردهای هجی کردن (درست نوشتن، خواندن، وغیره)، سیستم‌های هوشمند کنترل خانه و کنترل ساده مکان نما براساس کاربردهای سرگرمی که برای بیماران ناتوان نیز طراحی شده است، اشاره کرد. با این حال، هدف اصلی، توسعه‌ی سیستم‌های مفیدتر و ایده‌های جدید برای مردم ناتوان است تا زندگیشان را آسان‌تر سازد.

از طریق ایجاد ارتباط بین روش BCI و سایر زمینه‌های علمی نیز می‌توان کاربردهای متنوعی برای این علم متصور بود. از جمله این موارد ترکیب BCI با مهندسی پزشکی به منظور ساخت تجهیزات کمک پزشکی و توان‌بخشی برای کمک به بیماران دارای ضایعه حرکتی و یا قطع نخاع می‌باشد تا از این طریق بتوانند به کمک تجهیزاتی از این دست بخشی از امور روزانه خود را به صورت مستقل انجام دهند. همچنین می‌توان با ترکیب BCI با تکنولوژی خانه‌ی هوشمند<sup>۱</sup> انجام کارهایی از قبیل کنترل نور، تهویه اتاق و سایر وسایل الکترونیکی خانه را برای افراد ناتوان میسر ساخت. افراد معلولی که قادر به تکلم نیستند نیز با استفاده از تکنولوژی BCI قادر به نوشتن نامه بر اساس سیگنال‌های مغزی خود می‌باشند.

## ۲-۲-۱ تشخیص بیماری

همانطور که در قسمت‌های قبل اشاره شد براساس تفاوت‌هایی که برخی از بیماری‌ها در الگوهای سیگنال‌های EEG ایجاد می‌کنند می‌توان افراد سالم را از بیمار متمایز ساخت و بر اساس همین الگوها بیان کرد که یک شخص تا چه اندازه در معرض خطر ابتلا به این بیماری قرار دارد. از جمله بیماری‌هایی که از این روش برای تشخیص آن‌ها استفاده شده است می‌توان به صرع و آلزایمر اشاره کرد.

---

<sup>۱</sup> Smart Home



## ۲-۲-۲ کنترل واقعیت مجازی

در این مورد از سیگنال‌های مغز برای کنترل حرکت در دنیای مجازی استفاده می‌شود. در هر لحظه سیگنال مغزی براساس نشانه‌هایی که در آن موجود است معرف یک حرکت خاص در دنیای مجازی می‌باشد.

ایجاد تغییر در سیگنال‌های مغزی از دو طریق امکان پذیر است: تحریک خارجی از راه بینایی و تحریک داخلی<sup>۱</sup>. در تحریک داخلی، منشاء تغییر سیگنال EEG، تصورات حرکتی خود شخص بدون تحریک خارجی می‌باشد. این روش بر این اصل استوار است که هرگاه فرد تصمیمی می‌گیرد، یک تغییر در سیگنال مغزی وی رخ می‌دهد ضمن آنکه این تغییرات متناسب با تصویری که فرد داشته، متفاوت می‌باشند. به طور مثال می‌توان از طریق طبقه‌بندی سیگنال‌های تصور حرکتی فرد، یکی از روش‌های یاد شده در بخش‌های قبل را به کار برد و حرکت مکان نما و یا حرکت به چپ و راست یک گوی در صفحه نمایش را کنترل کرد. بر همین اساس تعدادی بازی رایانه‌ای تنها به منظور بررسی کیفیت عملکرد سیستم طراحی شده است.

## ۳-۲-۲ کنترل تجهیزات مکانیکی

از جمله کاربردهای به روز برای تکنولوژی BCI، استفاده از سیگنال‌های مغزی برای کنترل حرکت تجهیزات مکانیکی و ربات‌ها می‌باشد. همان‌طور که اشاره شد هدف از این کار کمک به افراد ناتوان جهت انجام بخشی از امور روزانه خود می‌باشد. از جمله موارد کاربرد BCI در این عرصه می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- **کنترل حرکت ویلچر:** با استفاده از یک ویلچر مجهز به موتور الکتریکی می‌توان امکان حرکت را برای افرادی که دچار معلولیت در نیم تنه پایین می‌باشند فراهم کرد و برای هدایت آن بدون نیاز به

---

<sup>۱</sup> ERP

دست می‌توان از سیگنال‌های تصور حرکتی مغز یا سیگنال‌های P300 ناشی از تحریک بینایی استفاده نمود [8]. البته در صورت استفاده از یک صفحه نمایش که در چهار سمت آن صفحات چشمک زن با فرکانس‌های مختلف قرار دارد، می‌توان از طریق سیگنال‌های SSVEP تولید شده در مغز نیز به هدایت ویلچر پرداخت. از جمله عوامل مؤثر بر افزایش دقت کنترل حرکت ویلچر با سیگنال‌های تصور حرکتی، استفاده از تصورات با بیشترین تفاوت ماهیتی (تصور حرکت دست، حرکت پا، انجام محاسبات ریاضی و تصور کلمات) است [9].

- **کنترل حرکت ربات سیار:** فرد می‌تواند از طریق تولید فرمان‌های حرکتی (ERP) در ذهن خود، حرکت یک ربات را در مسیر مورد نظر کنترل نماید.

- **کنترل حرکت بازوی مکانیکی:** به منظور کمک به افراد ناتوانی که دست خود را از دست داده‌اند، این مکانیزم جایگزین آرنج آنها می‌شود و خم و راست شدن آن را با سیگنال EEG، کنترل می‌نماید. فرد مورد نظر با استفاده از سیگنال‌های P300 و SSVEP می‌تواند باز و بسته شدن یک گیره رباتیکی را کنترل نماید که نتایج، عملکرد بهتر سیگنال‌های SSVEP را نشان می‌دهند [10].

- **کنترل دست مصنوعی:** از این طریق یک گیره رباتیکی جایگزین دست فرد ناتوان شده که در موارد پیشرفته‌تر این گیره همانند دست طبیعی دارای انگشتان مکانیکی نیز می‌باشد. سیگنال‌های تصور حرکتی در زمینه‌ی کنترل دست نیز کاربرد دارد؛ به طور مثال حرکت دست مصنوعی در ۴ جهت را می‌توان با ۴ تصور گوناگون کنترل نمود [11]. همچنین علاوه بر حرکت بازوی مکانیکی، سیگنال‌های تصور حرکتی برای باز و بسته شدن گیره به منظور حمل اجسام نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد [12]. به‌کارگیری سیستم‌های رباتیک پیشرفته با قابلیت کنترل دقیق‌تر و ساده‌تر می‌تواند در بهبود عملکرد کاربر مؤثر باشد [13].

زرشناس به صورت جامع، مروری بر انواع کاربردهای BCI با استفاده از سیگنال‌های EEG در

علم توانبخشی داشته است. **Error! Reference source not found.**

## ۲-۳ روش‌های پردازش سیگنال

برداشت سیگنال‌های مغزی با کیفیت بالا از نیازهای اساسی و اولیه برای دست یافتن به یک سیستم BCI کارآمد می‌باشد. در گام بعد انجام فرایند پردازش سیگنال و طبقه‌بندی داده‌های برداشت شده از مغز با دقت بالا مورد نیاز است تا در نهایت فرمان کنترلی متناسب با آنها تولید شده و از طریق یک واسط ارتباطی به دستگاه خارجی مورد نظر ارسال گردد. به طور کلی بخش‌های اصلی فرایند پردازش سیگنال EEG که در این پایان‌نامه مورد بررسی قرار گرفته است شامل مراحل پیش پردازش، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی سیگنال می‌باشد که در ادامه در مورد هر یک توضیح داده خواهد شد.

### ۲-۳-۱ پیش پردازش

عواملی مانند قرارگیری موی سر در زیر الکترودها، پلک زدن داوطلب و مواردی که در فصل ۵ به آنها اشاره خواهد شد، سبب ایجاد نویزهایی ناخواسته در سیگنال‌ها می‌شوند.

### ۲-۳-۲ استخراج ویژگی

طی فرایند استخراج ویژگی، ویژگی‌هایی که در تعیین کلاس تأثیرگذار بوده و دارای اطلاعات ارزشمندی برای تفکیک سیگنال‌ها هستند از سیگنال ورودی استخراج می‌گردد. به عبارت دیگر هر سیگنال ورودی، با استفاده از ویژگی‌های استخراج شده به شکل دنباله‌ای از بردارهای ویژگی توصیف می‌شود. متناسب با ویژگی‌های مختلف، ویژگی‌های متفاوتی در تفکیک سیگنال‌های مغزی تأثیرگذار هستند. به عنوان مثال در صورت نیاز به ویژگی‌های P300 موقعیت زمانی و نوع تغییرات ایجاد شده در طیف فرکانسی سیگنال‌های مغزی، در تفکیک آنها نقش مؤثری دارند. در مورد سیگنال‌های ناشی از تصورات ذهنی علاوه بر موارد فوق، تعیین محل مناسب برای اندازه‌گیری این سیگنال‌ها از سطح سر (موقعیت مکانی الکترودها) اهمیت دارد.

سیگنال‌های مغزی ناشی از تصور حرکتی، در دو حوزه‌ی زمان و فرکانس شامل اطلاعات مفیدی

هستند که کاربرد گسترده‌ای در سیستم‌های BCI دارند. روشی که برای استخراج ویژگی بکار می‌رود، بهتر است بطور همزمان هر دو ویژگی را شامل شود. بنابراین ویژگی‌های با قابلیت تفکیک بالاتر فراهم می‌شوند. چنین روش‌هایی که اطلاعات زمانی و فرکانسی سیگنال را ترکیب می‌کنند بسیار پرکاربرد هستند مانند روش‌های مبتنی بر تبدیل موجک [15] و تبدیل فوریه زمان کوتاه [16].

## ۲-۳-۳ طبقه‌بندی سیگنال

بردارهای ویژگی حاصل از مرحله‌ی استخراج ویژگی وارد یک طبقه‌بند شده تا بر اساس تفاوت میان آنها از هم تفکیک شده و کلاس یا گروه هر یک مشخص شود. ابتدا طی یک فرآیند آموزش تعدادی از سیگنال‌ها که گروه آنها مشخص است به طبقه‌بند داده می‌شود تا با آموزش الگوریتم طبقه‌بندی سیستم قادر به جداسازی ورودی‌های مربوط به کلاس‌های مختلف باشد، سپس می‌توان از آن برای طبقه‌بندی داده‌های جدید استفاده نمود.

الگوریتم طبقه‌بندی می‌تواند بسته به میزان پیچیدگی محاسباتی، خطی یا غیرخطی باشد. در مورد مسائل مربوط به طبقه‌بندی سیگنال‌های تصور حرکتی، روش‌های خطی که پیچیدگی‌های کمتری دارند، موفق‌تر از روش‌های غیرخطی عمل می‌کنند [17]. با این وجود زمانی که داده‌های بسیار بزرگ یا کوچک داشته باشیم روش‌های طبقه‌بندی با ساختارهای پیچیده مانند روش‌های مبتنی بر توابع کرنل، عملکرد بهتری از خود نشان می‌دهند [18]. طبقه‌بندی به کمک ماشین بردار پشتیبان (SVM)<sup>۱</sup> یک روش طبقه‌بندی بر اساس توابع کرنل می‌باشد که هم در مسائل خطی و هم مسائل غیرخطی کاربرد دارد [19]. هدف این روش، معرفی یک ابر صفحه به منظور تفکیک کلاس‌های موجود در فضای ویژگی است [20] به طوری که صفحه تفکیک کننده مابین دو کلاس، باید حداکثر فاصله را از داده‌های آموزش هر دو کلاس داشته باشد. این روش توسط مولر و همکاران در کاربردهای BCI مورد

---

<sup>۱</sup> Support Vector Machine (SVM)

استفاده قرار گرفت [21]. شبکه عصبی چند لایه پرسپترون ( $MLP^1$ ) از جمله پرکاربردترین نوع شبکه عصبی در زمینه BCI است که با تنظیم تعداد نرون‌های لایه‌های مختلف این شبکه می‌توان از آن در مسائل تصمیم‌گیری مختلف استفاده نمود.

برای داشتن یک ارتباط بدون وقفه بین مغز و دستگاه باید عملیات پردازش با بیشترین دقت در کمترین زمان ممکن انجام شود [22]. بشاشتی طی یک مقاله به صورت جامع و کامل مروری بر انواع روش‌های پردازش سیگنال در زمینه BCI داشته و به معرفی محققین فعال در هر بخش پرداخته است [23].

به‌عنوان کارهای انجام شده در زمینه‌ی کنترل بازوی مکانیکی و استفاده از روش‌های شبیه‌سازی، می‌توان به [24] اشاره کرد که برای طبقه‌بندی دو کلاس تصور حرکت دست راست و چپ، از حوزه‌ی زمان-فرکانس برای استخراج ویژگی استفاده شده است. برای این منظور از دو کانال  $C_3$  و  $C_4$  استفاده نموده و توسط تبدیل موجک، توزیع زمان-فرکانس این دو کانال بدست آمد. این پژوهش برای طبقه‌بندی ویژگی‌ها از SVM استفاده نموده است.

در [25] نیز برای طبقه‌بندی دو کلاس تصور حرکت به سمت راست و چپ از سیگنال‌های  $C_3$  و  $C_4$  و از ترکیب ۵ طبقه‌بند SVM، شبکه عصبی چند لایه ( $MLP$ )،  $k$ -NN<sup>۲</sup>، PARZEN و بیزین استفاده شده است. در این پژوهش استخراج ویژگی به روش بسته موجک و انتخاب فرکانس به دو روش جستجوی فرکانس و DSLVQ<sup>۳</sup> انجام شده است.

در [26] با استفاده از الگوی SSVEP، برای استخراج ویژگی از حوزه‌ی فرکانس استفاده شده است. در این تحقیق فرکانس‌های ۶ الی ۴۳ هرتز وارد مرحله‌ی طبقه‌بندی می‌شوند.

---

<sup>۱</sup> Multilayer Perceptron (MLP)

<sup>۲</sup> K-Nearest Neighbor Rule

<sup>۳</sup> Distinctive Sensitive learning Vector Quantization

در [27] با استفاده از سیگنال‌های مغزی ۴ شخص سالم و ۲ شخص بیمار، برای طبقه‌بندی بین وظایف شانه و آرنج از الگوریتم TFSP<sup>۱</sup> استفاده شده است. این الگوریتم با تجزیه‌ی سیگنال به ویژگی‌های زمانی، فرکانسی و فضایی، جزئیات را مورد بررسی قرار می‌دهد. حال بخش‌های مختلف زمان-فرکانس بسته به سهم و تأثیرشان وزن داده می‌شوند. ضرایب این وزن‌دهی در طبقه‌بند نهایی مورد استفاده قرار می‌گیرند. آنگاه پس از اعمال یک آستانه به حاصل این ترکیب، یکی از دو الگوریتم SABD<sup>۲</sup> یا EF<sup>۳</sup> انتخاب می‌شود.

در زمینه‌ی ایجاد پایگاه داده، می‌توان به پایگاه داده‌ی مسابقات BCI در سال ۲۰۰۳ اشاره کرد که در آن یک داوطلب زن ۲۵ ساله حرکت به سمت چپ و راست را تصور می‌نمود. برای انجام هر آزمایش که دارای ۴۰ مرحله بوده است ۹ ثانیه در نظر گرفته شده بود و در هر مرحله ۷ تصور متفاوت انجام می‌شد. در این مجموعه، نمونه برداری با فرکانس ۱۲۸ هرتز از سه کانال C3، C4 و CZ انجام شد. بعد از انجام عملیات پیش پردازش، سیگنال‌ها به بازه‌ی ۰ تا ۴۰ هرتز فیلتر شده‌اند [28].

در [29] از شش داوطلب دست راستی خواسته شد تا با هدف حرکت بازوی رباتیکی برای رسیدن به یک جسم تجسمی، به صفحه نمایش کامپیوتر نگاه کنند. در طول آزمایش، با در نظر گرفتن CZ به عنوان مرجع، ۱۲۰ کانال EEG ضبط شد.

در [27]، به منظور کنترل یک بازوی مکانیکی، ۱۶ الکتروود طبق آرایش ۲۰-۱۰ در ناحیه‌ی پس سری روی جمجمه چیده شده‌اند. در این مجموعه نیز نمونه برداری با فرکانس ۱۲۸ هرتز انجام شده اما به بازه‌ی ۰/۱ تا ۶۰ هرتز فیلتر شده است.

با توجه به مطالب ذکر شده ملاحظه می‌شود علم BCI با کاربردهای متنوعی رو به رشد است.

---

<sup>۱</sup> Time Frequency synthesized Spatial Pattern

<sup>۲</sup> Shoulder ABDuction

<sup>۳</sup> Elbow Flexion

در بین روش‌های ذکر شده برای دریافت سیگنال، از تعداد کانال‌های مختلفی استفاده می‌شود اما همه‌ی آنها از آرایش ۱۰-۲۰ استفاده نموده و در پی یافتن کمترین تعداد الکتروود، از روش‌های شبیه‌سازی مختلفی استفاده شده است که در بین آنها روش‌های مبتنی بر موجک بیشترین کاربرد را به خود اختصاص داده است.





# فصل سوم

## مبانی نظری و عملی

### ۱-۳ پیشگفتار

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

## ۳-۲ مبانی نظری

در این قسمت به معرفی جزئیات بیشتری از منشأ ایجاد سیگنال‌های مغزی، زیر باندهای سیگنال‌های مغزی و نحوه دریافت آن‌ها می‌پردازیم.

### ۳-۲-۱ منشأ ایجاد سیگنال‌های مغزی

سیگنال‌های مغزی، فعالیت سیناپسی (محل تماس دو عصب) را که با هم در تماس هستند، منعکس می‌کنند که علتش نرون‌های پوستی است که در شعاعی از جمجمه قرار دارد. بنابراین این سیگنال، مجموع فعالیت همزمان هزاران نرونی که به الکترودهای مشابه EEG نزدیک هستند را اندازه‌گیری می‌کند. همانطور که قبلاً اشاره شد، تغییرات شناسایی شده سیگنال‌های مغزی را به سه دسته ۱-P300، ۲-تحریک خارجی از راه بینایی و ۳-تصور حرکتی می‌توان تقسیم نمود که در ادامه بحث می‌شود.

### ۳-۲-۱-۱ P300

در اینجا P به معنی پیک مثبت و ۳۰۰ به معنی رخ دادن یک تغییر ناگهانی در سیگنال مغزی، ۳۰۰ میلی ثانیه پس از اتفاقی خاص در محیط بیرون است. این تغییر می‌تواند ناشی از روی دادن یک پدیده‌ی فیزیکی مانند شنیدن صدا یا دیدن جسم خاص باشد [30 و 31]. مشهورترین P300 بر پایه‌ی کاربرد BCI، نمونه‌ی هجی نمودن کلمات است [32]. از عوامل اثرگذار بر کیفیت سیگنال‌های P300 تولید شده، می‌توان به میزان انگیزه‌ی کاربر [33] و وضعیت فیزیولوژیک بدن از نظر سطح استرس و میزان ضربان قلب [34] اشاره کرد. P300 یک پاسخ وابسته به شخص نیست و می‌تواند برای هر شخص مشاهده شود. بنابراین برای کاربرانی که می‌خواهند این کاربرد را در BCI عملی کنند، نیاز به هیچ آموزش گسترده‌ای نیست [35 و 36].

### ۳-۲-۱-۲ تحریک خارجی از راه بینایی

نوع دیگری از تغییرات شناسایی شده در سیگنال‌های مغزی لحظه‌ای نبوده بلکه بر اثر تحریک بینایی در یک فرکانس خاص مغز عکس العمل نشان داده و فعالیت‌های مغزی در فرکانسی متناسب با فرکانس تحریک افزایش می‌یابد [37]. به طور مثال اگر فرد به یک صفحه یا چراغ چشمک زن نگاه کند فرکانس سیگنال‌های EEG او متناسب با فرکانس سطح چشمک زن تغییر خواهد کرد. از روش تحریک خارجی از راه بینایی (SSVEP) برای کنترل حرکت مکان نما روی صفحه مانیتور استفاده می‌شود. در این روش تأثیر ناشی از بینایی روی سیگنال‌های مغزی مورد توجه قرار گرفته است.

### ۳-۲-۱-۳ تصور حرکتی

تغییراتی که تاکنون در مورد سیگنال‌های EEG بررسی شد دارای منبع خارجی بود؛ اما هنگامی که فرد تصمیم به انجام کار خاص یا حرکت یکی از اعضای بدن خود می‌گیرد متناسب با نوع تصور فرد، تغییراتی در سیگنال‌ها مشاهده می‌شود. این تغییرات نیازی به تحریک خارجی نداشته و تنها متناسب با تصورات فرد ایجاد می‌شوند و به نام سیگنال‌های تصور حرکتی<sup>۱</sup> شناخته می‌شوند [38]. این روش بر این اصل استوار است که هرگاه فرد تصمیمی می‌گیرد، تغییراتی در دامنه و فرکانس امواج مغزی وی رخ می‌دهد ضمن آن که این تغییرات متناسب با تصویری که فرد داشته، متفاوت می‌باشد [39]. به طور مثال می‌توان از طریق طبقه‌بندی سیگنال‌های تصور حرکتی فرد، حرکت مکان‌نما و یا حرکت به چپ و راست یک گوی در صفحه نمایش را کنترل کرد. بر همین اساس تعدادی بازی رایانه‌ای تنها به منظور بررسی کیفیت عملکرد سیستم طراحی شده است [2]. از دیگر عوامل موثر بر میزان تفکیک پذیری سیگنال‌های مغزی، میزان تمرکز کاربر می‌باشد. بخصوص در کاربردهای برخط که استفاده طولانی مدت از دستگاه مدنظر می‌باشد.

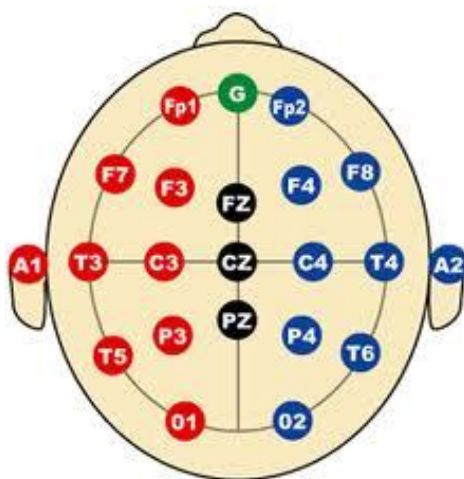
---

<sup>۱</sup> Motion Imagery

### ۳-۲-۲ نحوه دریافت سیگنال های مغزی

امروزه تجهیزات فراوانی در بازار برای دریافت سیگنال های مغزی موجود است که به طور کلی از چهار قسمت اصلی تشکیل شده اند: ۱- الکترودها برای ثبت و گرفتن سیگنال ها 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 و متداول ۱۰-۲۰ استفاده می نمایند [40 و 41]. در این آرایش، هر الکتروود دارای یک نام است که بر اساس موقعیت آن الکتروود در یک نیمکره انتخاب شده است و نیز دارای یک شماره می باشد که نیمکره مربوطه را شامل می شود. شماره های زوج مربوط به نیمکره راست و شماره های فرد مربوط به نیمکره چپ است. عبارت ۱۰-۲۰ اشاره به فاصله (به درصد) بین الکترودها دارد که مثلاً ۲۰ درصد شامل دور سر است. مکان این الکترودها بر اساس نواحی مغزی مجاور مشخص می شوند که عبارتند از ناحیه جلویی، ناحیه مرکزی، ناحیه گیجگاهی، ناحیه عقبی و ناحیه چشمی که به ترتیب با حروف لاتین O, P, T, C, F نشان داده می شوند. در شکل (۳-۱) نمایی از استاندارد فوق نمایش داده شده است.



شکل (۳-۱): نحوه قرارگیری الکترودها بر اساس استاندارد بین المللی ۱۰-۲۰ [42]

### ۳-۲-۳ زیر باندهای امواج مغزی

اطلاعات مفید موجود در سیگنال‌های مغزی به زیر باندهای فرکانسی مختلفی تقسیم‌بندی می‌شوند که در فعالیت‌های خاص فرد پدیدار و ناپدید می‌گردند که به طور خلاصه در زیر بیان می‌شوند [43].

۱- فعالیت‌های امواج واقع در باند دلتا: این امواج دارای دامنه زیاد و فرکانسی بین ۵/۰ تا ۴ هرتز می‌باشند. در بزرگسالان معمولاً هنگام شروع خواب عمیق و هنگام دوره انتقال از حالت بیداری به خواب پدیدار می‌شوند این امواج طبیعتاً در نوزادان نیز وجود دارند. همچنین ممکن است در اثر جراحات‌های عمیق و در بیماری‌های مغزی متابولیک وجود داشته باشند. این موج‌ها در بزرگسالان به طور برجسته در جلوی مغز و در کودکان در عقب مغز وجود دارند.

۲- فعالیت‌های امواج واقع در باند تتا: فرکانس این امواج در محدوده ۴ تا ۸ هرتز بوده و به طور طبیعی در نوجوانان وجود دارد. همچنین در هنگام هیجان و یا تفکر در بزرگسالان نیز به وجود می‌آیند. امواج تتای اضافی در بزرگسالان به معنای فعالیت غیرمعمول مغز است. این امواج در قسمت‌های وسط سر و بالای گوش قرار دارند.

۳- فعالیت‌های امواج واقع در باند آلفا: این امواج معمولاً در قسمت ناحیه پشت سری (قسمت بینایی) فعال می‌شوند و دارای دامنه‌ی زیاد و فرکانس بین ۸ تا ۱۳ هرتز هستند. این بازه‌ی فرکانسی در هنگام بیداری بیش از حد، هوشیاری و در حالت استراحت با چشمان بسته و همچنین زمانی که چشم‌ها باز هستند پدیدار می‌شوند. البته این امواج در هنگام هوشیاری و حالت استراحت بیشتر مشاهده می‌شوند و در هنگام فشار ذهنی، کاهش می‌یابند.

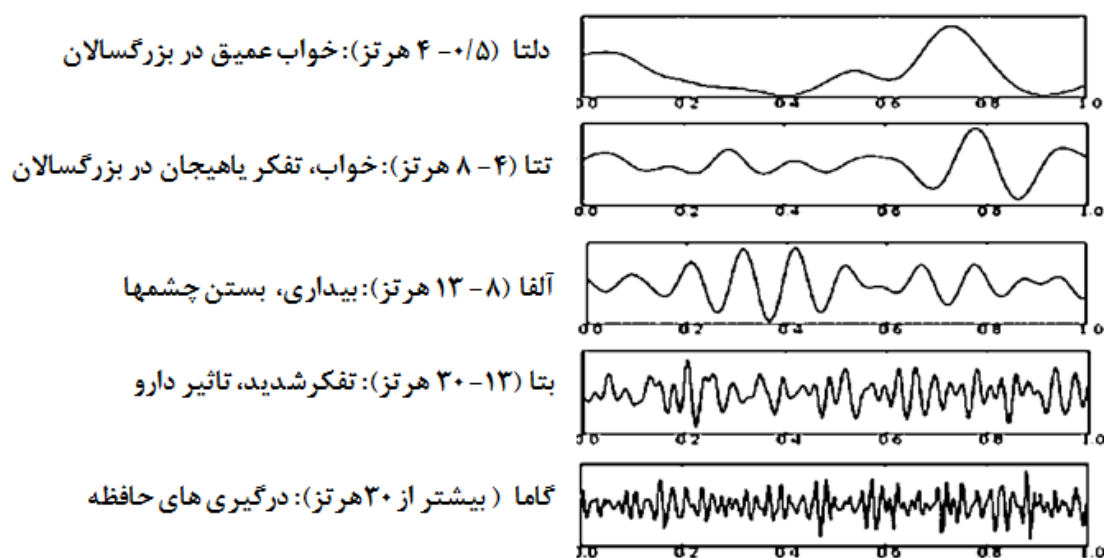
۴- فعالیت‌های امواج واقع در باند میو: علاوه بر آلفای پس سری، یک نوع موج دیگر در همین رنج به نام امواج میو وجود دارد که در نواحی حسی-حرکتی وجود داشته و در هنگامی که دست‌ها و بازوها بیکار هستند زیاد می‌شوند.

۵- فعالیت‌های امواج واقع در باند بتا: این امواج بسیار سریع بوده و دارای فرکانس در محدوده ۱۳

تا ۳۰ هرتز می‌باشند. این فعالیت‌ها نشان‌دهنده هوشیاری و هیجان در فرد هستند و اغلب در نواحی مرکزی و جلویی سر فعالیت بیشتری از خود نشان می‌دهند. این امواج وابسته به فعالیت‌های حرکتی بوده و اغلب در هنگام تفکر شدید و تأثیر داروها پدیدار می‌گردند. در مواقع اضطراب نیز این امواج پدیدار می‌گردند و معمولاً به دو زیر باند  $\beta_1$  (۱۳-۲۵ هرتز) و  $\beta_2$  (۲۵-۳۰ هرتز) تقسیم بندی می‌شوند.

۶- فعالیت‌های امواج واقع در باند گاما: فرکانس امواج گاما در حدود ۳۰ تا ۱۰۰ هرتز است. این امواج در مناطق حسی-حرکتی وجود داشته و هنگام مشغولیت شدید ذهنی شناختی، مانند پردازش بر روی نور و صدا و در هنگام درگیری حافظه به وجود می‌آیند.

خلاصه‌ای از مباحث بالا در شکل (۲-۳) نشان داده شده است. نکته قابل توجه در این زمینه این است که با تصور حرکت، ما شاهد افزایش فرکانس در امواج مغزی می‌باشیم. بنابراین ما به دنبال روشی هستیم تا با استفاده از استخراج ویژگی مناسب و الگوریتمی با حجم محاسباتی مناسب بتوانیم ظهور امواج گاما را که متناسب با تمرکز بر روی تصور حرکت می‌باشد، تشخیص دهیم تا گامی در جهت کمک به بیماران ناتوان برداریم.



شکل (۲-۳): سیگنال‌های مغزی در حالات مختلف انسان [43]

در حالت طبیعی انسان، فعالیت‌های مغزی به صورت سیگنال‌هایی با ویژگی‌های طیفی تقریباً ثابت قابل رؤیت است. مشاهده شده زمانی که فرد یکی از اعضای بدن خود را حرکت می‌دهد نوسانات امواج میو، بتا و گاما دریافتی از نواحی مربوط به تصور حرکتی مغز دستخوش تغییر در دامنه و فرکانس می‌شوند [44]. همچنین اثبات شده در صورتی که فرد تنها تصور حرکت اعضای بدن خود را انجام دهد نیز همان تغییرات در سیگنال‌های مغزی مشاهده خواهد شد [45]. بر این اساس تصورات حرکتی افراد با بررسی تغییرات ایجاد شده در سیگنال‌های مغزی قابل پیش‌بینی می‌باشد بدون آنکه نیاز به انجام آن حرکت توسط فرد باشد. سیگنال‌های مربوط به تصور حرکتی بخشی از فعالیت‌های نوسانی مغز هستند. از میان ۵ طیف فرکانسی امواج مغزی، امواج طیف آلفا، بتا و گاما بیشترین تأثیرپذیری را از تصورات حرکتی دارند بنابراین اطلاعات مفیدی در زمینه نوع تصور انجام گرفته می‌توان از این سیگنال‌ها دریافت کرد. از همین رو به عنوان طیف فرکانسی وابسته به حرکت<sup>۱</sup> از آنها یاد می‌شود.

### ۴-۲-۳ نویزهای موجود در سیگنال‌های مغزی

مسلماً 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 تأثیر گذار می‌باشند: ۱- نویزهای زیستی ۲- نویزهای خارجی. در ادامه به معرفی مهمترین انواع نویزهای فوق خواهیم پرداخت.

### ۱-۴-۲-۳ نویزهای زیستی

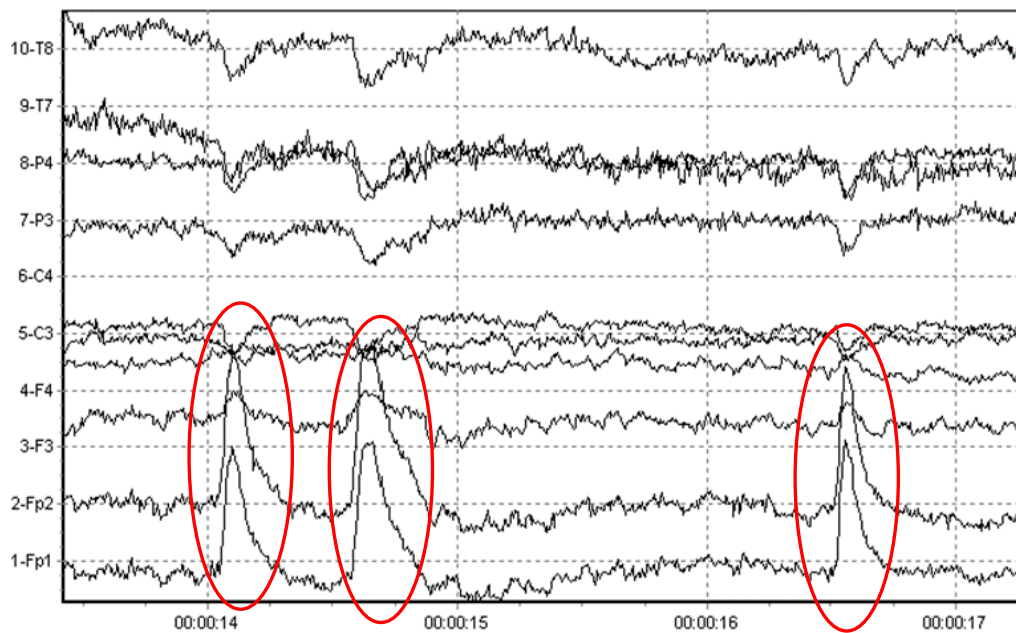
این نوع از نویزها منبع داخلی داشته و توسط ارگان‌های داخلی بدن تولید می‌شوند. از نویزهای معروف این دسته می‌توان به نویز ناشی از حرکات چشم اشاره داشت به نحوی که حتی پلک زدن فرد نیز سبب ایجاد نویز در سیگنال‌ها می‌شود. در شکل (۳-۳) قسمتی از یک سیگنال مغزی که در اثر

---

<sup>۱</sup> sensorimotor rhythms

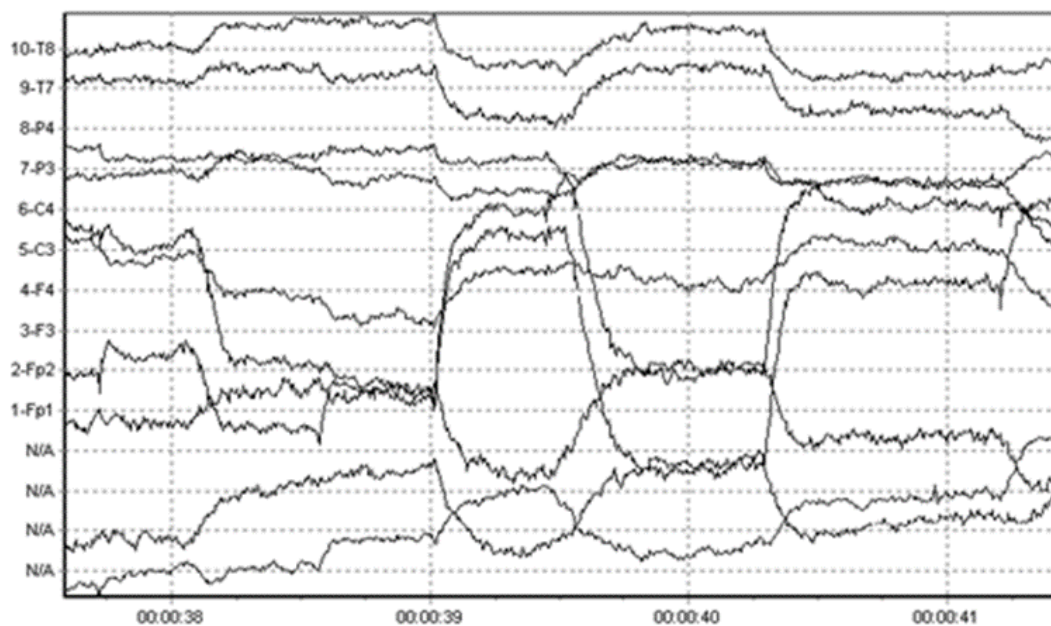
پلک زدن چشم، نویزی شده نشان داده شده است. حرکات سریع چشمی که معمولاً به صورت افقی و یا عمودی می‌باشند نیز می‌توانند سبب اختلال در این سیگنال‌ها شوند. در شکل (۳-۴) اثر نویز ناشی از حرکات عمودی و افقی چشم نشان داده شده است.

نوع دیگری از نویزهای تأثیرگذار ناشی از سیگنال‌های EMG ماهیچه‌ای می‌باشد. حرکات ماهیچه‌ای در بدن باعث ایجاد سیگنال‌هایی موسوم به EMG می‌شوند که در کل بدن تأثیرگذار 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.

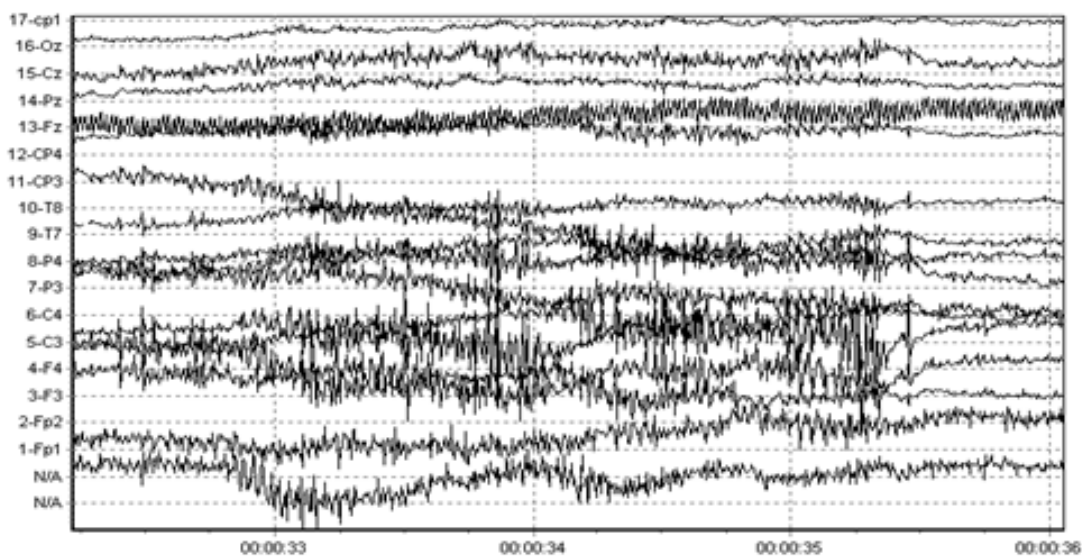


شکل (۳-۳): نویز ناشی از پلک زدن چشم روی سیگنال‌های مغزی [46]





شکل (۳-۴): نویز ناشی از حرکات عمودی و افقی کره چشم بر روی سیگنال‌های مغزی [46]



شکل (۳-۵): نویز ناشی از سیگنال‌های ماهیچه‌ای بر روی سیگنال‌های مغزی [46]

از دیگر نویزهای این دسته می‌توان به نویزهای ناشی از ضربان قلب ECG و حرکات زبان در دهان فرد اشاره نمود که هرکدام از این منابع تأثیر نامناسبی بر روی امواج مغزی می‌گذارند [47].

### ۳-۲-۴ نويزه‌های خارجی

همیشه محیط نیز به صورت ایده‌آل نبوده و منابعی وجود دارند که سبب ایجاد اختلال می‌شوند. از میان این نوع منابع که تأثیر منفی بروی سیگنال‌های مغزی دارند می‌توان به نویز ۵۰ هرتز موجود در محیط که ناشی از وسایل برقی در اطراف می‌باشد، جابجایی الکترودها بر روی سر و حرکت خود فرد اشاره کرد. البته در صورت نداشتن و ضعیف بودن زمین مناسب برای دستگاه نیز، نویزپذیری سیستم افزایش می‌یابد [47].

### ۳-۲-۵ 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. جهت بررسی دقیق‌تر امواج مغزی در بازه‌های فرکانسی مختلف باید از روشی استفاده نمود تا بتواند ویژگی‌های بدست آمده را از این بازه‌ها استخراج نماید. تحلیل فرکانسی سیگنال‌های مغزی به چندین روش کلی مانند تبدیل فوریه، تبدیل موجک و تبدیل بسته موجک قابل انجام می‌باشد که به توضیح مختصری از این روش‌ها می‌پردازیم. البته در این پژوهش روش ردگیری انطباق که طبق بررسی‌های انجام شده برای اولین بار جهت استخراج ویژگی از سیگنال‌های مغزی استفاده شده نیز معرفی می‌شود. در ضمن باید اشاره نمود روش‌های بیشتری جهت تحلیل سیگنال‌های مغزی مورد استفاده قرار می‌گیرد که اشاره به تمامی آن‌ها در این مبحث نمی‌گنجد و این روش‌ها با توجه به رویکرد عملی و قابلیت پیاده‌سازی آن‌ها مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

### ۳-۲-۵-۱ تبدیل فوریه

در این روش سیگنال را به فرکانس‌های تشکیل دهنده آن تقسیم بندی نموده و می‌توان فرکانس‌های مؤثر 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 نیاز داریم تا به صورت محلی بررسی

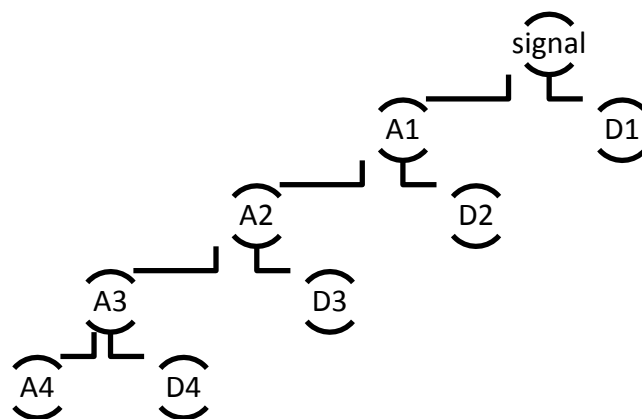
شوند. از این رو این نوع تبدیل مناسب استفاده برای سیگنال‌های مغزی نمی‌باشد.

### ۲-۵-۲-۳ تبدیل موجک

تبدیل دیگری که به دلیل خاصیت محلی بودن بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد تبدیل موجک نام دارد. تبدیل موجک به صورت همزمان هم از دیدگاه فرکانس و هم از دیدگاه زمان، سیگنال را بررسی می‌نماید. تبدیل موجک این امکان را فراهم می‌کند ویژگی‌های طیفی قسمت‌های مختلف سیگنال را تحلیل کنیم ضمن آنکه در قسمت‌های مختلف سیگنال از نظر زمانی بزرگ‌نمایی انجام دهیم. تبدیل موجک، تابعی را برای تقسیم سیگنال به بخش‌های کوچکتر و تحلیل آنها ارائه می‌دهد.

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 آنجایی که سیگنال تقریب و جزئیات بدست آمده در هر مرحله، ناشی از اعمال یک فیلتر پایین‌گذر و بالاگذر به سیگنال اصلی در مرحله اول و سیگنال تقریب در مراحل دیگر می‌باشد، در هر مرحله شاهد بازه‌های فرکانسی مختلفی از سیگنال هستیم. در شکل (۳-۶) این مطلب برای ۴ سطح تجزیه نشان داده شده است. البته این بازه‌ها 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 (۳-۱) پس از ۵ سطح تجزیه، بازه‌های فرکانسی متناسب با هر سطح تجزیه نشان داده شده‌اند. البته در این قسمت از تحلیل ریاضی تبدیل موجک خودداری نموده و جهت اطلاعات بیشتر به مرجع [48] می‌توان مراجعه نمود.



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

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

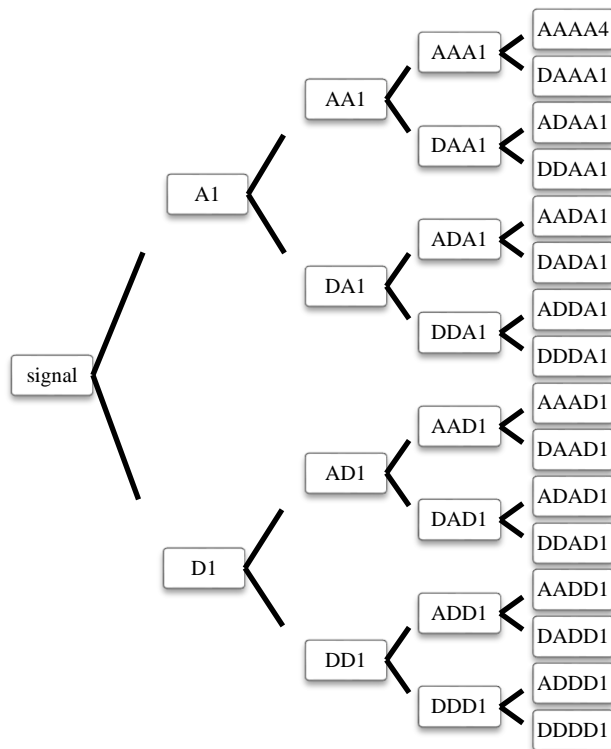
سیگنال اصلی با فرکانس نمونه برداری ۱۵۰ هرتز		سطوح تجزیه
A1=هرتز (۰-۷۵)	D1=هرتز (۷۵-۱۵۰)	۱
A2=هرتز (۰-۳۷)	D2=هرتز (۳۷-۷۵)	۲
A3=هرتز (۰-۱۸)	D3=هرتز (۱۸-۳۶)	۳
A4=هرتز (۰-۹)	D4=هرتز (۹-۱۸)	۴
A5=هرتز (۰-۴)	D5=هرتز (۴-۹)	۵

### ۳-۵-۲-۳ تبدیل بسته موجک

تفاوت عمده 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

می‌شود که در شکل (۷-۳) این روند نشان داده شده است.



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

### ۴-۵-۲-۳ ردگیری انطباق

این الگوریتم که در سال ۱۹۹۳ توسط مَلت و ژانگ از جامعه آمار به جامعه پردازش سیگنال معرفی شد بسیار مورد توجه متخصصین این حوزه قرار گرفت [49]. عملکرد این الگوریتم به گونه‌ای است که سیگنال  $X$  را با استفاده از یک ترکیب خطی از سیگنال‌های دریافتی بدست آمده از یک دیکشنری از قبل تعریف شده و به کمک یک فرایند تکرار پذیر تقریب می‌زند. از جمله کاربردهای 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 کاربردهای 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 بیشتر از جزئیات این الگوریتم به مرجع [50] می‌توان مراجعه نمود.

### ۳-۳ 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.

#### ۱-۳-۳ 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 DSP<sup>۱</sup> 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 DSP ها گردید. این پردازنده که در اواخر 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 [۵۱].

---

<sup>۱</sup> Digital Signal Processing

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 DSP هایی با سرعت ۱۵۰ تا ۳۰۰ مگاهرتز روی آورده‌اند.

### ۳-۱-۳-۱ پردازنده های مهم شرکت TI

با ورود<sup>۱</sup> JTAG به عرصه پردازنده‌ها، شرکت TI نیز یک نرم‌افزار یکپارچه به نام CCS<sup>۲</sup> 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 خانواده‌ی اصلی 54XX و 55XX 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 عملاً طراحی سری‌های جدید برای خانواده 54XX متوقف شده و هر روز پردازنده‌های کم‌مصرف-تری 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 [۵۱].

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.

---

<sup>۱</sup> Joint Test Action Group

<sup>۲</sup> Code Composer Studio

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

سری 28XX یک خانواده با عملکردی نزدیک به میکرو کنترلرها می باشند. این سری تنها سری است که در آن حافظه فلش وجود دارد. وجود حافظه فلش داخلی، برنامه ریزی این پردازنده ها را نسبت به دیگر خانواده ها آسان تر نموده است. در این خانواده ها حجم حافظه داخلی از نوع SRAM کمتر از ۳۲ کیلو بوده و کاربرد اصلی این سری بیشتر به عنوان یک میکرو کنترلر پر سرعت می باشد [۵۱].

ج- سری 6000 (6XXX) : این سری شامل سه خانواده اصلی 62XX، 64XX، 67XX هستند. این خانواده ها پیشرفته ترین پردازنده های ساخت شرکت TI می باشند. در این خانواده ها فرکانس کاری پردازنده بین ۱۵۰ مگاهرتز تا ۱/۲ گیگا هرتز می باشد اما سرعت واقعی این پردازنده ها ۸ برابر کلاک کاری آنها است. در این پردازنده ها در هر کلاک تا حداکثر ۸ دستور به شکل همزمان قابل اجرا بوده به همین دلیل این پردازنده ها می توانند تا حدود ۱۰ گیگا دستورالعمل در ثانیه (GIPS<sup>۱</sup>) اجرا نمایند. این خانواده برای تمامی انواع پردازش های پر سرعت مناسب هستند اما سری 64XX با قابلیت های خاص آن مناسب ترین سری برای پردازش تصویر می باشد. در بین خانواده های مختلف، پیچیده ترین سری از نظر طراحی سخت افزار، سری 6000 می باشد. سری های 2000 و 5000 از نظر طراحی سخت افزار، پیچیدگی یکسانی دارند [۵۱].

### ۳-۳-۱-۲ پردازنده TMS320C5509A

از بین خانواده های معرفی شده، پردازنده 5509A 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 [52] مراجعه نمود.

---

<sup>۱</sup> Giga Instruction Per Second



- 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 دستورات عمل‌های نسبتاً پیچیده یا تخصصی پردازش سیگنال (فیلترهای افقی، کانولوشن، الگوریتم ویتربی و غیره) به صورت سریع
  - قابلیت محاسبه ۴۰۰ میلیون محاسبه ریاضی در ثانیه در فرکانس ۲۰۰ مگاهرتز.
  - پشتیبانی از پرتکل‌های سریال McBSP و I2C برای ارتباط با انواع مبدل<sup>۱</sup>ها
  - کاربردهای این خانواده را نیز می توان به صورت خلاصه در زیر بیان نمود.
  - کدینگ و دیکدینگ صوت
  - حذف نویز
  - مدولاسیون و دمدولاسیون
  - فشرده سازی صوت
  - رمزنگاری صوت
- جهت بارگذاری برنامه‌های نوشته و ارتباط پردازنده با برنامه CCS نیز از یک JTAG مدل XDS560 استفاده شده که در شکل (۳-۸) نشان داده شده است.

---

<sup>۱</sup> Codec



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

### ۲-۳-۳ 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 [53].

- توسط شرکت Texas Instruments ساخته شده است و با پردازنده‌های این شرکت سازگار است.
- شامل یک کانال خط ورودی دوتایی<sup>۱</sup>، یک کانال ورودی میکروفن به صورت جداگانه، یک کانال خروجی دوتایی<sup>۲</sup> و یک کانال خروجی هدفون می‌باشد.

<sup>۱</sup> Line In

<sup>۲</sup> Line Out

- می‌توان یک میکروفرن 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 ۱/۶ است.
- برای آنالوگ به دیجیتال نمودن، از ولتاژهایی استفاده می‌شود که تقریباً با ولتاژ ۳/۳ مشابه DSP منطبق است.
- استفاده از روش sigma-delta برای قسمت<sup>۱</sup> ADC و<sup>۲</sup> DAC.
- تنظیم رجیسترهای داخل کدک توسط چندین روش شامل SPI، I2C، McBSP
- امکان ارسال و دریافت همزمان داده‌ها به صورت ۸، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ بیتی توسط پورت McBSP
- شامل تقویت کننده داخلی جداگانه برای ورودی میکروفرن و ورودی‌های دوتایی جهت تقویت سیگنال‌های ورودی
- به منظور تست عملکرد کدک، در داخل این کدک یک مسیرکنار گذر<sup>۳</sup> تعبیه شده است به نحوی که می‌توان هر سیگنالی که به ورودی اعمال شود را عیناً در خروجی دریافت نمود.

---

<sup>۱</sup> Analogue to Digital Converter

<sup>۲</sup> Digital to Analogue Converter

<sup>۳</sup> Bypass



# فصل چهارم

## سیستم سخت افزاری و نرم افزاری پیشنهادی

### ۱-۴ پیش گفتار

در این فصل دو سیستم طراحی شده، که یکی مربوط به دریافت و تقویت دو کانال از سیگنال های مغزی و دیگری مدار پردازشگر سیگنال، شامل پردازنده TMS320C5509A به طور کامل تری معرفی خواهند شد. همچنین در این فصل، الگوریتم پیاده سازی شده جهت تشخیص تصور حرکت بر روی مدار پردازشگر نیز، بیان می شود.

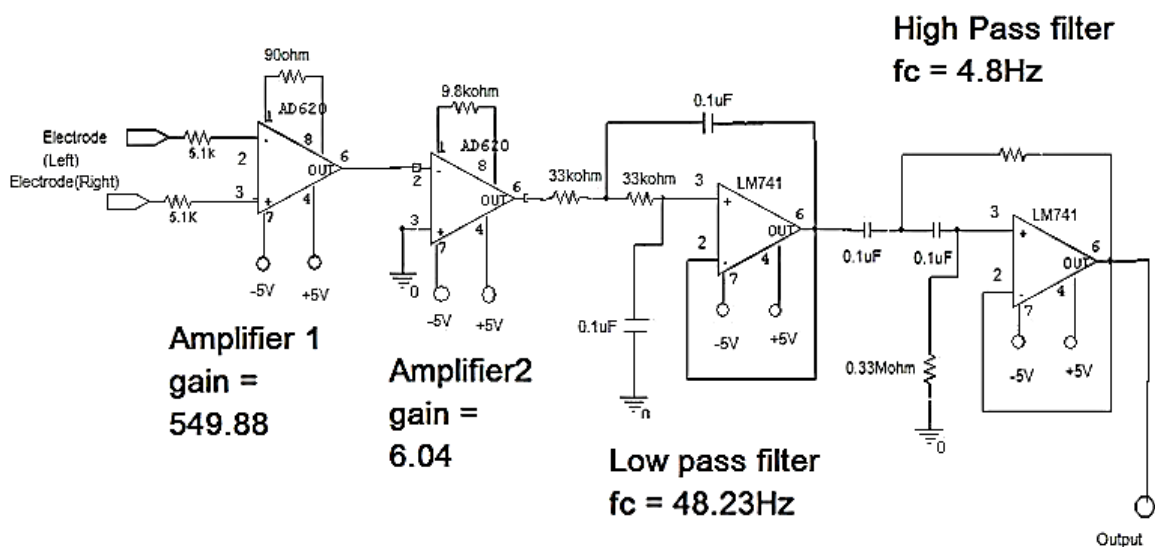
## ۴-۲ مدار دریافت سیگنال مغزی

با توجه به اینکه هدف این پایان نامه طراحی یک سیستم عملی برای تشخیص تصور حرکت توسط سیگنال‌های مغزی است، دریافت سیگنال‌ها بهتر است به صورت بلادرنگ صورت پذیرد. از طرفی این سیستم‌ها به گونه‌ای طراحی شده‌اند که حداقل بتوانند ۲۴ کانال از سیگنال‌های مغزی را دریافت نمایند. اما برای طراحی یک سیستم تشخیص تصور حرکت، 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 [54] مدار شکل (۴-۱) است. در این مدار، از دو عدد آی‌سی AD620 و دو عدد آی‌سی LM741 استفاده شده است. بهره تقویت آی‌سی AD620 نیز، طبق (۴-۱) 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.

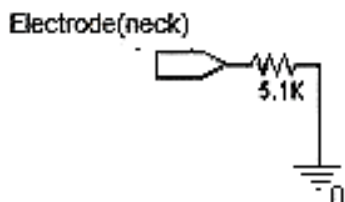
$$G = \frac{49/4}{R} + 1 \quad (۴-۱)$$

به دلیل این که اطلاعات مفید سیگنال‌های مغزی اخذ شده، تقریباً در بازه‌ی فرکانسی ۱ تا ۴۰ هرتز قرار دارند، توسط آی‌سی‌های LM741 مقدار مقاومت‌ها به نحوی تنظیم شده‌اند که فرکانس قطع یکی روی ۴۸ هرتز و دیگری روی ۴/۸ هرتز تنظیم شده‌اند تا عمل فیلتر کردن به خوبی انجام شود.



شکل (۴-۱): اولین مدار استفاده شده جهت دریافت سیگنال‌های مغزی [54]

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



شکل (۴-۲): نحوه اتصال الکتروود 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 (۴-۳) نشان داده شده است. این طرح توسط دو تن از

دانشجویان دانشگاه کرنل<sup>۱</sup> به منظور دریافت سیگنال‌های مغزی و استفاده از آن برای بازی کامپیوتری پینگ-پنگ که با تصور انجام می‌پذیرفت، طراحی شده بود [54]. در این مدار از یک آی‌سی 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.

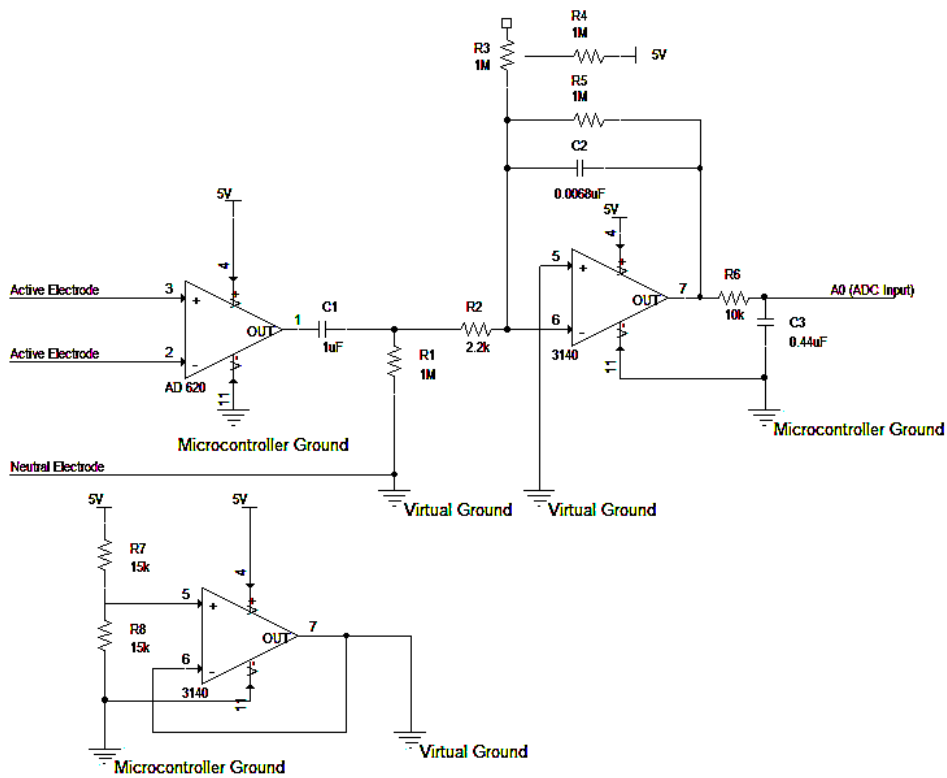
از این‌رو مدار دیگری مورد آزمایش قرار گرفت. این مدار که از [55] استخراج شده، در شکل (۴-۴) نشان داده شده است. در طرح مذکور از آی‌سی AD624 استفاده شده که مزیت این آی‌سی در نویز پایین، دارا بودن بهره‌ی بالا توسط یک مقاومت، و بهره‌های قابل برنامه‌ریزی روی این تراشه است. این بهره‌ها شامل ۱، ۱۰۰، ۲۰۰، ۵۰۰ و ۱۰۰۰ می‌شوند. سپس خروجی AD624 از میان یک فیلتر میان‌گذر گذشته و از یک جداکننده نوری<sup>۲</sup> عبور داده می‌شود.

---

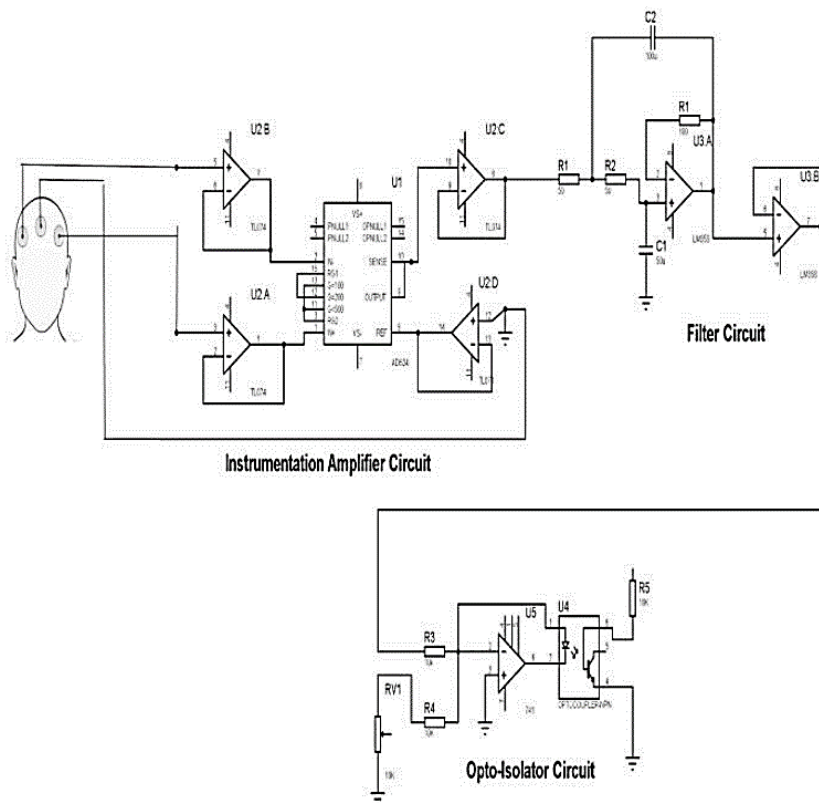
<sup>۱</sup> Cornel

<sup>۲</sup> Opto-isolator





شکل (۴-۳): مدار دریافت سیگنال برای بازی کامپیوتری پینگ-پنگ [54]



شکل (۴-۴): مدار پیشنهادی جهت دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی [55]

در [55] از الکترودهای پیچی فلزی یکبار مصرف و نیز از الکتروود قرار گرفته در مرکز پیشانی به عنوان زمین استفاده شده است. همچنین دو الکتروود دیگر توسط دو تعقیب کننده‌ی ولتاژ به پایه‌های ۲ و ۱ 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 فیلتر کردن، از مدار شکل (۴-۱) 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 (۴-۵) نشان داده شده‌اند، با توجه به پوشش روکش‌دار آنها، برای این کار مناسب نباشند. از این‌رو تلاش در جهت یافتن الکترودهایی 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 (۴-۶) نیز تست شد اما این بار نیز جواب مناسبی در خروجی مشاهده نشد.

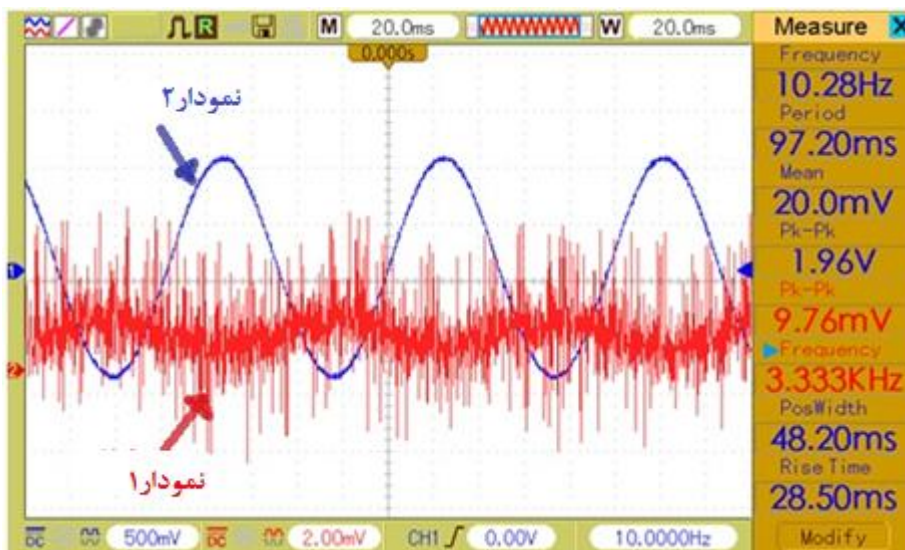


شکل (۴-۵): الکترودهای روکش‌دار مورد استفاده



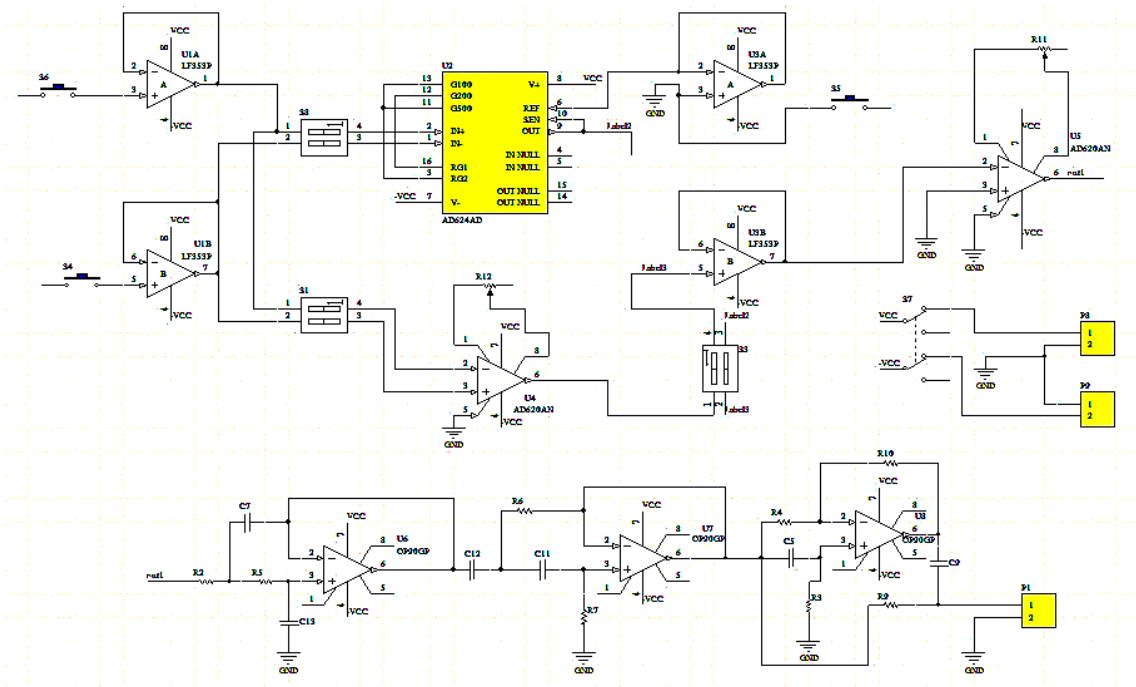
شکل (۴-۶): الکترودهای بدون روکش

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 (۴-۷) نشان داده شده است. برای مشاهده سیگنال‌ها نیز از اسیلوسکوپ Protek مدل ۳۰۱۰ استفاده شده است. در این شکل، نمودار ۱ که یک سیگنال کم دامنه و نویزی در حد ۱۰ میلی‌ولت و نمودار ۲ که سیگنال خروجی فیلتر و تقویت شده است را نمایش می‌دهد.



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

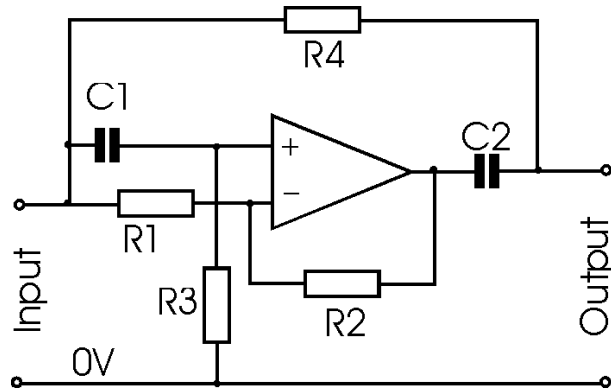
پس از طی مراحل فوق، با یک مدرس دروس مهندسی پزشکی در خصوص امکان پذیر بودن این پروژه مشورت صورت گرفت. با توجه به توضیحات ایشان در خصوص وجود نویزهای بیش از اندازه در بردهای سوراخ دار و دامنه بسیار کم سیگنال های مغزی، نتیجه گرفتیم امکان دریافت آن ها بر روی این گونه از بردها میسر نمی باشد. بنابراین تصمیم گرفته شد طرح آزمایش شده را بر روی بردهای PCB تهیه کنیم. شکل (۴-۸) طرح مذکور را که توسط نرم افزار Altium Designer طراحی شده است نشان می دهد.



شکل (۴-۸): اولین طرح مدار جهت انجام PCB

در طرح فوق ملاحظه می شود ابتدا مشابه طرح های قبلی از تعقیب کننده ولتاژ در ورودی سیگنال ها استفاده شده است. سپس در طبقه اول تقویت کننده از آی سی های AD620 و AD624 در کنار یکدیگر استفاده شد، تا تعیین شود توسط کدامیک از آن ها می توان به بهترین نتیجه دست یافت. در مرحله بعد توسط دو عدد آی سی LM741 قسمت مربوط به فیلتر بالاگذر و پایین گذر

طراحی شده و در مرحله آخر نیز یک فیلتر میان گذر<sup>۱</sup> ۵۰ هرتز که توسط آی سی OP90 طراحی شده، قرار گرفته است. فیلتر میان گذر در شکل (۹-۴) نشان داده شده است.



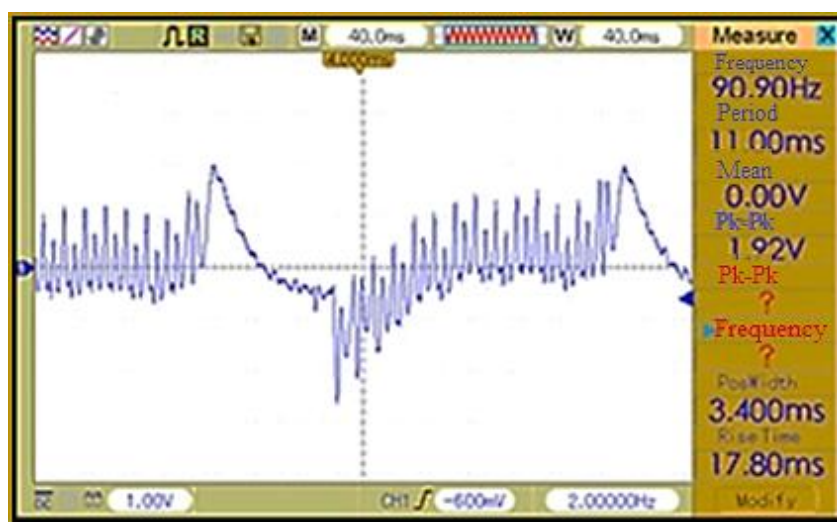
شکل (۹-۴): مدار فیلتر میان گذر ۵۰ هرتز [56]

طرح PCB انجام شده، در شکل (۱۰-۴) نشان داده شده است. همان طور که ذکر شد، دو مسیر متفاوت جهت تقویت سیگنال های مغزی در نظر گرفته شده است که بهره ی تقویت طبقه ی اول برابر ۱۰۰۰ و بهره ی طبقه ی دوم برابر ۳۰ تنظیم شد. در هر دو مدار سیگنال خروجی برای سیگنال های کم دامنه به طور صحیح مشاهده شد اما با این وجود جواب مناسبی در حالت دریافت سیگنال های مغزی یافت نشد. اما از بین این دو آی سی، توسط AD620 توانستیم اولین حرکات ناشی از پلک زدن را ثبت نماییم که در شکل (۱۱-۴) نشان داده شده است.

<sup>۱</sup> Notch Filter



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



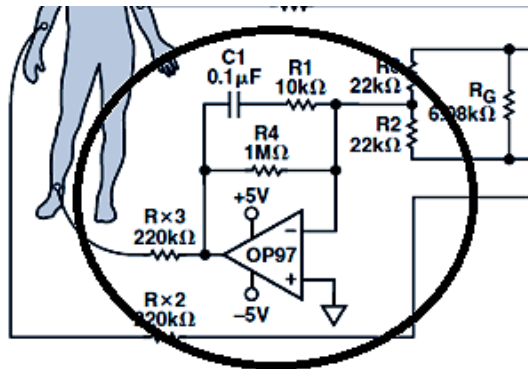
شکل (۱۱-۴): آشکار سازی اولین حرکات پلک چشم بر روی سیگنال‌های مغزی

در ادامه با توجه به این که همچنان سیگنال‌های دریافتی از کیفیت قابل ملاحظه‌ای برخوردار نبودند، با بررسی مقاله‌های بیشتر در این زمینه، متوجه نکات جدیدی شدیم که سعی شد در طراحی جدید از آن‌ها استفاده شود.

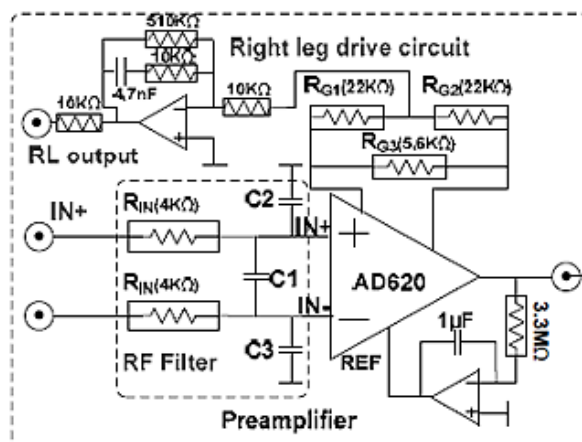
- اولین نکته در استفاده از مدار<sup>۱</sup> DRL می‌باشد. این نوع آرایش که برای اولین بار در سال ۱۹۸۳ جهت دریافت سیگنال‌های قلبی از آن استفاده شده بود [57] می‌تواند به‌عنوان

<sup>۱</sup> Driven Right Leg

جایگزین زمین دستگاه مورد استفاده قرار گیرد. مدار DRL عامل مشترک سیگنال‌هایی که در ورودی، وارد تقویت کننده می‌شوند (نویز بدن انسان) را تقویت نموده، با اختلاف فاز ۱۸۰ درجه مجدداً آن را به بدن اعمال می‌کند. این مدار، سبب کاهش نویزهای بعدی که می‌خواهند وارد سیستم شوند، می‌شود. نمونه‌ای از این مدار در شکل (۴-۱۲) نشان داده شده است. در شکل (۴-۱۳) نیز یک مدار DRL دیگر که برای دریافت سیگنال‌های مغزی طراحی شده و به عنوان یک الگو از آن استفاده نموده‌ایم نشان داده شده است.

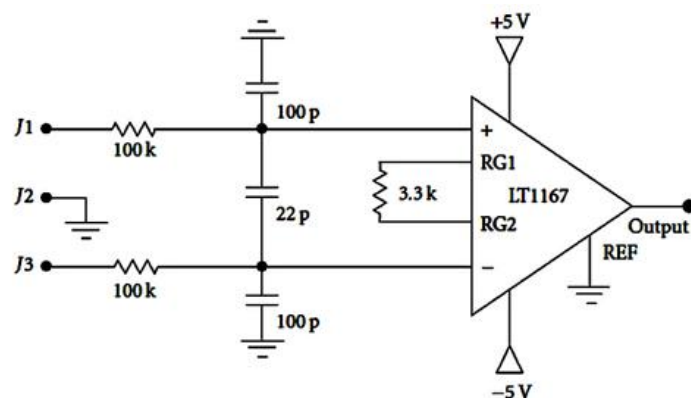


شکل (۴-۱۲): نمونه‌ای از مدار DRL [58]



شکل (۴-۱۳): مدار DRL جهت دریافت سیگنال‌های مغزی [59]

- 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 [61 و 60]. اگرچه در طراحی مدار اول، در طبقه‌ی اول، از گین زیاد (۱۰۰۰) و در طبقه‌ی دوم از گین پایین (در محدوده‌ی ۳۰-۲۰) برای تقویت استفاده شده بود، اما در ادامه‌ی طراحی‌ها این روند به صورت برعکس انجام شد و ابتدا گین پایین، سپس در مرحله‌ی دوم که نویز اندکی بهتر شده است، گین بالا (۱۰۰۰) در نظر گرفته شد البته با توجه به اینکه پس از عبور سیگنال از مراحل فیلتر کردن، 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 (۴-۱۴) نشان داده شده است.



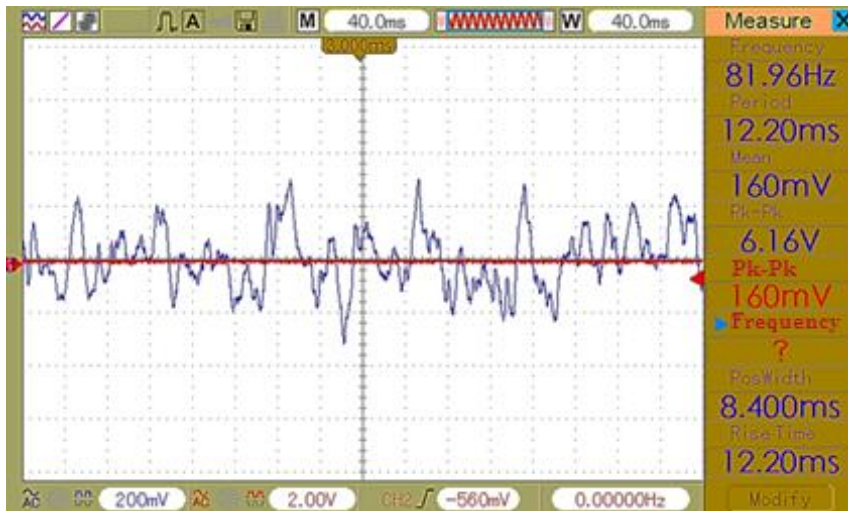
شکل (۴-۱۴): فیلتر پایین گذر استفاده شده در ورودی [61]

- در نهایت جهت کوچک کردن مدار به به جای استفاده از چهار آی‌سی در مراحل آخر، که شامل مراحل:
  ۱. فیلتر پایین گذر
  ۲. فیلتر بالا گذر
  ۳. فیلتر میان‌گذر ۵۰ هرتز



#### ۴. 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 (۴-۱۵) و (۴-۱۶) در حد چند دقیقه مشاهده شد.

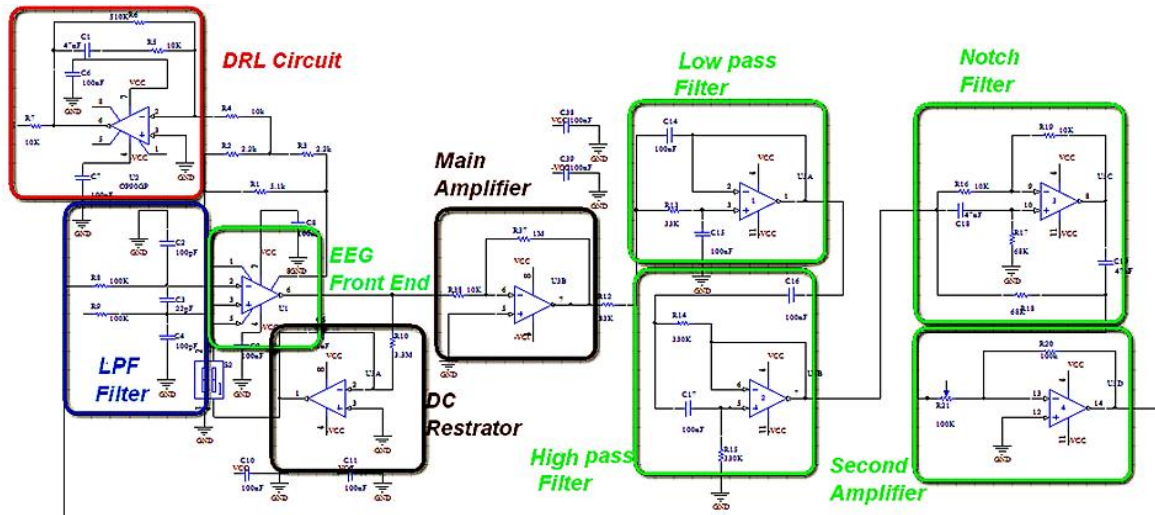


شکل (۴-۱۵): یک کانال از سیگنال‌های مغزی در حالت طبیعیِ شخص توسط الکتروود روکش‌دار

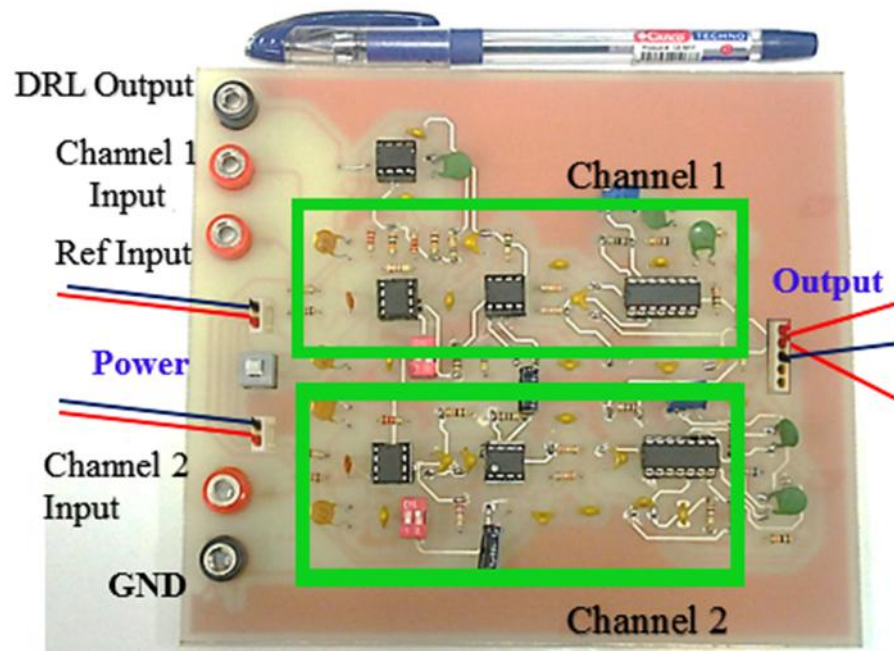


شکل (۴-۱۶): یک کانال از سیگنال‌های مغزی در حالت پلک زدن شخص توسط الکتروود روکش‌دار

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 (۴-۱۷) و (۴-۱۸) نشان داده شده است.

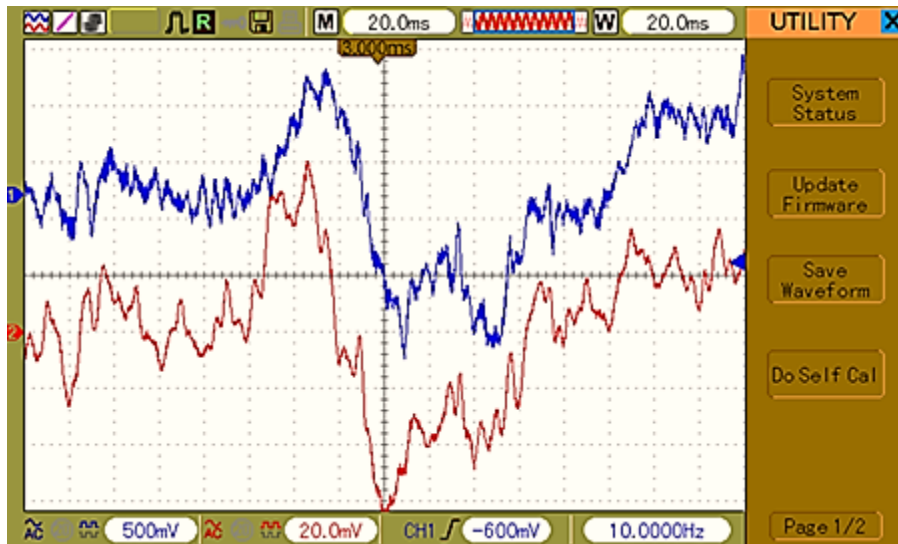


شکل (۴-۱۷): یک کانال از دومین طرح مدار جهت انجام PCB

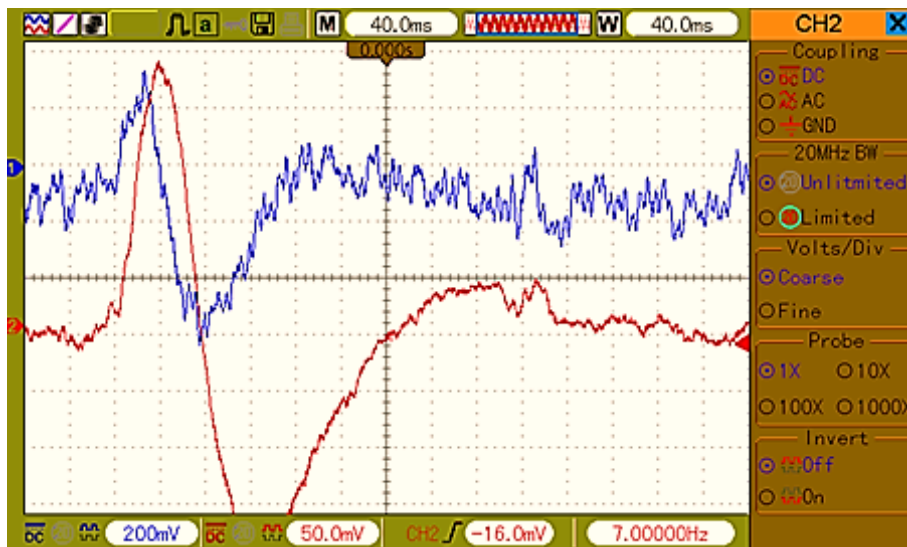


شکل (۴-۱۸): PCB مربوط به دو کانال از دومین طرح مدار

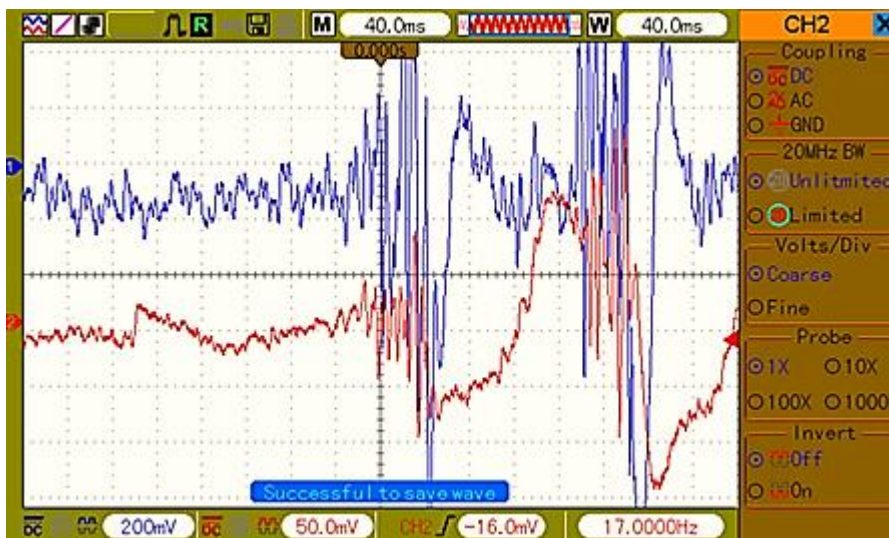
خروجی مدار فوق در برخی حالت‌های مختلف در شکل‌های (۴-۱۹)، (۴-۲۰) و (۴-۲۱) نشان داده شده است.



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



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



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

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

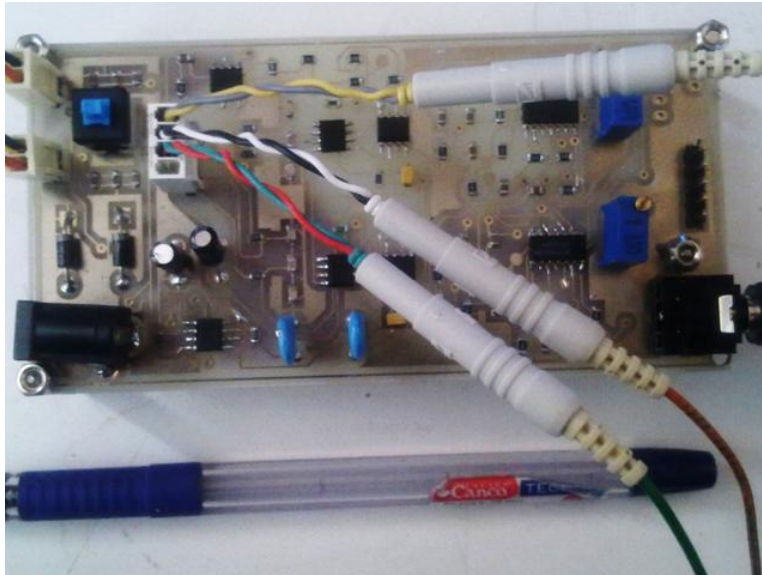


شکل (۴-۲۲): موقعیت الکترودهای نصب شده در هنگام تست سخت افزار

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

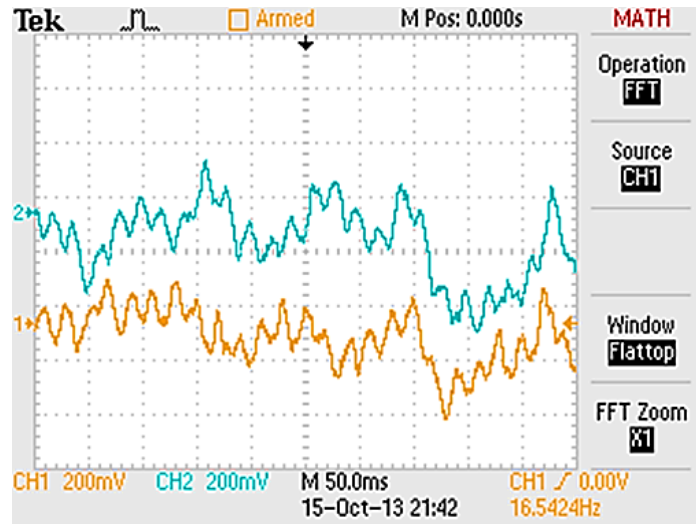


مورد استفاده برای تقویت کننده‌ها از روی ولتاژ مثبت مدار ایجاد شود که برای این طرح از یک آی‌سی NE555 استفاده شد. اما به دلیل افزودن نویز بیشتر به خروجی موفقیت آمیز نبود. این مدار در شکل (۲۳-۴) نشان داده شده است.

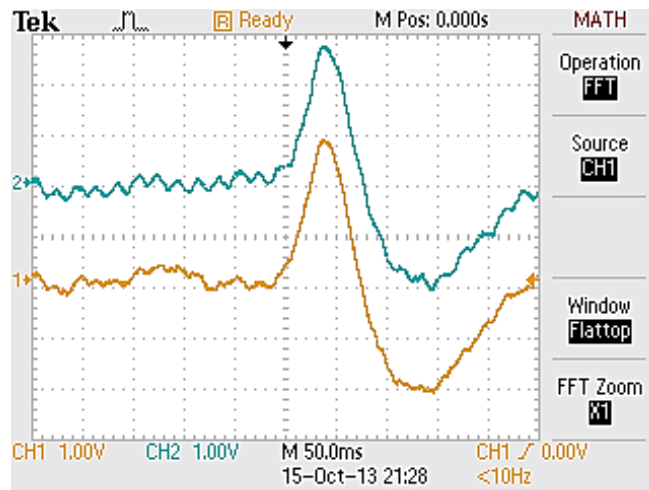


شکل (۲۳-۴): استفاده از قطعات SMD برای طرح مذکور

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 Tektronic برای بررسی ادامه شکل‌ها استفاده شده است.



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



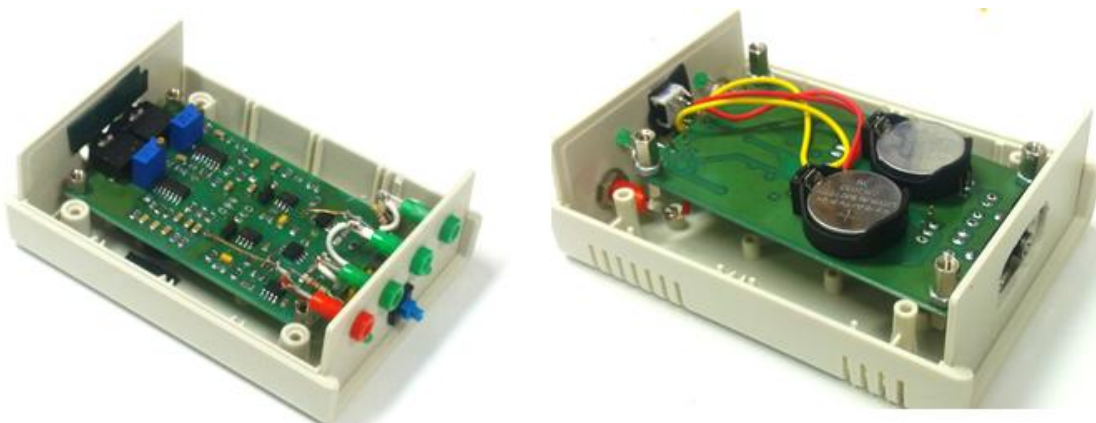
شکل (۴-۲۵): دو کانال از سیگنال‌های مغزی درحین پلک زدن شخص

پس از ایجاد اندکی تغییرات، مدار نهایی مطابق شکل (۴-۲۶) 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 می‌کند، صرف‌نظر شد و برای ولتاژهای مثبت و منفی از باتری استفاده نمودیم.



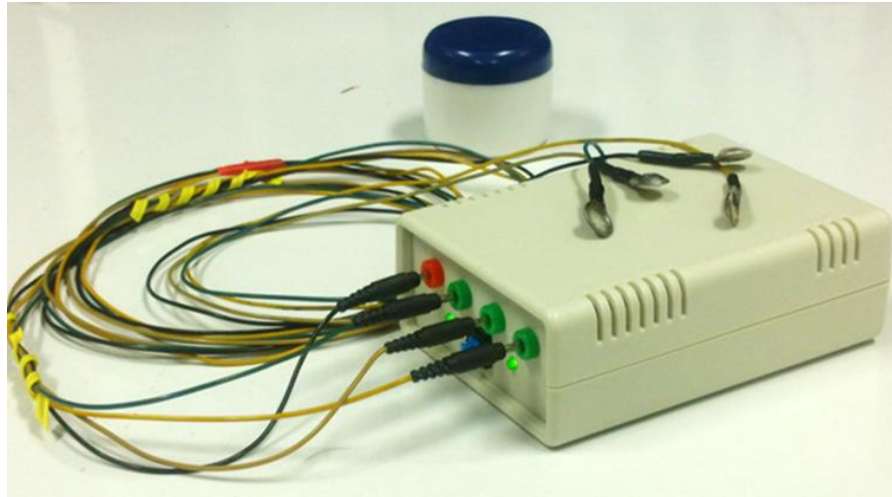
شکل (۴-۲۶): مدار نهایی با چاپ سبز

از جمله مزیت‌های اصلی این مدار می‌توان به کم مصرف بودن آن (۶۰ میلی وات توان = ۲۰ میلی‌آمپر × ۳ ولت) اشاره کرد که تنها توسط ۲ عدد باتری سکه‌ای ۳ ولت می‌تواند به مدت حداقل ۳ ساعت سیگنال‌ها را دریافت نماید. در شکل (۴-۲۷) مدار مذکور را که در داخل جعبه‌ای قرار داده شده است، از دو نمای بالا و پایین به همراه باتری‌های متصل نشان می‌دهد.



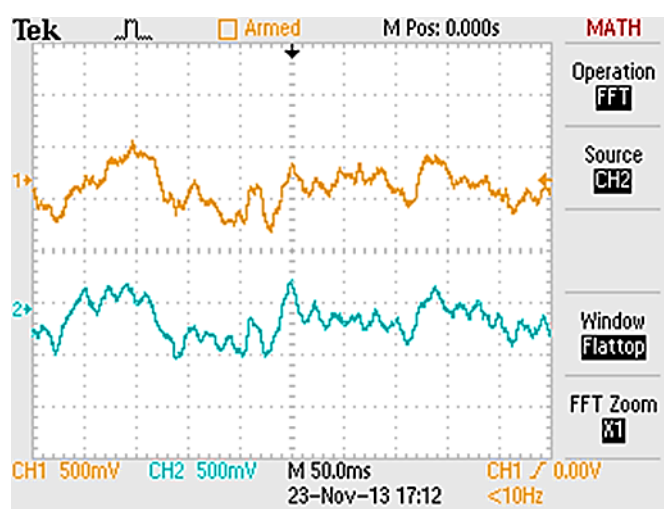
شکل (۴-۲۷): مدار نهایی از نمای بالا و پایین

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.



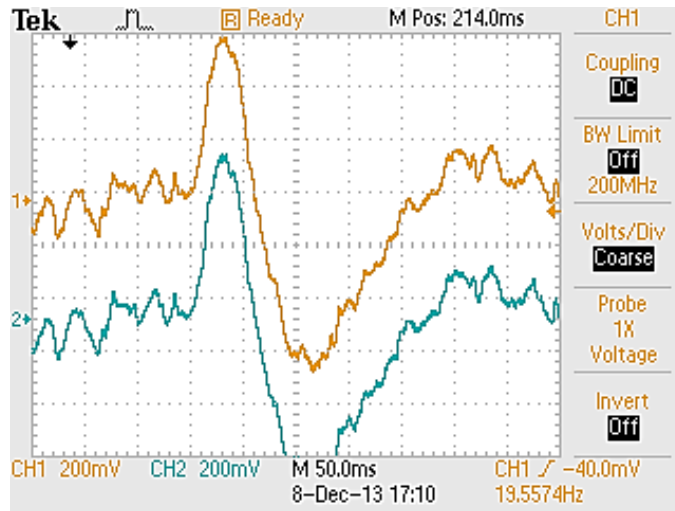
شکل (۲۸-۴): الکترودهای کاسه‌ای در کنار ژل مخصوص پزشکی و جعبه‌ی مدار نهایی

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

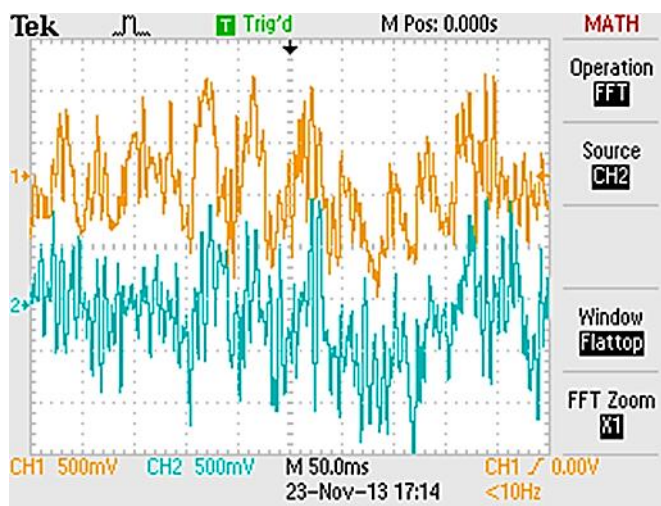


شکل (۲۹-۴): دو کانال از سیگنال‌های مغزی در حالت طبیعی شخص توسط مدار نهایی



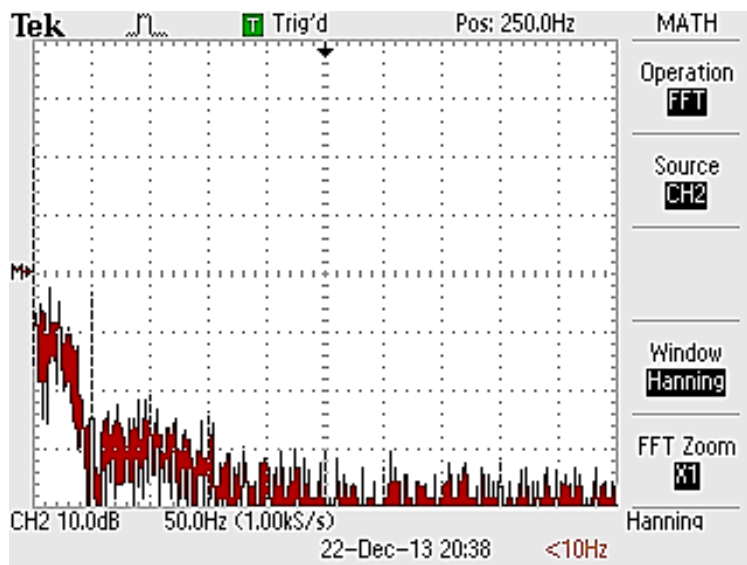


شکل (۴-۳۰): دو کانال از سیگنال‌های مغزی در حین پلک زدن شخص توسط مدار نهایی



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

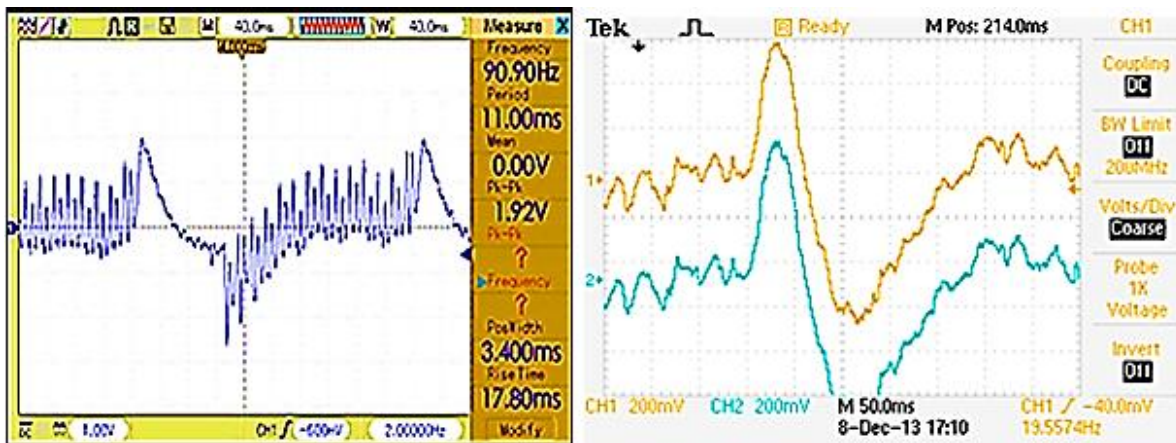
در شکل (۴-۳۲) تبدیل فوریه خروجی یکی از کانال‌ها توسط اسیلوسکوپ نشان داده شده است. در این شکل با توجه به مقیاس تصویر، هر خانه معادل ۵۰ هرتز می‌باشد که به راحتی وجود نویز ۵۰ هرتز قابل مشاهده است. همچنین بازه فرکانسی اطلاعات دریافتی، در محدوده ۴۰-۰ هرتز نیز قابل مشاهده می‌باشد.



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

#### ۴-۲-۱ جمع بندی

آن چه در بخش قبل بیان شد، خلاصه‌ای از عملکرد ۶ ماهه گروه، جهت به ثمر رساندن مدار دو کاناله 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 (۴-۳۳) مقایسه‌ای بین اولین دریافت سیگنال‌ها 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 (۴-۳): مقایسه بین اولین نویز پلک چشم (سمت چپ) و حالت بهبود یافته (سمت راست)

### ۳-۴ 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 اولیه‌ی طرح، قبل از عملیاتی شدن آن می‌باشد. با توجه به اینکه پردازنده و گُذک همگی از نوع SMD بوده، ابتدا باید بر روی PCB 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.

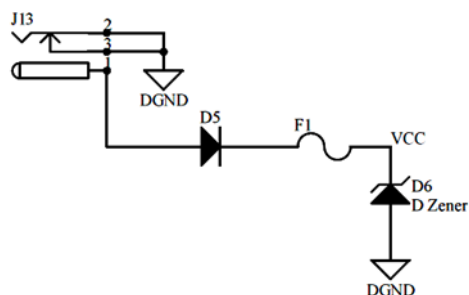
طرح اولیه شامل سه قسمت اصلی می‌باشد: ۱- منبع تغذیه ۲- مبدل داده‌ها ۳- پردازنده‌ی DSP و امکانات جانبی. در ادامه، هر کدام از این سه بخش در زیربخش‌های مربوطه، توضیح داده می‌شوند.

### ۱-۳-۴ 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 [62] مشخصات خوبی از جمله موارد زیر

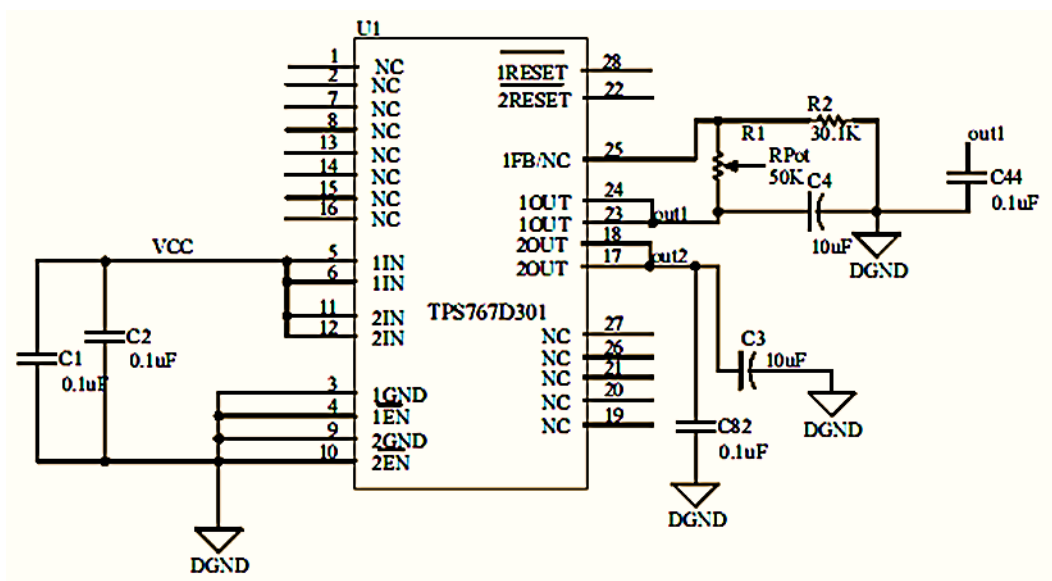
را دارد:

- از آنجائیکه توسط شرکت Texas Instruments ساخته شده است سازگار با پردازنده‌های این شرکت می‌باشد.
  - شامل یک خروجی ثابت  $3/3$  ولت و یک ولتاژ خروجی قابل کنترل توسط یک مقاومت و پتانسیومتر.
  - از آنجائیکه پردازنده DSP نیاز به دو ولتاژ جهت عملکرد صحیح دارد از قسمت ولتاژ  $3/3$  برای ادوات جانبی و پورت‌های I/O و با تنظیم ولتاژ قابل تغییر بر روی  $1/6$  ولت از آن برای ولتاژ هسته پردازنده استفاده شده است.
  - قابلیت جریان دهی هر خروجی تا  $1$  آمپر و افت ولتاژ  $350$  میلی ولت به ازای خروجی  $1$  آمپر.
  - زمان پایدار شدن رگولاتور  $200$  میلی ثانیه.
  - دارا بودن یک مدار محافظ 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 زener استفاده شده است. این دو درکنار یکدیگر نقش یک مدار محافظ را تشکیل می‌دهند. عملکرد این مدار محافظ به گونه‌ای است که با عبور جریانی بیشتر از  $500$  میلی‌آمپر، فیوز به طور خودکار قطع شده و باعث می‌شود مدار آسیب نبیند. زener  $5/6$  ولت نیز از افزایش بیش از اندازه ولتاژ ورودی به آی‌سی تغذیه جلوگیری می‌نماید.



شکل (۴-۳۴): مدار محافظ منبع تغذیه

خروجی این مدار محافظ، وارد آی سی تغذیه می شود. 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 آی سی آماده می شود. آی سی دو خروجی شامل دو ولتاژ  $1/6$  و  $3/3$  ولت را به کلید می رساند تا کلید این ولتاژها را در سراسر مدار پخش کند. مدار مربوط به تغذیه در شکل (۴-۳۵) نشان داده شده است.



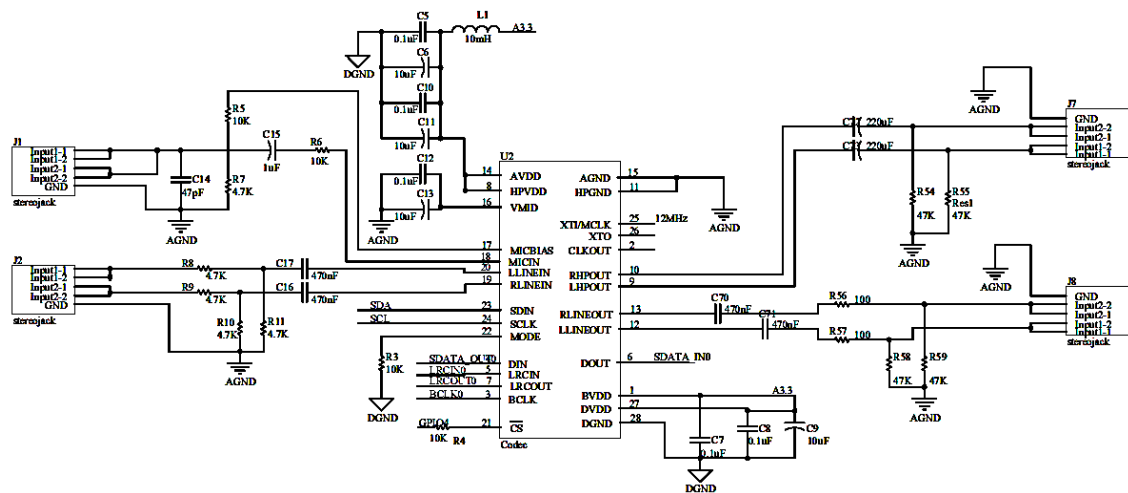
شکل (۴-۳۵): آی سی تغذیه و ادوات جانبی

## ۲-۳-۴ مبدل داده‌ها

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد جهت تبدیل داده‌های آنالوگ به دیجیتال از آی سی

TLV320AIC23B استفاده شده است. این آی سی شامل یک ورودی میکروفن و یک ورودی دوتایی می باشد. دو کانال دریافتی از سیگنال های مغزی وارد قسمت ورودی دوتایی شده سپس به صورت سری از مبدل خارج می شوند. این آی سی شامل ثبات هایی است که قبل از شروع عملیات تبدیل، باید به طور مناسب برنامه ریزی شوند. این عمل توسط پروتکل I2C و پایه های SDA و SCL که به پردازنده متصل می باشند انجام می شود.

در طرح اولیه، از سه آی سی کدک استفاده شده است که خروجی هر کدک به سه پورت McBSP از DSP متصل می شود و داده ها به صورت همزمان از آن ها دریافت و خوانده می شوند. هر کدک با توجه به صفر یا یک بودن پایه ی chip-select که در داخل آن تعبیه شده است، آدرسی را به خود اختصاص می دهد که از این آدرس و از طریق پروتکل I2C برای تنظیم نمودن رجیسترهای داخل کدک استفاده می شود. کلاک مورد نیاز برای سه آی سی نیز از یک نوسان ساز کریستالی ۱۲ مگاهرتز تأمین شده است. مدار مربوط به کدک نیز در شکل (۴-۳۶) نشان داده شده است.



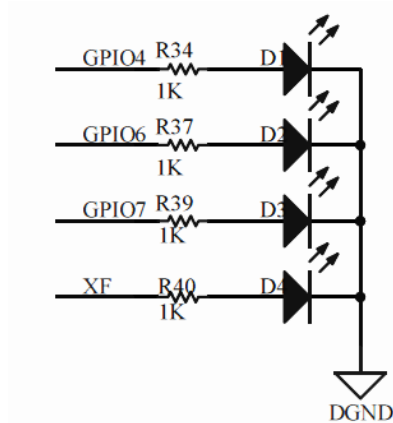
شکل (۴-۳۶): آی سی کدک به همراه ادوات جانبی

### ۳-۳-۴ پردازنده و ادوات جانبی

هسته اصلی این بخش پردازنده TMS320C5509A می‌باشد که قبلاً مشخصات و ویژگی‌های

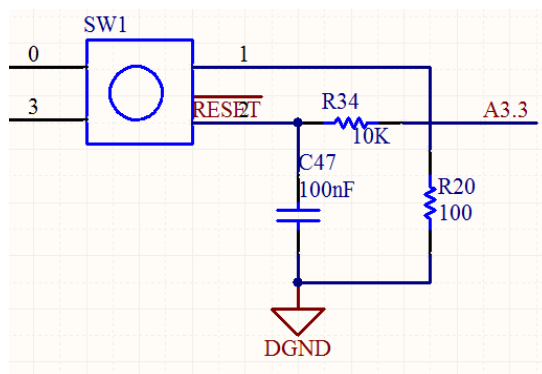
آن بیان شد. در ادامه به معرفی دیگر امکانات جانبی استفاده شده در کنار این پردازنده می‌پردازیم.

- برای خواندن اطلاعات دیجیتال شده، از پورت‌های McBSP برای ارتباط با کدک‌ها استفاده شده است برای این منظور رجیسترهای داخلی DSP به طور مناسب تنظیم شده‌اند.
- اتصال ۴ عدد دیود نورانی به پایه‌های GPIO6، GPIO4، GPIO7 و پایه‌ی XF 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.



شکل (۴-۳۸): مدارریست استفاده شده

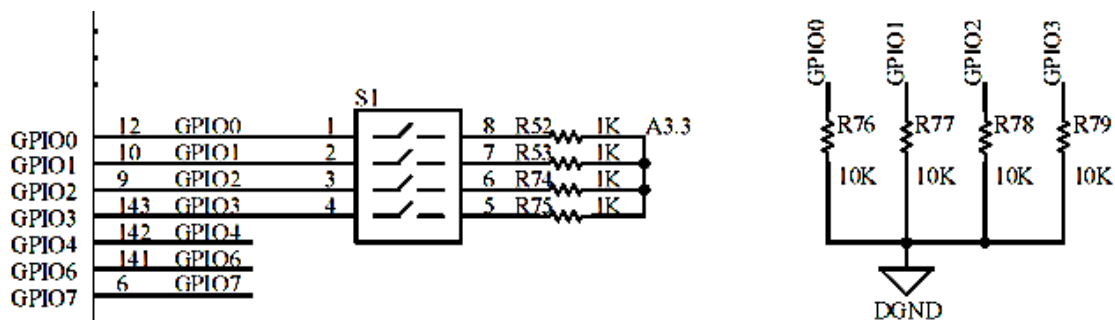
- قرار دادن یک dip-switch چهارکلیدی به منظور تعیین نحوه ریختن برنامه‌ها در داخل DSP. مطابق جدول (۴-۱) با صفر و یک نمودن پایه‌های GPIO0، GPIO1، GPIO2 و GPIO3 در DSP که به یک dip-switch متصل می‌باشند، نحوه بارگذاری برنامه در داخل DSP را می‌توان انتخاب نمود.

جدول (۴-۱): نحوه انتخاب بارگذاری برنامه‌ها در داخل DSP [53]

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 <sup>2</sup> 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)

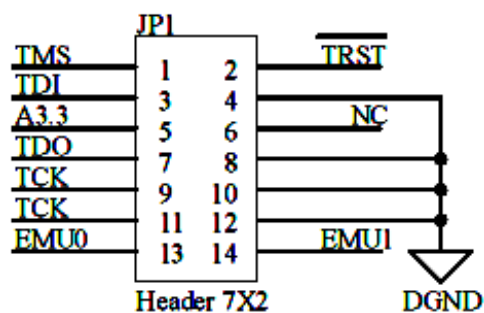
طبق شکل (۴-۳۹) پایه‌های مربوطه از یک سمت به پایه‌های DSP و زمین و از سر دیگر توسط مقاومت‌های ۱ کیلو اهم به ولتاژ VCC متصل شده است. با اتصال هر سوئیچ، پایه‌ی مربوطه یک می‌شود.





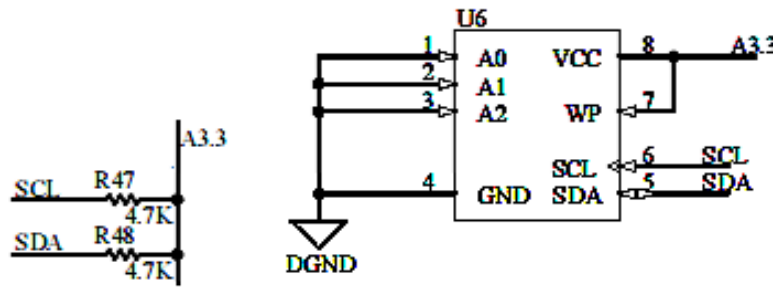
شکل (۴-۳۹): نحوه اتصال Dip-Switch به پایه‌های DSP

- استفاده از یک هدر ۱۴ پایه به منظور برنامه‌ریزی DSP. این header که در شکل (۴-۴۰) نشان داده شده است، با استفاده از JTAG برنامه را به DSP وارد می‌کند و در واقع وظیفه‌ی برنامه‌ریزی DSP را به عهده دارد.



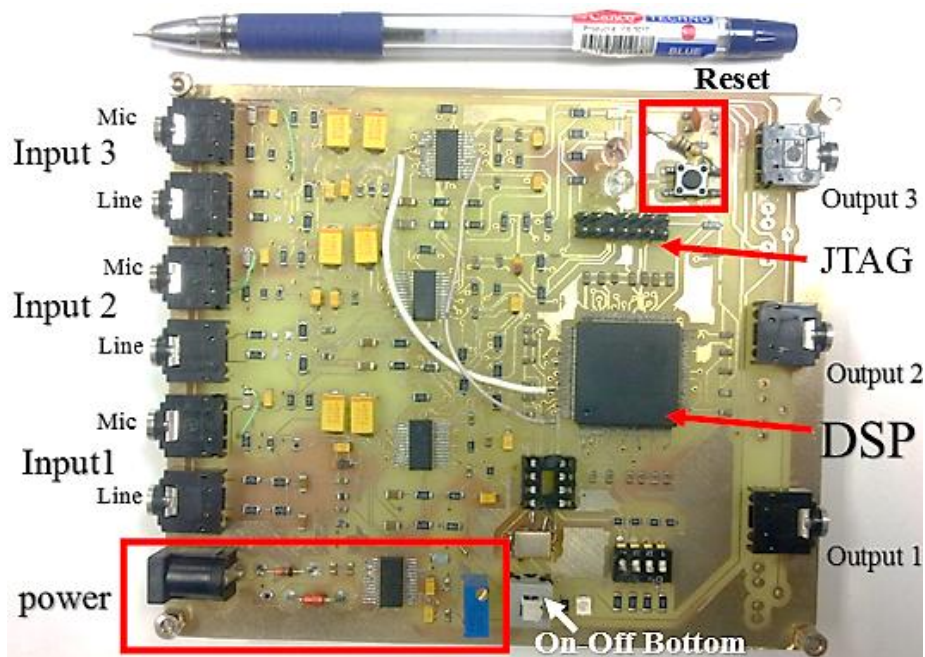
شکل (۴-۴۰): هدر ۱۲ پایه به منظور برنامه‌ریزی DSP

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



شکل (۴-۴۱): نحوه اتصال پایه‌های EEPROM

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



شکل (۴-۴۲): مدار PCB طرح اولیه

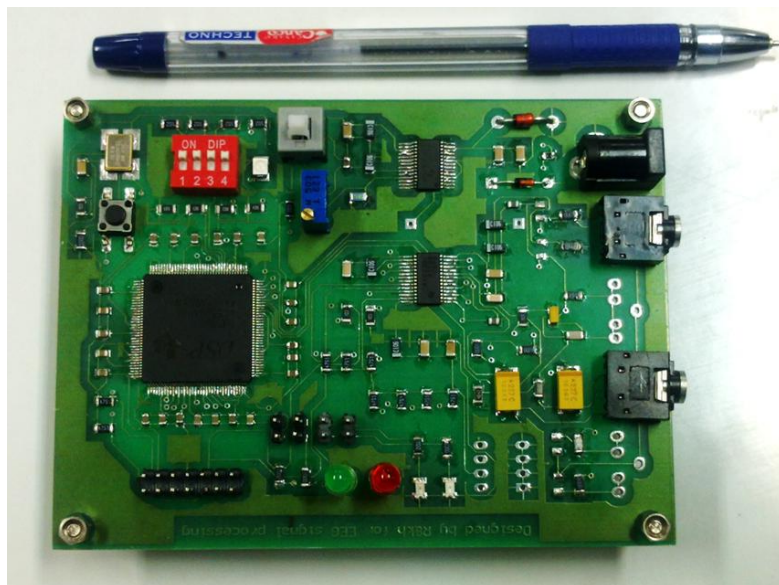
مسئلاً راه اندازی برد اولیه خالی از اشکال نبوده است که به طور خلاصه به بعضی از اشکالات اساسی و نحوه رفع عیب آن اشاره می‌نماییم.

- 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 نوسان‌ساز کریستالی 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 الکترولیت 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 میکروفن صدایی در خروجی شنیده نمی‌شد که یک قطعی در مدار بایاس میکروفن 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 دریافتن این نکته که JTAG مربوطه باید پس از روشن نمودن مدار به هدر مربوطه متصل شود سبب رفع این مشکل گردید.
- عملیات تنظیم رجیسترهای 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 عمده 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 (۴-۴۳) نشان داده شده است.

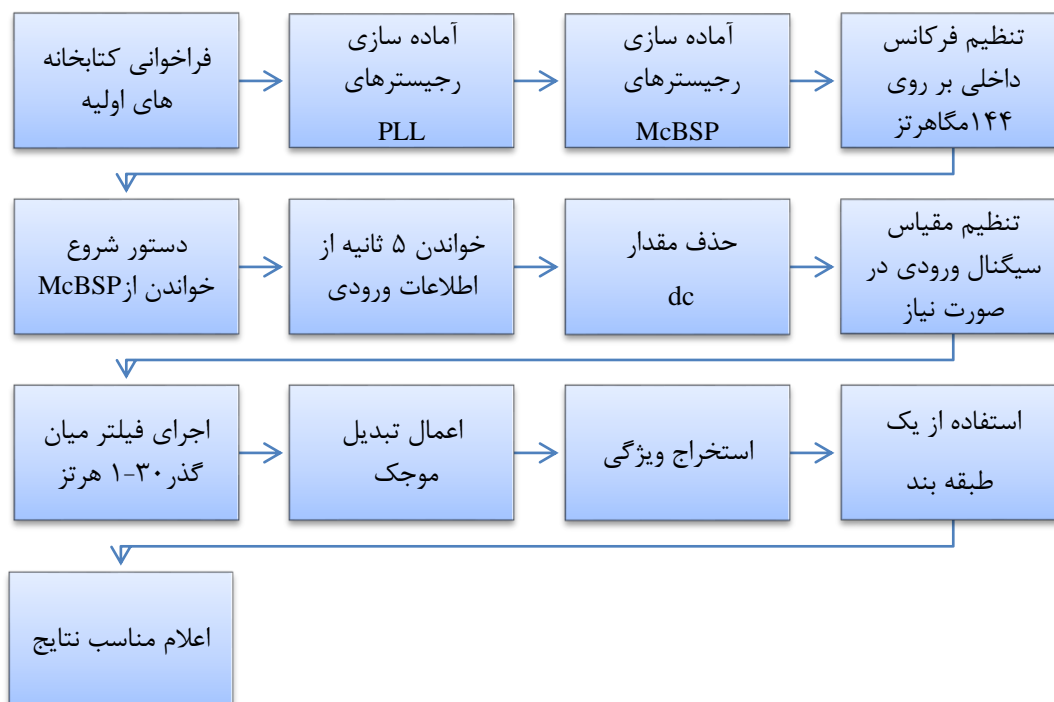


شکل (۴-۴): مدار نهایی پردازش سیگنال

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

#### ۴-۴ الگوریتم اجرایی بر روی پردازنده

پس از طراحی سخت افزاری طرح، باید یک الگوریتم مناسب جهت عملکرد تصور حرکتی اجرا شود. پیش از آن باید فرکانس DSP، رجیسترهای Codec و رجیسترهای مربوط به پورت های McBSP جهت خواندن اطلاعات دیجیتال شده تنظیم شوند. در شکل (۴-۴) مراحل اجرا شده در DSP نشان داده شده است که در ادامه به توضیحات مختصری از هر بخش می پردازیم.



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)<sup>۱</sup> شناخته می‌شوند از سایت شرکت<sup>۲</sup> 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 آن جایی که کمترین فرکانس نمونه برداری در کدک، ۸ کیلو هرتز می‌باشد برای نمونه‌برداری 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

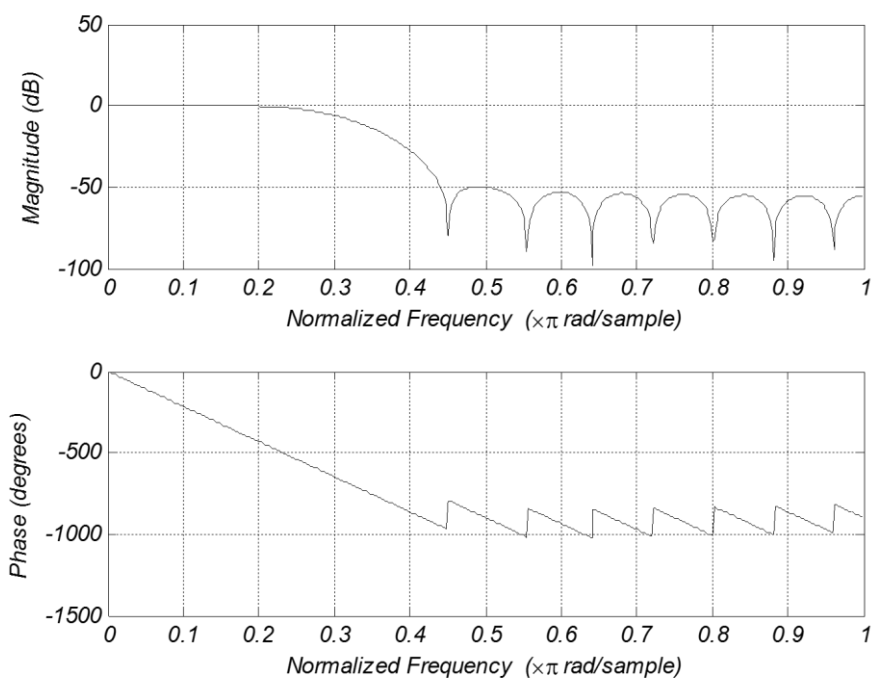
<sup>۱</sup> Chip Select Library

<sup>۲</sup> WWW.TI.COM

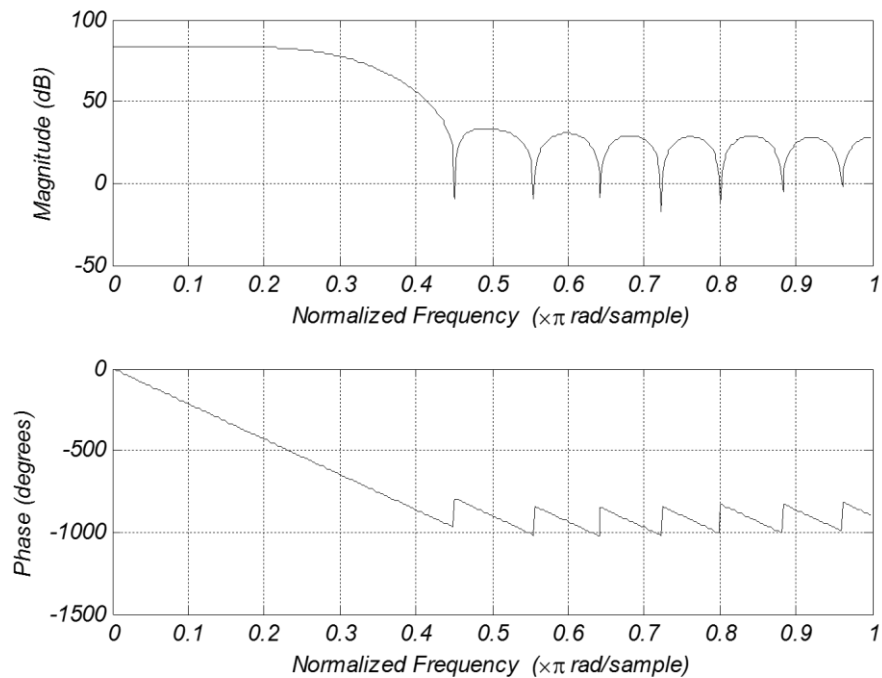
اطلاعات خارج شده مشخص از کدک، فرکانس نمونه برداری را به ۲۰۰ هرتز کاهش داده‌ایم.

برای انجام پالایش نیز، ابتدا یک فیلتر میان گذر FIR درجه ۲۴ در بازه فرکانسی ۱-۴۰ 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 ( ۴-۴۵) پاسخ فرکانسی فیلتر طراحی شده با ضرایب اعشاری و در شکل (۴-۴۶) 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 dsplib و imagelib قرار دارند. این کتابخانه‌ها نیز توسط شرکت Texas به صورت کاملاً 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 ۲ مرحله صورت پذیرفته است که در فصل آینده در این ارتباط بیشتر توضیح داده خواهد شد.



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



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





# فصل پنجم

## نتایج

### ۵-۱ پیش‌گفتار

برای بررسی روش‌های ذکر شده در فصل دوم، نیازمند یک پایگاه داده معتبر می‌باشیم تا بتوانیم بهترین روش را جهت پیاده‌سازی عملی مورد استفاده قرار دهیم. با توجه به نبود پایگاه داده مناسب در زمینه تصور حرکت بازو و از طرفی وجود تجهیزات لازم در آزمایشگاه پردازش سیگنال دانشگاه شاهرود، اقدام به تهیه یک پایگاه داده در این زمینه نمودیم که در این فصل نحوه ایجاد و نتایج حاصل از آن و نتایج حاصل از شبیه‌سازی سیستم طراحی شده بیان خواهد شد.

## ۵-۲ تهیه پایگاه داده

دامنه‌ی سیگنال‌های EEG کمتر از ۱۰۰ میکرو ولت و ۱۰۰ هرتز می‌باشد و به علت دامنه‌ی کم آنها، اندازه‌گیری این سیگنال‌ها بسیار سخت‌تر از اندازه‌گیری سیگنال‌های قلبی و ماهیچه‌ای است. بدین دلیل معمولاً روش‌های جراحی که الکترودها را در بین پوست و جمجمه قرار می‌دهند، مورد استفاده قرار می‌گیرند. اما خطرات ناشی از جراحی، گروهی از افراد ناتوان را از این امکان باز می‌دارد. معمولاً یک دستگاه کامل EEG، دارای فیلتر پایین‌گذر و بالاگذر است که فرکانس قطع 3-db توسط کاربر برای هر فیلتر قابل تنظیم است. در فیلتر پایین‌گذر، با انتخاب هر کدام از گزینه‌های موجود به عنوان فرکانس قطع، فرکانس‌های بالاتر از سیگنال حذف می‌گردد.

همچنین دستگاه‌های EEG دارای فیلتر برق شهر نیز می‌باشند. در صورتی که نویز زیادی در سیگنال EEG مشاهده شود، باید این فیلتر بر روی فرکانس برق شهر (۵۰Hz یا ۶۰Hz) قرار گیرد. دلایل ایجاد این نویز ممکن است اتصال بد الکترودها (به ویژه الکترودهای وسط سر و یا الکترودهای مرجع) و نیز عدم اتصال کابل زمین و یا وجود میدان مغناطیسی قوی در نزدیکی سیم‌های متصل به بیمار باشد.

پایگاه داده‌ی تهیه شده در این پایان نامه با نام آرمیج<sup>۱</sup> نشان داده است که با استفاده از روش‌های غیر جراحی نیز می‌توان سیگنال‌های الکتریکی مغز را دریافت و مورد استفاده‌ی مؤثر قرار داد. اما برای فرایند ضبط سیگنال، نکات عمده‌ای وجود دارد که در زیر موارد مهم آنها بیان می‌شود.

۱. ایمنی شخص در حین ضبط سیگنال باید تأمین شود. تا احساس آرامش و امنیت موجب تولید سیگنال‌های طبیعی و صحیح شود.

---

<sup>۱</sup>Arm+EEG

۲. فعالیت وسایل الکتریکی و یا الکترونیکی و بخصوص لامپ‌های فلورسنت در نزدیکی دستگاه ضبط سیگنال، نامطلوب و مخل است. در غیر اینصورت، نویز موجود باعث اعوجاج و تغییر سیگنال‌ها می‌شود.
  ۳. عدم حرکت اعضای بدن مانند پلک زدن، فشار دادن دندان‌ها و غیره حتی الامکان رعایت شود در غیر اینصورت باعث اعوجاج مختصر در شکل سیگنال می‌شود.
  ۴. در انتخاب صحیح الکترودها و جایگذاری مناسب آن‌ها دقت شود.
  ۵. به دلیل دامن‌های کم سیگنال‌های الکتریکی و حساس بودن به نویز الکتریکی، کابل‌هایی که ترکیبی از چند جنس هستند و وظیفه‌ی انتقال سیگنال‌ها از الکترودها به برد پردازش سخت‌افزاری را برعهده دارند، نتایج بهتری می‌دهند.
  ۶. امپدانس تماسی الکترودها، مناسب باشد.
  ۷. اگر الکترودها جایجا شود، باعث ایجاد نوسان روی سیگنال‌های EEG می‌شود.
  ۸. ایمنی مربوط به مصونیت از سر و صدا تأمین شود.
  ۹. عملکرد سیستم مستقل از درجه حرارت محیط باشد.
  ۱۰. مدت زمان ضبط سیگنال، مطلوب باشد. معمولاً بعد از مدت زمان حدود دو ساعت، عواملی از قبیل خشک شدن ژل، تعرق و ایجاد اضطراب در شخص به وجود می‌آیند. این عوامل باعث ایجاد آثار تخریب در سیگنال‌های مغزی شخص می‌شود. از طرفی مدت زمان کم سبب ایجاد داده‌های ناقص می‌گردد. از این جهت که ویژگی‌های مطلوب امکان بروز کامل پیدا نمی‌کنند.
  ۱۱. نرخ نمونه برداری مطلوب، بیشتر از ۱۴۰ هرتز باشد.
  ۱۲. شخص دچار خستگی و مشغله‌ی فکری نباشد.
  ۱۳. شخص داوطلب، ترجیحاً داروهای شیمیایی مصرف نکند.
- از جمله نقاط ضعف سیستم‌های BCI آن است که امکان جداسازی سیگنال‌های EEG مربوط به تصور حرکت بعضی از اعضای بدن که نزدیک به هم هستند مقدور نمی‌باشد (مانند حرکت انگشتان

به صورت مجزا). همچنین در هنگام کاربرد عملی باید به این نکته توجه داشت که نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل سیگنال‌های EEG افراد دارای مشکل حرکتی و یا بیماران ALS<sup>۱</sup>، دقت پایین‌تری نسبت به انجام آزمایش برای افراد سالم به همراه دارد. بنابراین باید حداکثر دقت در هنگام آزمایش اعمال شود.

## ۵-۲-۱ ویژگی‌های پایگاه داده گردآوری شده

تهیه‌ی پایگاه داده بخش‌های مختلفی دارد. مهمترین این بخش‌ها شامل ویژگی‌های داوطلبین، محیط آزمایش، تجهیزات و جمع‌آوری سیگنال‌ها می‌شود که در ادامه به توضیح جزئیات هر قسمت از پایگاه داده‌ی آرمیج خواهیم پرداخت.

برای ایجاد این پایگاه داده از سه داوطلب در محدوده سنی ۲۰ الی ۲۵ سال، خواسته شد تا در یک محیط کاملاً ساکت، روی صندلی نشسته و در حالیکه به کاغذ سفیدی نگاه می‌کنند، چهار حرکت شامل موارد زیر را تصور کنند.

- نوع حرکتی ۱: بالا بردن دست از قسمت آرنج
- نوع حرکتی ۲: پایین آوردن دست از قسمت آرنج (در حالیکه دست در بالا قرار دارد)
- نوع حرکتی ۳: بالا بردن گلدان با هر دو دست
- نوع حرکتی ۴: نوشتن مشخصات فردی با دست راست

آغاز حرکت با هشدار صوتی اعلام و سپس ضبط سیگنال‌ها انجام می‌شود. در مرحله‌ی بعد، تصور این حرکت‌ها با چشم بسته بسته انجام می‌شود. در محیط آزمایش، داوطلب در فاصله‌ی ۱ متری از دستگاه ثبت سیگنال‌های EEG و نیز ۱/۵ متری از کامپیوتری قرار گرفته بود که در حال ضبط سیگنال‌های مغزی بوده است. در شروع آزمایش، برای رساندن نويز به کمترین مقدار، تمام لامپ‌های

---

<sup>۱</sup>Amyotrophic Lateral Sclerosis

روشنایی محیط و نیز گوشی‌های موبایل در حالت خاموش قرار داده شده بودند.

در این مجموعه، به ازای هر ۸ بار گرفتن سیگنال‌های متفاوت، یک مرحله آزمایش در نظر گرفته می‌شود. اگرچه جمع‌آوری این نمونه‌ها بسیار زمان‌بر بوده است و هر آزمایش، ۲۰ دقیقه به طول می‌انجامید، اما در مجموع در هر شخص این ۸ نمونه ۱۰۰ بار تکرار شده است. بنابراین از هر شخص، ۸۰۰ نمونه گرفته شده است. به منظور همسان‌سازی، تمامی افراد دست راستی بوده و در شرایط یکسانی قرار داده شده بودند. همچنین ساعات انجام آزمایش‌ها بین ۸ صبح الی ۵ عصر تعیین شده بود تا تاریکی شب را شامل نشده و در نتیجه از لامپ روشنایی استفاده نشود. از طرفی برای تمام افراد سعی شده است از ساعاتی استفاده شود که شخص دچار خستگی و مشغله‌ی کاری نبوده باشد.

برای جمع‌آوری سیگنال‌های داوطلبین، از دستگاه نوار مغزی ۲۴ کاناله‌ی شرکت شعله دانش استفاده شده است که توسط کلاهدک مخصوصی، طبق آرایش استاندارد و متداول ۲۰-۱۰ روی سر قرار می‌گیرند. همچنین دو الکتروود، یکی در وسط پیشانی و یکی در پشت سر، به عنوان زمین دستگاه انتخاب شده و یک الکتروود در وسط سر (در کنار Cz) به عنوان مرجع در نظر گرفته شده است تا تمامی الکتروودها نسبت به آن سنجیده شوند. برای دریافت بهتر سیگنال‌ها، الکتروودها مدتی در آب قرار می‌گیرند تا خیس باشند. همچنین سعی شده است تمامی الکتروودها کاملاً در زیر مو قرار داشته باشند. شکل (۵-۱) نمونه‌ای از نصب الکتروودها روی سر را نشان می‌دهد که در کنار آن، دستگاه ضبط برون‌خط سیگنال‌های مغزی شرکت شعله دانش نیز نمایش داده شده است. اطلاعات جمع‌آوری شده ابتدا توسط این دستگاه به کامپیوتر منتقل شده تا پس از پردازش اولیه مورد استفاده قرار گیرند.



شکل (۵-۱): نصب الکترودها روی سر

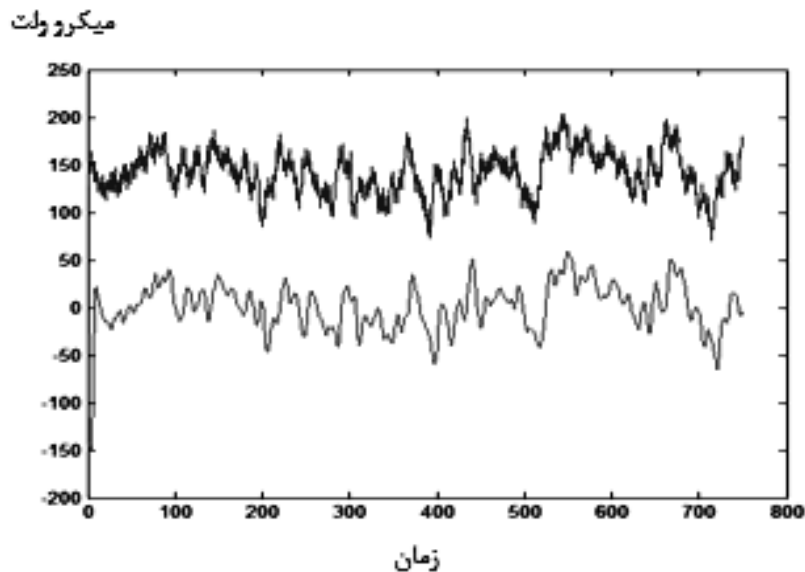
در این پایگاه داده، از هر شخص خواسته شد به مدت ۱۶ ثانیه، روی تصویری که از او خواسته شده است تمرکز کند. نمونه برداری با فرکانس ۱۵۰ هرتز انجام شد. برای دریافت بهترین سیگنال‌ها، از این ۱۶ ثانیه، ۶ ثانیه از زمان شروع حذف شد زیرا ممکن بود این زمان، متناظر با تمرکز کامل روی تصور مورد نظر نباشد. آنگاه مدت زمان ۵ ثانیه به عنوان طول مدت زمان ضبط هر بار آزمایش در نظر گرفته شد تا در صورت پیاده سازی عملی الگوریتم‌های مذکور بتوان به صورت بر خط دو تصور متفاوت حرکت بازو را تخمین زد. علت انتخاب مدت زمان ۵ ثانیه این است که سیگنال‌های مغزی کاملاً غیر ایستا بوده و شکل مشخصی ندارند و مدتی زمان لازم است تا ویژگی‌های مطلوب در سیگنال‌ها پدیدار شوند.

## ۵-۳ نتایج شبیه‌سازی حاصل از پایگاه داده

### ۵-۳-۱ پیش پردازش

اگرچه سعی شد تا برای کاهش نویز محیط و دریافت بهترین سیگنال‌ها تمامی آزمایش‌ها در شرایطی نزدیک به حالت ایده‌آل صورت پذیرد اما جلوگیری از حضور برخی نویزهای ناخواسته انکارناپذیر بوده است که از جمله می‌توان به عواملی مانند قرارگیری موی سر در زیر الکترودها و پلک

زدن داوطلب اشاره نمود. برای حذف این عوامل ناخواسته و افزایش نسبت سیگنال به نویز، از یک فیلتر میان گذر FIR درجه ۲۴ با فرکانس قطع بین ۱-۴۰ هرتز استفاده شده است. شکل (۲-۵)، نمونه‌ای از سیگنال‌های یک داوطلب را قبل (منحنی بالا) و بعد از فیلترشدن (منحنی پایین) نشان می‌دهد.



شکل (۲-۵): سیگنال قبل (نمودار بالا) و بعد (نمودار پایین) از فیلترشدن

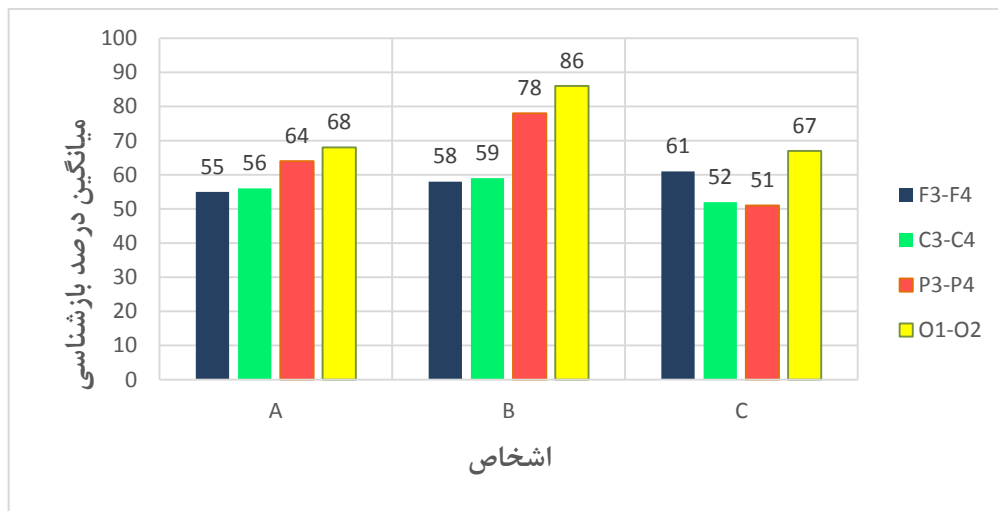
## ۲-۳-۵ استخراج ویژگی

پس از پیش پردازش سیگنال، برای بررسی کیفیت پایگاه داده و کامل نمودن حلقه‌ی شبیه سازی، نوبت به استخراج ویژگی می‌رسد. همانطور که قبلاً ذکر شد، در این پایگاه داده هر تصور حرکتی ۱۰۰ بار تکرار شده است. با توجه به اینکه نرخ نمونه برداری، ۱۵۰ هرتز بوده و در شروع عملیات پردازش، هر بار ۵ ثانیه از زمان تصور حرکتی انتخاب شده بود، می‌توان یک ماتریس شامل  $۷۵۰ (۵ \times ۱۵۰)$  سطر و  $۲۰۰ (۱۰۰ + ۱۰۰)$  ستون را ایجاد نمود.

به منظور یافتن بهترین کانال‌ها در استفاده از کمترین تعداد کانال ممکن، کانال‌ها دو به دو در نظر گرفته شدند. آنگاه از انرژی باندهای تبدیل موجک جهت استخراج ویژگی و از طبقه‌بند SVM

جهت طبقه‌بندی استفاده شد. در مرحله استخراج ویژگی، سیگنال‌های دریافتی را توسط موجک دابیشز ۳ تا ۲ سطح تجزیه نموده، سپس جهت انتخاب ویژگی از بازه فرکانسی ۰-۳۷ هرتز، استفاده شده است. در اینجا برای هر ۱۰۰ تصور حرکتی، یک کلاس مجزا در نظر گرفته شده است. ۵۰ درصد از داده‌ها برای آموزش و ۵۰ درصد برای تست استفاده شده است.

طبق نمودار (۱-۵) و جدول (۱-۵) که نتایج بررسی روی سه شخص را نشان می‌دهد، کانال‌های O1 و O2 بالاترین کارایی را نتیجه داده‌اند.



نمودار (۱-۵): بررسی میانگین درصد بازشناسی در کانال‌های مختلف در ۵ ثانیه با استفاده از ویژگی انرژی باندهای موجک و روش SVM



جدول (۵-۱): بررسی میانگین و واریانس درصد بازشناسی در کانال‌های مختلف در ۵ ثانیه با استفاده از ویژگی انرژی باندهای موجک و روش SVM

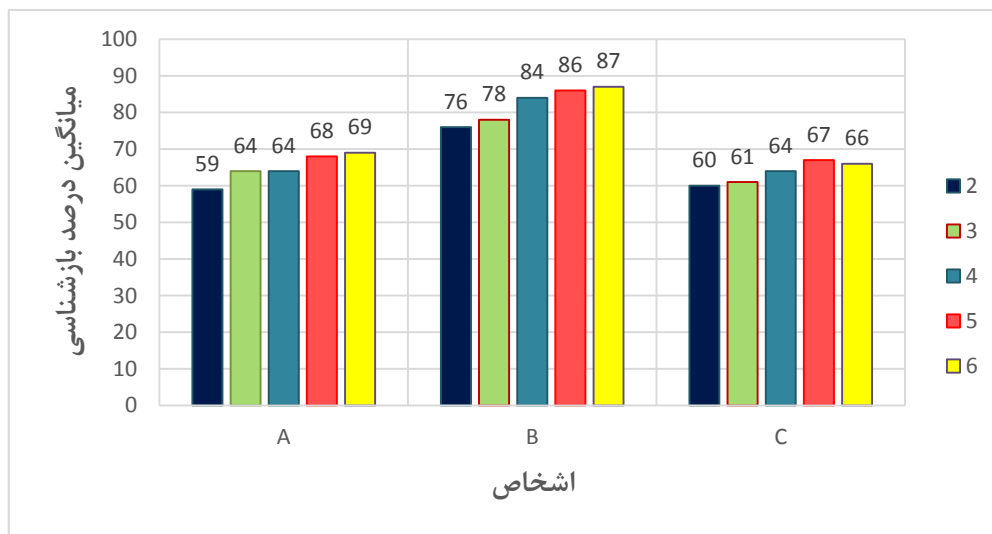
شخص C	شخص B	شخص A	کانال‌ها
۶۱±۰/۰۲۷۸	۵۸±۰/۰۳۷	۵۵±۰/۰۴	F3-F4
۵۲±۰/۰۱۵۵	۵۹±۰/۰۳۹	۵۶±۰/۰۲۱	C3-C4
۵۱±۰/۰۱۵	۷۸±۰/۰۲۱	۶۴±۰/۰۲۴	P3-P4
۶۷±۰/۰۲۲	۸۶±۰/۰۱۶	۶۸±۰/۰۲۲	O1-O2

آزمایش‌های قبلی صورت گرفته با استفاده از خانواده موجک سبب شد تا این خانواده جهت بررسی ادامه آزمایش‌ها مورد استفاده قرار گیرند. سپس انرژی آخرین سیگنال تقریب توسط رابطه (۵-۱) محاسبه شده و از آن به عنوان ویژگی استفاده شده است.

$$E = \sum_{i=1}^N (|X_i|)^2 \quad (۱-۵)$$

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

در این رابطه،  $X_i$  ضرایب سیگنال تقریب بدست آمده در مرحله‌ی آخر پس از اعمال تابع موجک می‌باشد. در گام بعد، طول بازه‌ی زمانی برای استخراج ویژگی را به روش سعی و خطا در بازه‌های زمانی ۲ تا ۶ ثانیه بررسی نمودیم تا کمترین زمان با دقت تفکیک پذیری مناسب بدست آید. طبق نمودار (۵-۲۲) و جدول (۵-۲) بدلیل مشاهده‌ی اختلاف یک درصدی بین ۵ ثانیه و ۶ ثانیه و مدنظر بودن کمترین مدت زمان، مدت زمان ۵ ثانیه به عنوان طول بازه‌ی سیگنال در هر آزمایش، و در هر فرد، برای انجام استخراج ویژگی انتخاب شد.



نمودار (۲-۵): بررسی میانگین درصد بازشناسی در مدت زمان‌های مختلف روی کانال‌های O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub>

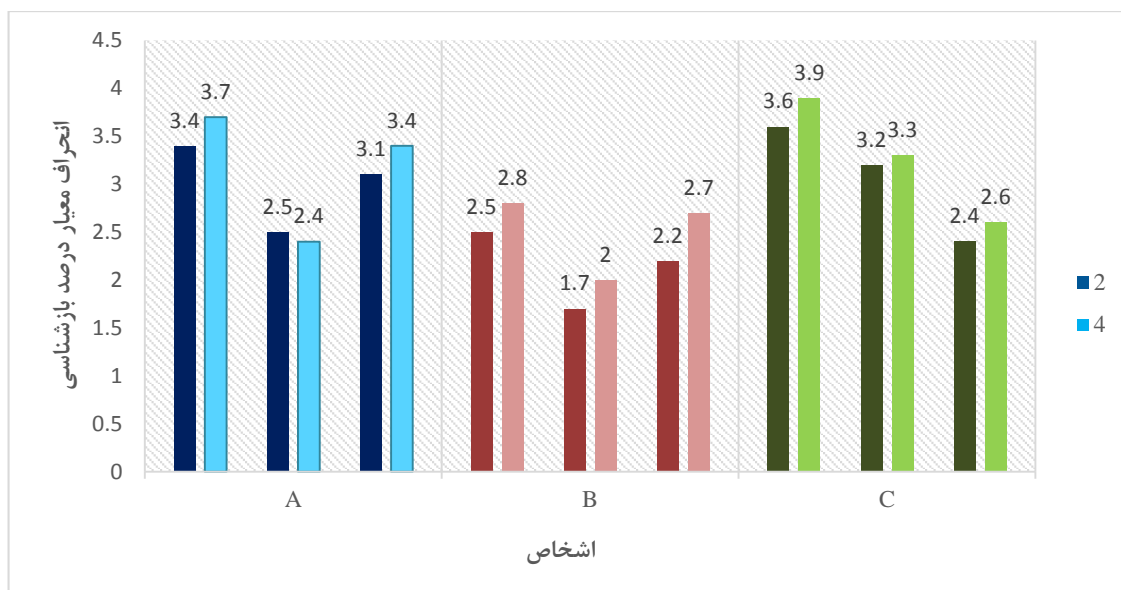
جدول (۲-۵): بررسی میانگین و واریانس درصد بازشناسی در زمان‌های مختلف روی کانال‌های O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub>

زمان	شخص A	شخص B	شخص C
۲ ثانیه	۵۹±۰/۰۲۳۱	۷۶±۰/۰۲۱	۶۰±۰/۰۳۷
۳ ثانیه	۶۴±۰/۰۲۴۵	۷۸±۰/۰۲۱	۶۱±۰/۰۳۹
۴ ثانیه	۶۴±۰/۰۲۲۵	۸۴±۰/۰۲۲	۶۴±۰/۰۳۵
۵ ثانیه	۶۸±۰/۰۲۱۴	۸۶±۰/۰۱۷	۶۷±۰/۰۳۱
۶ ثانیه	۶۹±۰/۰۲۷	۸۷±۰/۰۲۲	۶۶±۰/۰۳۲

در این قسمت، از کانال‌های O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub> و مدت زمان ۵ ثانیه جهت ادامه‌ی بررسی استفاده شده است. با توجه به جدول (۳-۵) تفاوت چندانی بین میانگین دابیشزهای ۲، ۳ و ۴ وجود ندارد اما تعداد گام دو مرحله از جمله موارد قابل اهمیت در واریانس است که در نمودار (۳-۵) نمایش داده شده است.

جدول (۳-۵): بررسی میانگین درصد بازشناسی در دابیشزهای مختلف در ۵ ثانیه روی کانال‌های O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub>

شخص C	شخص B	شخص A	تعداد مرحله	db
۶۷±۰/۰۳۶	۸۶±۰/۰۲۵	۶۹±۰/۰۳۴	۲	۲
۶۱±۰/۰۳۹۸	۸۳±۰/۰۲۸	۶۳±۰/۰۳۷	۴	
۶۷±۰/۰۳۲۵	۸۶±۰/۰۱۷	۶۸±۰/۰۲۵	۲	۳
۶۰±۰/۰۳۳۰	۷۷±۰/۰۲	۶۰±۰/۰۲۴	۴	
۶۷±۰/۰۲۴۷	۸۷±۰/۰۲۲	۶۸±۰/۰۳۱	۲	۴
۵۹±۰/۰۲۶۵	۷۴±۰/۰۲۷	۵۹±۰/۰۳۴	۴	



نمودار (۳-۵): بررسی واریانس درصد بازشناسی در دابیشزهای ۲، ۳، ۴ و سطوح مختلف

در ۵ ثانیه روی کانال‌های O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub>

بنابراین با انتخاب مدت زمان ۵ ثانیه، کانال‌های O<sub>2</sub>، O<sub>1</sub> و نیز انتخاب موجک دابیشز ۴ با دو

مرحله تجزیه، روش بسته موجک نیز بررسی شد. نتایج روش بسته موجک با این ویژگی‌ها، در مقایسه

با روش تبدیل موجک در جدول (۴-۵) دیده می‌شود.

جدول (۴-۵): مقایسه‌ی میانگین درصد بازشناسی روش بسته موجک با روش تبدیل موجک

شخص C	شخص B	شخص A	روش
۶۷درصد	۸۷درصد	۶۸درصد	روش تبدیل موجک
۶۸درصد	۷۶درصد	۶۳درصد	روش بسته موجک

در ادامه، روش ردگیری انطباق پایه ( $BMP^1$ ) که یکی از انواع روش‌های غیر متعامد ردگیری انطباق می‌باشد، به کمک دو نوع دیکشنری مختلف مورد بررسی قرار گرفت که اعضای آن‌ها طبق رابطه‌ی (۲-۵) معرفی شده‌اند. در دیکشنری اول تنها از توابع موجک و در دیکشنری دوم از ترکیب توابع موجک و توابع سینوسی استفاده شده است. در این رابطه، موجک دابیشز با نماد  $db$ ، موجک سیملت با نماد  $sym$ ، موجک هار با نماد  $wphaar$ ، تبدیل کسینوسی گسسته با نماد  $dct$  و تبدیل سینوسی با نماد  $sin$  مشخص شده است.

$$dic1 = \{\{ 'db3', 2 \}, \{ 'sym4', 4 \}, \{ 'wphaar', 2 \} \} \quad (۲-۵)$$

$$dic2 = \{\{ 'db4', 2 \}, 'dct', 'sin', \{ 'sym4', 1 \}, \{ 'sym4', 4 \} \}$$

انرژی ضرایب بدست آمده از الگوریتم فوق به عنوان ویژگی استفاده گردیده است. تعداد ضرایب بدست آمده نیز به تعداد دفعات تکرار فرایند الگوریتم بستگی دارد که مثلاً با انتخاب ۵۰ برای دفعات تکرار، از ۵۰ ضریب بدست آمده به عنوان ویژگی استفاده شده است. در جدول (۵-۵) روش تبدیل موجک با روش  $BMP$  در ۵۰ دفعه تکرار و با استفاده از انرژی ضرایب به عنوان ویژگی، در سه شخص مقایسه شده است. روش  $BMP$  صرفاً جهت تحلیل داده‌های دریافتی و مقایسه‌ی آن با تبدیل موجک استفاده شده است و پیاده‌سازی بلادرنگ آن بر روی سخت افزار مورد استفاده در این پایان نامه را بررسی نکرده‌ایم.

<sup>3</sup> Basic Matching Pursuit

جدول (۵-۵): مقایسه‌ی بررسی میانگین درصد بازشناسی روش MP با روش تبدیل موجک

شخص C	شخص B	شخص A	روش
۶۷ درصد	۸۷ درصد	۶۸ درصد	روش تبدیل موجک
۶۶ درصد	۸۷ درصد	۶۷ درصد	روش MP - dic1
۶۹ درصد	۸۶ درصد	۶۹ درصد	روش MP - dic2

بدلیل اینکه علاوه بر نوع دیکشنری، نوع MP و تکرار دفعات نیز در نتایج مقایسه تأثیر بسزایی دارند، با استفاده از دیکشنری‌های رابطه (۳-۵) به بررسی نتایج حاصل از روش ردگیری انطباق متعامد (OMP<sup>۱</sup>) نیز پرداخته خواهد شد.

$$\begin{aligned}
 dic1 &= \{\{ 'db3', 2 \}\} \\
 dic2 &= \{\{ 'db3', 2 \}, 'dct', 'sin', \{ 'sym4', 1 \}, \{ 'sym4', 4 \}\} \\
 dic3 &= \{\{ 'db4', 2 \}\} \\
 dic4 &= \{\{ 'db4', 2 \}, 'dct', 'sin', \{ 'sym4', 1 \}, \{ 'sym4', 4 \}\}
 \end{aligned}
 \tag{۳-۵}$$

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. در جدول (۶-۵) مقایسه‌ی دو نوع از توابع MP به نام‌های OMP و BMP در دفعات تکرار متفاوت، و با استفاده از دابیشزهای مختلف، پس از میانگین ۱۰ مرتبه اجرای روش SVM نمایش داده شده است. در این جدول، دیکشنری‌های مشخص شده در رابطه (۳-۵) مورد استفاده قرار گرفته اند.

<sup>۱</sup> Orthogonal Matching Pursuit

جدول (۵-۶): مقایسه‌ی میانگین درصد بازشناسی روش تبدیل موجک با روش بسته موجک و روش‌های MP

شخص C	شخص B	شخص A	تعداد ضرایب	نوع dic	روش	
۶۷	۸۷	۶۸	-	-	تبدیل موجک	
۶۸	۷۶	۶۳	-	-	بسته موجک	
۶۶	۸۵	۶۸	۵۰	۱	OMP	
۶۲	۸۴	۶۸	۱۰۰			
۶۳	۸۳	۶۹	۲۰۰			
۶۱	۸۴	۶۶	۵۰	۲		
۶۶	۸۴	۶۶	۱۰۰			
۶۴	۸۳	۶۷	۲۰۰			
۶۱	۸۵	۶۷	۵۰	۳		
۶۹	۸۷	۶۳	۵۰	۴		
۶۸	۸۹	۶۶	۵۰	۱		BMP
۶۸	۸۷	۶۸	۱۰۰			
۶۷	۸۶	۶۹	۲۰۰			
۶۲	۸۶	۶۹	۵۰	۲		
۶۸	۸۶	۶۹	۱۰۰	۳		
۶۵	۸۶	۶۸	۲۰۰			
۶۵	۸۶	۶۶	۵۰			
۶۹	۸۶	۶۹	۵۰	۴		

ملاحظه می‌شود در روش ردگیری انطباق با انتخاب درست دیکشنری و تعداد دفعات تکرار مناسب، می‌توان نتایج میانگین بازشناسی را تا حدی بهبود بخشید. با بالا رفتن تعداد تکرار، سرعت اجرای سیستم پایین می‌آید. از طرفی تعداد تکرار اگر از حد مطلوبی پایینتر رود، در برخی مواقع می‌تواند باعث کاهش دقت نتایج شود.

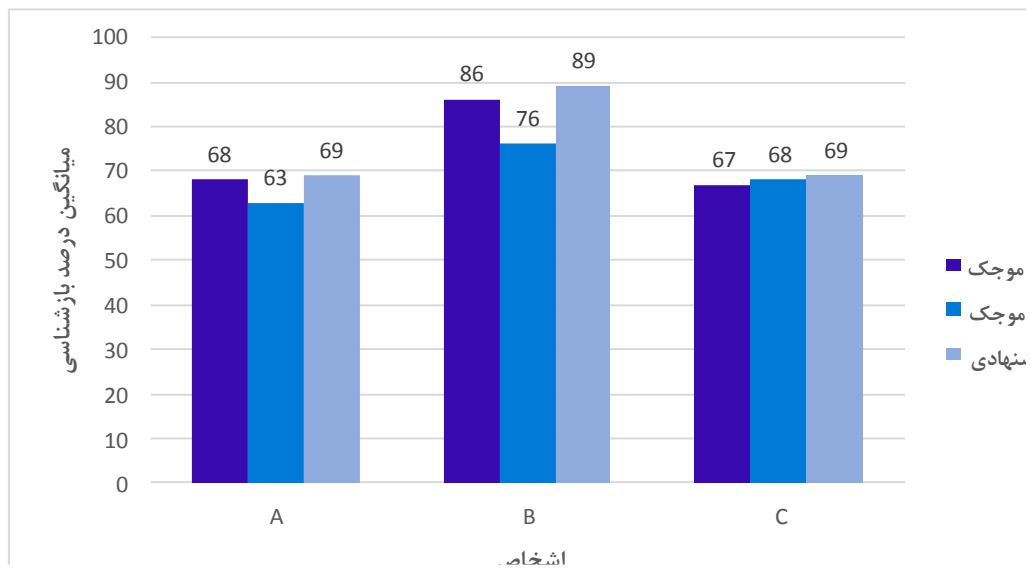
در ایجاد پایگاه داده‌ی آرمیج، ضمن آن‌که تمامی شرایط ایجاد پایگاه داده رعایت شده است، با افزایش تعداد آزمایش‌ها سعی شده رابطه‌ی بین تعداد دفعات آزمایش و دقت بازشناسی سیگنال‌ها بررسی شود. بنابراین از تمامی داوطلبین خواسته شد تا حرکت‌های ۱ و ۴ را که تفاوت زیادی بین هم دارند، به تعداد ۱۳۰ بار تصور نمایند. بطوریکه حرکت ۱ با چشم بسته و حرکت ۴ با چشم باز انجام گرفته است. جدول (۷-۵) رابطه‌ی بین تعداد دفعات تکرار و کیفیت طبقه‌بندی سیگنال‌ها را در یک شخص مورد بررسی قرار می‌دهد. ملاحظه می‌شود با بالا رفتن تعداد تکرار، علاوه بر افزایش درصد میانگین بازشناسی، واریانس کاهش یافته است.

جدول (۷-۵): بررسی رابطه‌ی بین تعداد دفعات تکرار و کیفیت درصد بازشناسی سیگنال در یک شخص

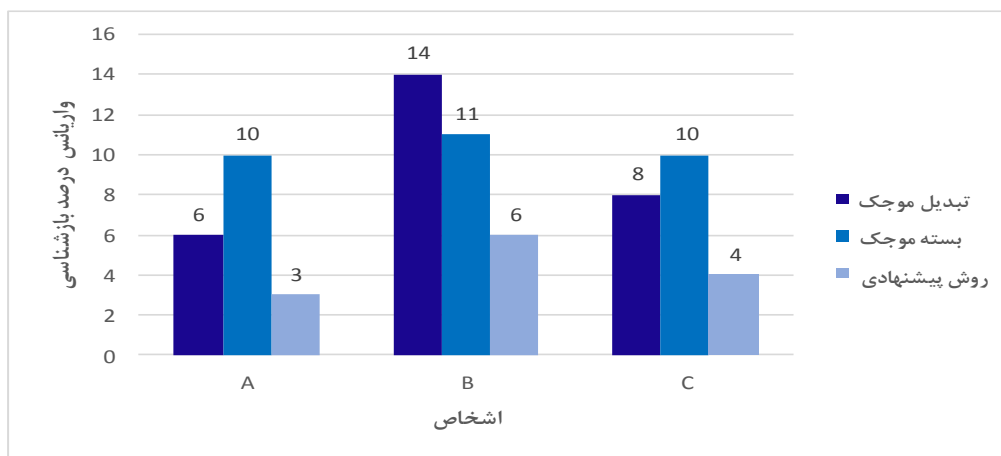
میانگین	دفعات اجرای الگوریتم پیشنهادی						تعداد تکرار برای هر کلاس	کانال‌ها
	۶	۵	۴	۳	۲	۱		
	درصد بازشناسی سیگنال							
۸۶±۲/۵۲	۸۴	۸۸	۸۸	۸۳	۸۶	۸۸	۱۳۰	O1-O2
۷۵±۴/۳	۷۶	۷۸	۷۴	۷۳	۷۵	۷۴	۱۰۰	O1-O2
۵۹/۶±۵	۵۹	۶۳	۵۸	۵۶	۶۲	۶۰	۷۰	O1-O2

نتایج مربوط به بهترین کارایی در روش‌های سه گانه‌ی فوق، در نمودارهای (۴-۵) و (۵-۵) نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود روش پیشنهادی، از کمترین واریانس برخوردار است. داشتن واریانس

کم بدین معنی است که این روش تا حدی مستقل از فرد عمل می‌کند.



نمودار (۴-۵): مقایسه‌ی میانگین درصد بازشناسی روش‌های سه گانه



نمودار (۵-۵): مقایسه‌ی واریانس درصد بازشناسی روش‌های سه گانه

## ۴-۵ نتایج حاصل از سخت افزار طراحی شده

در فصل قبل نشان داده شد توانستیم یک سیستم دو کاناله‌ی دریافت سیگنال‌های مغزی را

طراحی نموده و عملیاتی نماییم. در این بخش، مراحل‌ی که سیگنال ۵ ثانیه‌ای نمونه برداری شده وارد



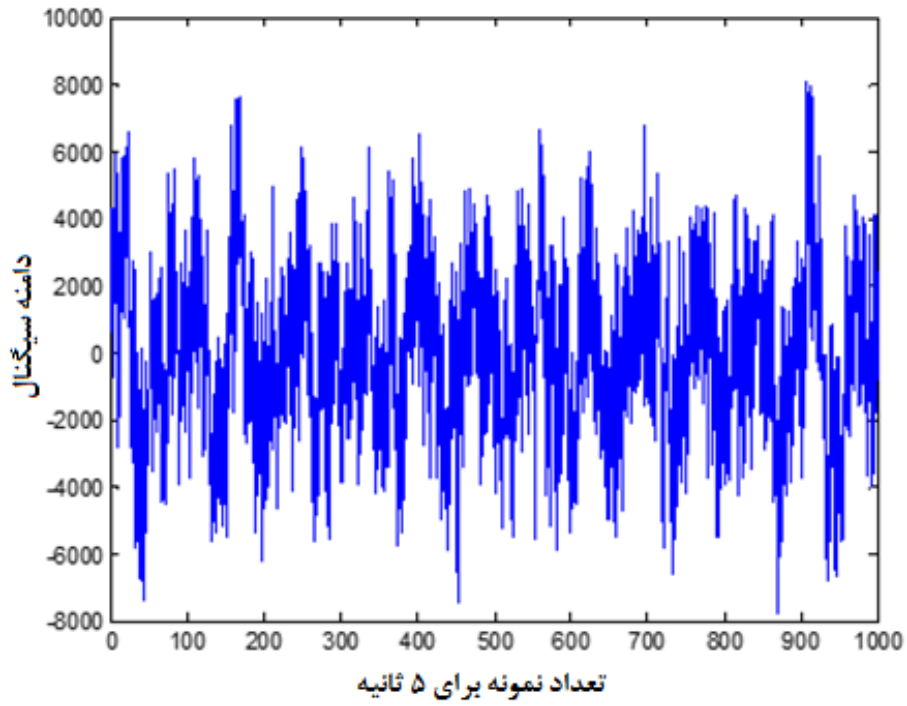
پردازنده شده و تا زمانی که ویژگی‌های مناسبی از آن استخراج شود به طور خلاصه شرح داده می‌شود.

در شکل (۳-۵) یک نمونه از سیگنال‌های مغزی که توسط کدک ۵ ثانیه نمونه برداری شده، پس از عملیات کاهش فرکانس به ۲۰۰ هرتز، نشان داده شده است. تبدیل فوریه‌ی این سیگنال‌ها در شکل (۴-۵) نمایش داده شده است.

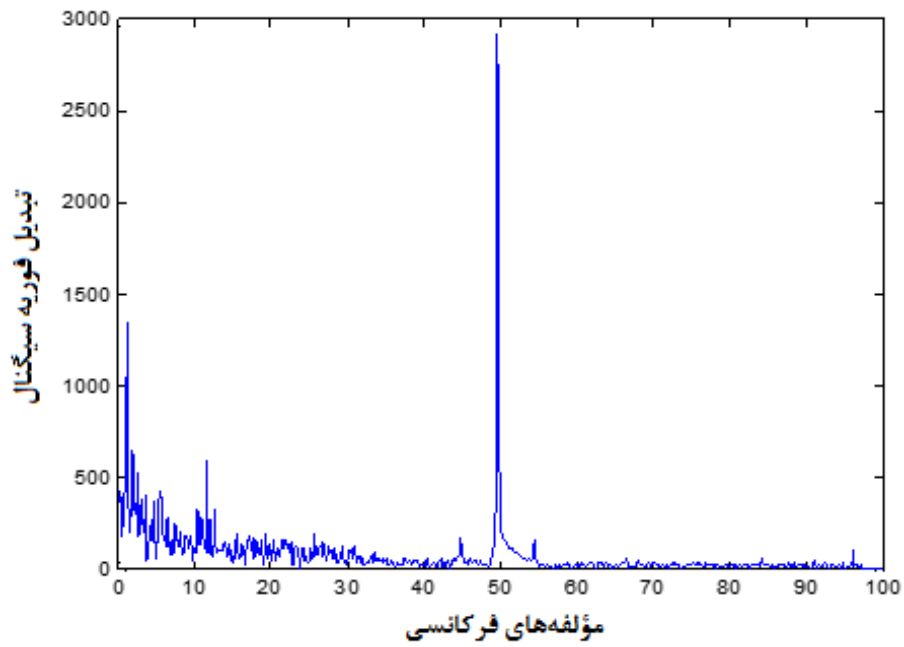
به وضوح وجود نویز ۵۰ هرتز در سیگنال دریافتی قابل مشاهده است. از این‌رو از یک فیلتر میان‌گذر درجه ۲۴ جهت از میان بردن این نویز و فرکانس‌های بالا استفاده شده است که سیگنال دریافتی پس از اعمال فیلتر میان‌گذر در شکل (۵-۵) و تبدیل فوریه آن در شکل (۶-۵) نشان داده شده است که در آن دیگر اثری از نویز ۵۰ هرتز مشاهده نمی‌شود.

در ادامه به منظور استخراج ویژگی از سیگنال دریافت شده، تابع موجک db3 تا ۲ سطح تجزیه اعمال می‌شود که در شکل (۷-۵) 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 (۸-۵) نشان داده شده است.

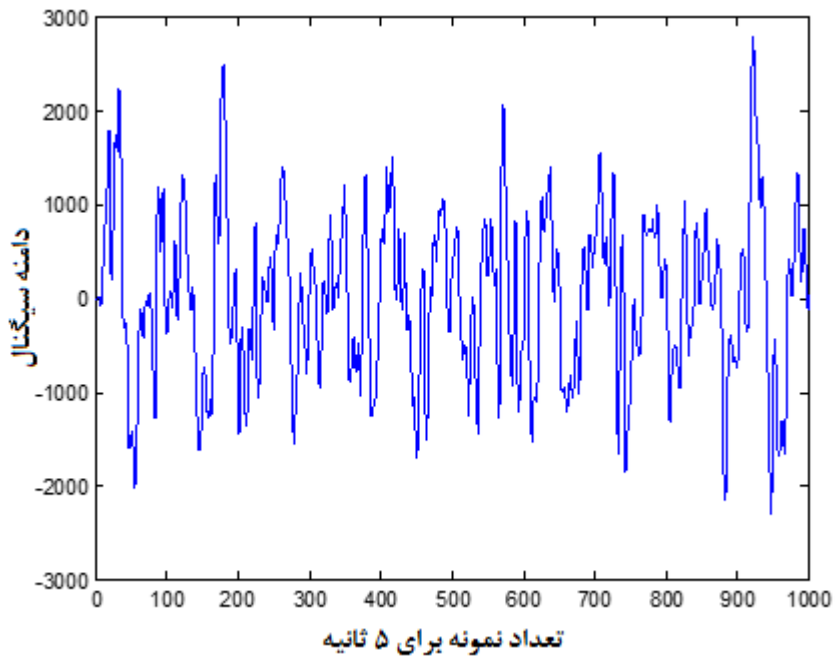
از این مرحله به بعد انرژی ۲۵۰ ضریب اول خروجی تابع موجک که متناظر با فرکانس ۵۰-۰ هرتز می‌باشد به عنوان ویژگی این سیگنال استخراج می‌شود.



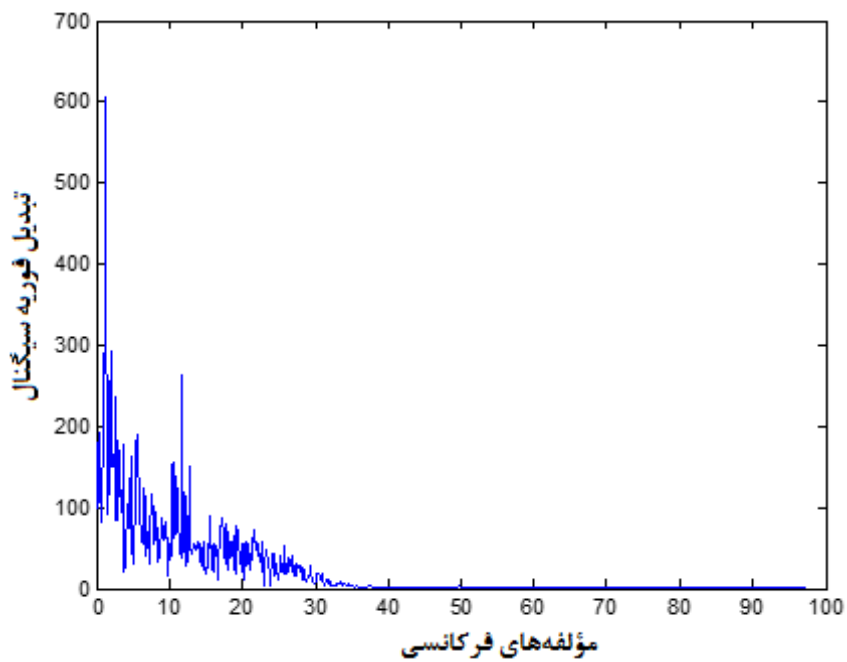
شکل (۳-۵) : ۵ ثانیه از سیگنال مغزی نمونه برداری شده دریافتی



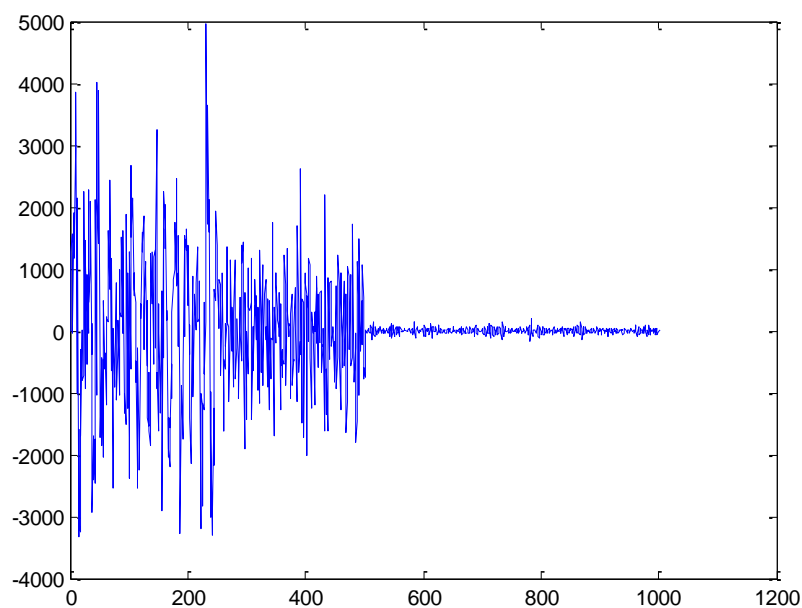
شکل (۴-۵) : تبدیل فوریه سیگنال دریافت شده



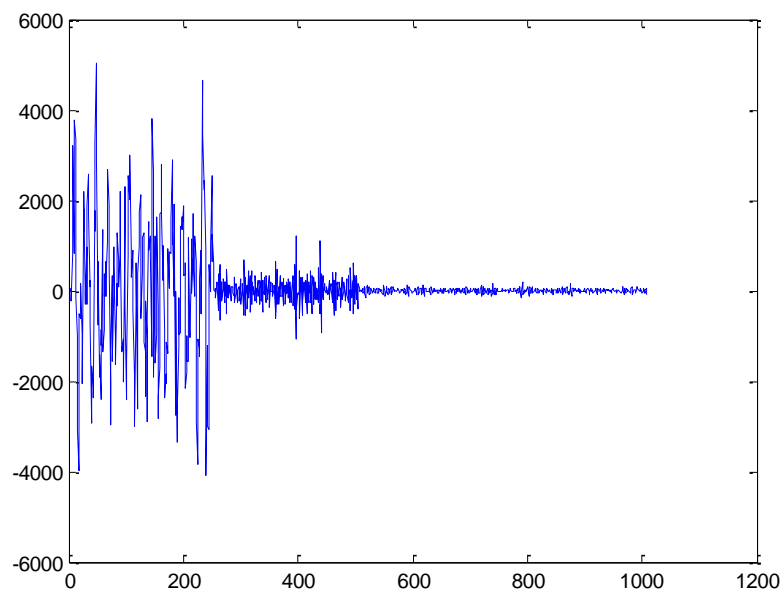
شکل (۵-۵) : سیگنال دریافت شده پس از عبور از فیلتر میان گذر



شکل (۶-۵) : تبدیل فوريه سیگنال دریافت شده پس از عبور از فیلتر میان گذر



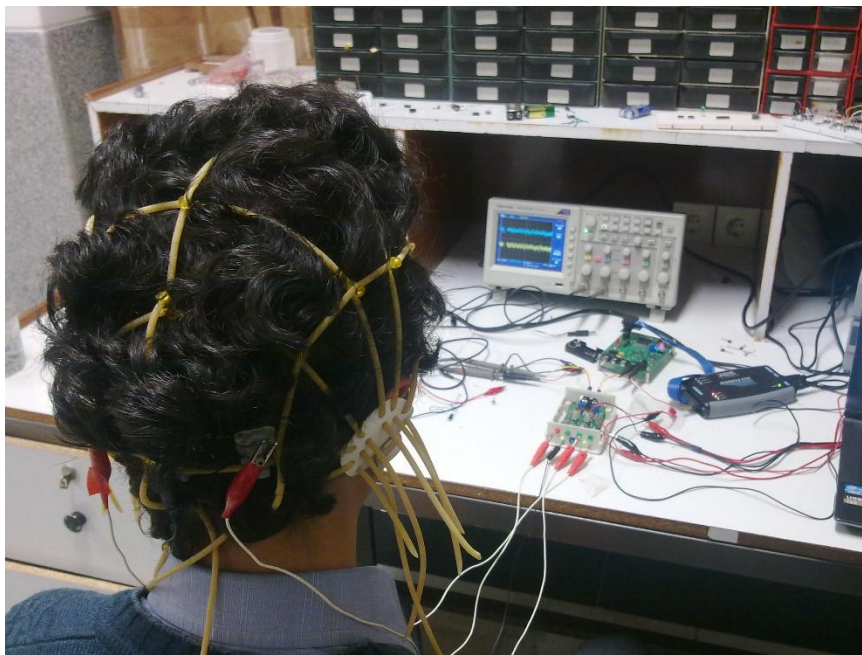
شکل (۷-۵) : ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک توسط کد کمپوزر



شکل (۸-۵) : ضرایب سیگنال تقریب و جزئیات سیگنال دریافتی پس از اعمال تابع موجک توسط متلب

همان طور که در فصل چهارم بحث شد، به منظور اطمینان از صحت عملکرد سخت افزار، لازم بود اثرات ناشی از پلک چشم و یا حرکت اعضای بدن، در خروجی سخت افزار سیگنال های مغزی، مورد

مشاهده قرار گیرد. در گام بعد، جهت بررسی نتایج حاصل از سخت‌افزار، از داوطلب A خواسته شد تا تصور حرکتی نوع ۴ و ۱ را بار دیگر و با کمک مدار سخت‌افزار طراحی شده انجام دهد. از آنجایی که در نتایج فوق، مدت زمان ۵ ثانیه و استفاده از کانال‌های پشت سر، به عنوان بهترین گزینه انتخاب شده بود، از داوطلب A خواسته شد این دو تصور را ۵۵ بار و هر بار به مدت ۵ ثانیه انجام دهد؛ با این تفاوت که این بار فقط از دو کانال O<sub>2</sub>, O<sub>1</sub> استفاده شده است. البته پشت گوش به عنوان مرجع و وسط پشت سر نیز به عنوان زمین انتخاب شده است. شکل (۹-۵) شخص A را در حین ضبط دو کانال O<sub>2</sub>, O<sub>1</sub> از سیگنال‌های مغزی نمایش می‌دهد.



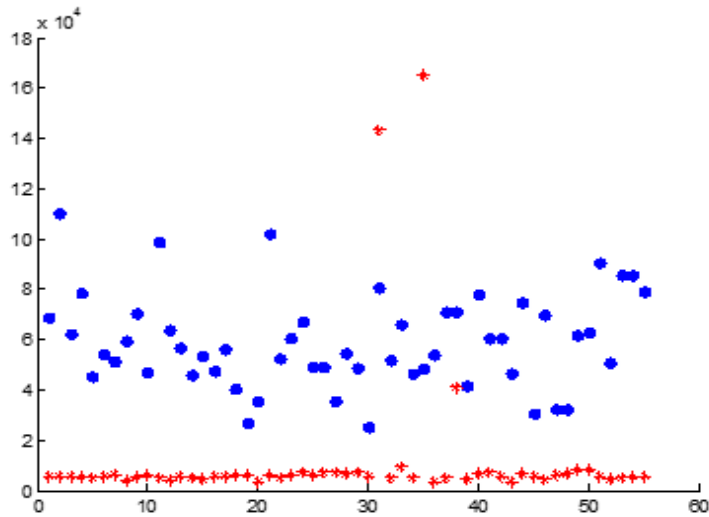
شکل (۹-۵): شخص A در حین ضبط سیگنال با استفاده از سخت‌افزار طراحی شده و استفاده از فقط دو کانال

مشابه کار انجام شده بر روی سیگنال‌های تهیه شده توسط پایگاه داده، توسط نرم افزار متلب اطلاعات دریافت شده مورد ارزیابی قرار گرفتند. درصد بازشناسی و میانگین انرژی ضرایب موجک در جدول (۸-۵) نشان داده شده است.

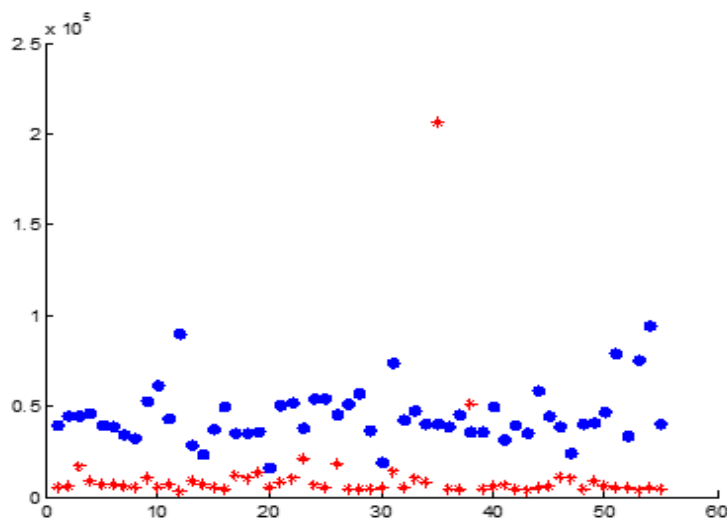
جدول (۸-۵) : نتایج بدست آمده از داوطلب A توسط سخت افزار طراحی شده

داوطلب	کانال های انتخابی	نوع تصور حرکتی	میانگین انرژی ضرایب	درصد بازشناسی
A	O1	نوع ۱	۵۹۱۱۲	۹۸
		نوع ۴	۱۱۸۹۹	
	O2	نوع ۱	۴۵۰۲۹	
		نوع ۴	۱۱۹۹۷	

جدول فوق نشان می دهد توسط سیستم طراحی شده می توان نتایج قابل قبولی بدست آورد. در ادامه پراکندگی داده های بدست آمده برای فرد A مورد بررسی قرار گرفت که در شکل های (۵-۱۰) و (۵-۱۱) نشان داده شده اند. در این شکل ها که یکی مربوط به کانال O1 و دیگری مربوط به کانال O2 است، دایره های آبی رنگ نمونه های مربوط به تصور نوع ۱ و ستاره های قرمز رنگ نمونه های مربوط به تصور نوع ۴ را نشان می دهند. با توجه به پراکندگی داده ها 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 ثانیه ای از دو کانال O1 و O2 فرد، پس از عبور از فیلتر و محاسبه انرژی ضرایب آن در بازه فرکانسی ۵۰-۰ هرتز با اعداد بدست آمده برای میانگین تصور نوع ۱ و ۴ فرد مقایسه شده و به هر گروه که نزدیک تر باشد به عنوان نوع تصور فرد شناسایی می شود.



شکل (۵-۱۰): پراکندگی داده‌های بدست آمده در تصور حرکت نوع ۱ و ۴ فرد برای کانال O1



شکل (۵-۱۱): پراکندگی داده‌های بدست آمده در تصور حرکت نوع ۱ و ۴ فرد برای کانال O2

## ۵-۵ نتیجه گیری

مشاهده شد با استفاده از سخت افزار طراحی شده، دقت بازشناسی سیگنال‌ها از  $68 \pm 6$  درصد به  $98 \pm 2$  درصد رسیده است. این نشان می‌دهد سخت‌افزار طراحی شده که از قیمت بسیار پایینی نسبت به دستگاه‌های موجود برخوردار است، از کیفیت بسیار بالایی نیز برخوردار می‌باشد.





# فصل هشتم

نتیجه‌گیری و پیشنهاد برای راه‌کارهای آینده

## ۶-۱ نتیجه گیری

هدف از انجام این پایان نامه، شبیه سازی و ساخت یک وسیله جهت تشخیص تصور حرکت بازو بر روی پردازنده‌های DSP بود. در این راستا با هدف یافتن بهترین روشی که بتوان جهت پیاده سازی عملی مورد استفاده نمود، چند روش مورد بررسی قرار گرفت. برای بررسی این روش‌ها نیاز به یک پایگاه داده‌ی معتبر وجود داشت. از آنجایی که پایگاه‌های موجود در زمینه‌ی واسط مغز و کامپیوتر، هزینه بر هستند و یا به سادگی قابل دسترس نمی‌باشند و نیز با توجه به اهمیت پایگاه داده در رسیدن به نتایج معتبر، پایگاه داده‌ی مناسبی از سیگنال‌های مغزی به منظور کنترل بازو تهیه گردید.

در این پایگاه داده از سه داوطلب خواسته شد تا چهار حرکت پرکاربرد بازو را جهت ضبط سیگنال‌ها به تعداد ۱۰۰ مرتبه تصور نمایند. سپس با پالایش مناسب این سیگنال‌ها، مرحله‌ی پیش پردازش طی شد. آنگاه روش‌های مبتنی بر موجک را بر این سیگنال‌ها اعمال نموده و پس از استفاده از روش SVM دقت بازشناسی سیگنال‌ها مورد تحلیل قرار گرفت. همچنین در این پایان نامه از روش ردگیری انطباق جهت استخراج ویژگی استفاده شد درحالی که طبق بررسی‌های صورت گرفته، تاکنون از این روش در این کاربرد استفاده نشده است. اگرچه پیاده سازی این روش بر روی پردازشگرهای سیگنال مورد بررسی قرار نگرفت اما نتایج نشان داده است این روش در مقایسه با دو روش مبتنی بر تبدیل موجک و تبدیل بسته موجک، با دارا بودن کمترین واریانس، بیشترین میانگین را نیز به خود اختصاص داده است. طبق بررسی‌های انجام شده، توانستیم برای داوطلبین A, B, C، با استفاده از روش تبدیل موجک به درصدهای بازشناسی ۶۸، ۸۶ و ۶۷ درصد، با استفاده از روش بسته موجک به درصدهای بازشناسی ۶۳، ۷۶ و ۶۸ درصد و با استفاده از روش ردگیری انطباق به به درصدهای بازشناسی ۸۹، ۶۹ و ۶۹ درصد برسیم. در بین این روش‌ها، روش تبدیل موجک به دلیل حجم محاسباتی پایین و برخورداری از نتایج خوب، جهت پیاده‌سازی بر روی پردازشگرهای سیگنال انتخاب شد. از دیگر نتایج حاصل از این بررسی می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

- ویژگی‌های بدست آمده در دو تصور بالا بردن و پایین آوردن بازو، در تمامی داوطلبین در ۲ کانال O<sub>1</sub> و O<sub>2</sub> دارای تفکیک بالایی می‌باشند.
- در دو روش تبدیل موجک و بسته موجک با انتخاب ۲ سطح تجزیه توانستیم بهترین نتایج را بدست آوریم.
- باندهای فرکانسی بتا و گاما (۵۰-۰ هرتز) بهترین گزینه جهت استخراج ویژگی برای تصور حرکت بازو انتخاب شده‌اند.
- در روش ردگیری انطباق با انتخاب دیکشنری مناسب می‌توان نتایج بهتری را نسبت به دو روش تبدیل موجک و بسته موجک بدست آورد.

در گام بعد طراحی و ساخت سخت‌افزار دریافت سیگنال‌های مغزی را آغاز نموده و در نهایت با استفاده از مداری شامل به ترتیب:

۱. مدار DRL به منظور ۱۸۰ درجه منفی نمودن نویزهایی که از بدن وارد ورودی مدار می‌شوند و سپس برگرداندن آنها به بدن
۲. مداری که ابتدا گین پایین و سپس گین بالا را شامل شود
۳. اضافه کردن یک فیلتر در ورودی که سبب کاهش نویزهای ناخواسته‌ی محیط شود
۴. آی‌سی LM324 که شامل چهار تقویت کننده عملیاتی فیلتر پایین گذر، فیلتر بالاگذر، فیلتر میان‌گذر ۵۰ هرتز و تقویت کننده‌ی نهایی به منظور جبران تضعیف عبور سیگنال‌های دریافتی از مراحل فیلتر کردن می‌شود

دریافت دو کانال از سیگنال‌های مغزی میسر شد. به منظور کاهش نویز، این مدار را به صورت چاپ سبز ساختیم و توانستیم سیگنال‌های دریافتی را به کیفیت مطلوبی رسانده تا بتوانیم از آنها به عنوان ورودی در بخش بعدی، یعنی مدار پردازش سیگنال استفاده نماییم. از مزیت‌های اصلی این مدار می‌توان به کم مصرف بودن آن (۶۰ میلی وات توان) اشاره کرد. همچنین 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.

مدار طراحی و ساخته شده بعدی، مدار پردازش سیگنال‌های دریافتی است که شامل سه

قسمت اصلی

۱- منبع تغذیه

۲- مبدل داده‌ها

۳- پردازنده‌ی DSP و امکانات جانبی

می‌باشد. گرچه در ساخت این مدار نیز با مشکلات بسیاری مواجه بودیم اما در نهایت توانستیم از این مدار نیز خروجی خوبی را دریافت نماییم. پس از انجام عملیات پالایش و اعمال پردازشگرهای مربوطه مانند تبدیل موجک با استفاده از توابع کتابخانه‌ای CSL مربوط به شرکت TI، از داوطلب A خواسته شد تا دو تصور حرکتی نوع ۱ و ۴ را بار دیگر و با کمک مدار سخت‌افزار طراحی شده انجام دهد با این تفاوت که این بار فقط دو کانال  $O_1$  و  $O_2$  جهت اخذ سیگنال استفاده گردید. نتایج نشان داده است سخت‌افزار طراحی شده، توانسته است نتایج دقت بازشناسی را از ۶۸ درصد به ۹۸ درصد برساند.

## ۶-۲ پیشنهاد راه‌کارهایی برای آینده

❖ با توجه به اینکه پایگاه داده‌ی موجود:

- شامل افراد راست دستی می‌باشد بنابراین می‌توان پایگاه داده را برای افراد چپ دست نیز گسترش داد.

- شامل تصورات حرکتی با چشم بسته و چشم باز است، می‌توان مقایسه‌ای بین تصور حرکت با چشم بسته و چشم باز انجام داد.

❖ می‌توان از ترکیب ویژگی‌های مختلف دیگر و همچنین روش‌های استخراج ویژگی دیگر در بررسی

نتایج بهره برد.

❖ در کار شبیه سازی فقط از طبقه بند SVM در بررسی نتایج استفاده شده است. می توان از طبقه بندهای دیگر که حجم محاسباتی کمتر داشته و مناسب پیاده سازی سخت افزاری باشند، در کار ساخت استفاده نمود.

❖ یکپارچه سازی مدار دریافت سیگنال مغزی و مدار پردازشگر.

❖ سخت افزار ساخته شده، جهت تفکیک بین دو عمل مختلف خواه دو حرکت متفاوت، خواه هوشیاری یا خستگی و غیره می باشد بنابراین با ایده ی سازنده و برنامه نویسی مناسب می توان گام دیگری در جهت کمک به جامعه نهاد.

## مراجع

- [1] J.D. Janis, and R.W. Jonathan, "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation", *The Lancet Neurology*, pp. 1032-43, 2008.
- [2] B. Akinci, "Realization of a Cube Based Motor Imagery Brain Computer Interface with its Potential Application to a Wheelchair", *MsC Thesis, Middle East Technical University*, September 2010.
- [3] J.J. Vidal, "Toward Direct Brain-Computer Communication", *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, Vol. 2, pp. 157-180, 1973.
- [4] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, W.J. Heetderks, D.J. McFarland, P.H. Peckham, G. Schalk, and et al, "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8, No. 2, pp. 164-73, 2000.
- [5] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, and G. Pfurtscheller, T.M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clinical neurophysiology*, Vol. 113, No. 6, pp. 767-91, 2002.
- [6] N.J. Hill, T.N. Lal, M. Schroder, T. Hinterberger, and et al, "Classifying Event-Related Desynchronization in EEG, ECOG and MEG signals", *Neural Information Processing, MIT Press*, pp. 235-260, 2007.
- [7] EEG: <http://en.wikipedia.org/wiki/EEG>
- [8] I. Iturrate, J.M. Antelis, A. Kubler, J. Minguez, "A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation", *Robotics, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol 25, No. 3, pp. 614-727, 2009.
- [9] F. Galán, M. Nuttin, E. Lew, P.W. Ferrez, G. Vanacker, and et al, "A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 119, No. 9, pp. 2159-69, 2008.
- [10] T. Luth, D. Ojdanic, O. Friman, and et al, "Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a brain-computer interface", *Rehabilitation Robotics, ICORR IEEE 10th International Conference Noordwijk*, pp. 721-8, 2007.
- [11] V. Khare, J. Santhosh, S. Anand, and M. Bhatia, "Brain Computer Interface Based Real Time Control of Wheelchair Using Electroencephalogram", *International Journal of Soft Computing*, Vol. 1, No. 5, pp. 41-45, 2011.
- [12] C.E. King, P.T. Wang, M. Mizuta, D.J. Reinkensmeyer, and et al, "Noninvasive brain-computer interface driven hand orthosis", *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE*, Boston, pp. 5786-9, 2011.
- [13] S. Fok, R. Schwartz, M. Wronkiewicz, C. Holmes, J. Zhang, and et al, "An EEG-based brain computer interface for rehabilitation and restoration of hand control following stroke using ipsilateral cortical physiology", *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE*, Boston, pp. 6277-80, 2011.
- [14] بامداد م، زرشناس ه، گرایلو ه، "مروری بر کاربردهای سیستم BCI در علم توانبخشی با رویکرد بازتوانی ارتباط با محیط پیرامون"، مجله پژوهش در علوم توانبخشی، JRRS، در دست چاپ، ۱۳۹۲.
- [15] D. Lisogurski, and G.E. Birch, "Identification of Finger Flexions from Continuous EEG as a Brain Computer Interface", *Proceedings of IEEE Engineering in*

- Medicine and Biology Society 20th Annual International Conference*, pp 72-79, 1998.
- [16] C. Guger, C. Holzner, C. Groenegrass, G. Edlinger and M. Slater, “Brain-computer interface for virtual reality control”, *Proceedings of ESANN*, Vol. 19, No. 4, pp. 443-8, 2009.
- [17] A. Schlögl, F. Lee, H. Bischof, and G. Pfurtscheller, “Characterization of fourclass motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005”. *J Neural Eng*, Vol 2, pp 14-22, 2005.
- [18] G. Pfurtscheller, C. Neuper, A. Schlögl, and K. Lugger, “Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters”, *IEEE Trans, Rehab. Eng*, Vol. 6, pp 316–325, 1998.
- [19] K.R. Müller, S. Mika, G. Ratsch, K. Tsuda, and B. Schölkopf, “An introduction to kernel-based learning algorithms”, *IEEE Transactions on Neural Networks*, Vol. 9, No. 4, pp. 27-32, 2001.
- [20] C.J.C. Burges, “A tutorial on support vector machines for pattern recognition”, *Data Mining and Knowledge Discovery*, Vol. 2, pp. 121–167, 1998.
- [21] K.R. Muller, C.W. Anderson, and G.E. Birch, “Linear and nonlinear methods for brain–computer interfaces”, *IEEE Trans actions on Neural Syst, Rehabil Eng*, Vol. 11, No. 5, pp. 165–169, 2001.
- [22] A. Schlögl, J. Kronegg, J.E. Huggins, and S.G. Mason, “Evaluation Criteria in BCI Research”, *Towards Brain-Computer Interfacing*, MIT Press, pp. 327-342, 2007.
- [23] A. Bashashati, M. Fatourehchi, R.K. Ward and G.E. Birch, "A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals", *Journal of Neural Engineering*, Vol. 4, No. 2, pp 32-57, 2007.
- [24] B. Benjamin, M. Klaus-Robert and C. Gabriel, “BCI Competition 2003-Data Set: Probabilistic Modeling of Sensorimotor  $\mu$  Rhythms for Classification of Imaginary Hand Movements”, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2004, Vol. 51, No. 6, 2004.
- [25] H. Zarshenas, M. Bamdad, H. Grailu, A. Shakoori, “Classifier Combination Approach in Motion Imagery Signals Processing for Brain Computer Interface”. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, Vol. 78, 2013
- [26] D.J. Garret, “Asynchronous Real-Time Control of a Robotic Arm Using a Brain-Computer Interface”, *Old Dominion University*, 2012.
- [27] Z. Jie, Y. Jun, D. Jie, D. Julius, “EEG-based classification for elbow versus shoulder torque intentions involving stroke subjects”, *Comput Biol Med*, Vol. 39, No. 5, pp. 443–452, May 2009.
- [28] BCI Competition: [http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition 2003](http://ida.first.fraunhofer.de/projects/bci/competition%2003)
- [29] M. Timm, P. Jan, O.Z. Thorsten, B. Doris, S. Bernhard, and et al, “Investigating the Neural Basis of Brain-Computer Interface (BCI)-based Stroke Rehabilitation”, 2012.
- [30] J. SirventBlasco, E. Iáñez, A. Úbeda, J. Azorín, “Visual evoked potential-based brain–machine interface applications to assist disabled people”, *Expert Systems with Applications*, Vol. 39, No. 9, pp. 7908-18, 2012.
- [31] G. Pires, U. Nunes, and M. Castelo-Branco, “A Novel Lateral Single-character speller: Assessment of BCI for Severe Motor Disabled Patients”, *Comparison of a row-column speller vs, Clinical Neurophysiology*, Vol. 123, No. 6, pp. 1168-81, 2012.
- [32] <http://www.gtec.at/products/g.BCIsys/bci.htm>

- [33] S. Kleih, F. Nijboer, S. Halder, and A. Kübler, "Motivation modulates the P300 amplitude during brain-computer interface use", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 121, No. 7, pp. 1023-1031, 2010.
- [34] T. Kaufmann, C. Vögele, S. Sütterlin, and et al., "Effects of resting heart rate variability on performance in the P300 brain-computer interface", *International Journal of Psychophysiology*, Vol. 83, No. 3, pp. 336-341, 2012.
- [35] C. Guger, S. Daban, E. Sellers, C. Holzner, and et al, "How many people are able to control a P300- based brain-computer interface (BCI)", *Neuroscience Letters*, Vol. 462, No. 1, pp. 94-98, 2009.
- [36] N. Birbaumer, "Breaking the silence: Brain-Computer Interfaces (BCI) for communication and motor control Psychophysiology", Vol. 43, pp. 517-532, 2006.
- [37] C.H. Wu, H.C. Chang, P.L. Lee, K.S. Li, and et al, "Frequency recognition in an SSVEP-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing", *Journal of neuroscience methods*, Vol. 196, No. 1, pp. 170-81, 2011.
- [38] H. Sun, Y. Xiang, and M. Yang, "Neurological rehabilitation of stroke patients via motor imaginary-based brain-computer interface technology", Vol. 47, pp. 6-11, 2011.
- [39] G. Pfurtscheller, and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain computer communication", *Proceedings of the IEEE*, Vol. 89, No. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [40] M.M. Moore, "Real-world applications for brain-computer interface technology", *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 11, No. 2, pp. 162-5, 2003.
- [41] S. Shiliang, "Extreme energy difference for feature extraction of EEG signals", *Expert Systems with Applications*, Vol. 37, pp. 4350-4357, 2010.
- [42] <http://www.immrama.org/eeg/electrode.html>
- [43] <http://www.bem.fi/book/13/13.html>
- [44] A. Schlögl, D. Flotzinger, G. Pfurtscheller, "Adaptive Autoregressive Modeling used for Single-trial EEG Classification", *Biomedizinische Technik*, Vol. 42, pp. 162-167, 1997.
- [45] H. Ramoser, J. Müller-Gerking, and G. Pfurtscheller, "Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement", *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol. 8, No. 4, pp. 441-446, 2000.
- [46] [www.bci2000.org/wiki/index.php/User\\_Tutorial:EEG\\_Measurement\\_Setup](http://www.bci2000.org/wiki/index.php/User_Tutorial:EEG_Measurement_Setup)
- [47] M. Wessel, "Pioneering research into Brain Computer Interfaces", *Master thesis, computer Depart, Delf university*, 2006.
- [48] G.H. Satchel, "Wavelet & sub band coding", *University Press*, Vol. 1, pp. 273, 1971.
- [49] S. Mallat and Z. Zhang, "Matching pursuits with time-frequency dictionaries", *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 41, No. 12, pp. 3397-3415, 1993.
- [50] R. MAZHAR, "Optimized dictionary design and classification using the matching pursuits dissimilarity measure", *PhD. thesis, Florida university*, 2009.
- [۵۱] شفافی ک.، " مرجع کامل پردازنده‌های DSP سری ۲۰۰۰، ۵۰۰۰ و ۶۰۰۰"، چاپ اول، انتشارات آستان قدس، تهران، ۱۳۸۹
- [52] TMS320C5509 Data Manual, Texas Instruments, January 2008.
- [53] TLV320AIC23B Data Manual, Texas Instruments, 2004.



- [54] [http://courses.engr.illinois.edu/ece445/projects/summer2009/project1\\_presentation.ppt](http://courses.engr.illinois.edu/ece445/projects/summer2009/project1_presentation.ppt)[http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2012/cwm55/cwm55\\_mj294](http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2012/cwm55/cwm55_mj294)
- [55] Arman, S. Ibn, A. Arif, and S. Anas, "Cost-Effective EEG Signal Acquisition and Recording System"
- [56] [www.electronics.com/info/circuits/opamp\\_notch\\_filter/opamp\\_notch\\_filter.php](http://www.electronics.com/info/circuits/opamp_notch_filter/opamp_notch_filter.php)
- [57] Winter, B. Bruce, and G. John, "Driven-right-leg circuit design", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol. 1, pp. 62-66, 1983.
- [58] AD620 Data Sheet revision, Analog Devices, 2003.
- [59] Minglong, Yang, A. Qingsong, and L. Quan, "Design of a high-performance EEG acquisition system for unshielded environment", *Mechatronics and Embedded Systems and Applications (MESA), IEEE/ASME International Conference on*, 2012.
- [60] R. Lin, R.G. Lee, C.L. Tseng, and et al., "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.
- [61] 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.
- [62] TPS767D301-EP Data Sheet, Texas Instruments, 2010.

## **Abstract**

Nowadays EEG signals have been studied by many scientists around the world. They are being used in some applications such as illness detection, determining level of consciousness and motor control subjects (such as BCI).

Due to increasing number of systems based on EEG signals, lack of proper databases in our country in this area in one hand, and the importance of these databases for getting good results in other hand, lead us to create a proper database to control arm movement using motor imagery brain signals. For creating this database, 3 volunteers were asked to imagine four specific arm movements. This database includes 100 tests from 4 different arm movements in terms of eyes open and closed.

Also in this thesis, Matching Pursuit method is used both to evaluate our database and as a novel method for feature extraction. According to our knowledge, it has not been used for this application so far. Furthermore, this method has been compared with wavelet and wavelet packet for feature extraction where in all these methods, SVM classification method has been used.

According to the simulation results, the proposed method could increase classification accuracy partially, having lower variances rather than two mentioned conventional methods. Also the results of recognition accuracy can be improved by selecting proper dictionaries and iterations.

Moreover in order to implementation, at first a suitable hardware was designed and built to capture, preprocess, and convert two EEG channels from brain signals in occipital region. Some features of our hardware system are portability and low consumption power (24 mW). Then, an electronic processing system based on TMS320C5509A DSP processor was designed and built too. This system is also portable and could work with batteries. Then the overall system (EEG preprocessing and processing) is trained to distinguish two separate imagery arm movement for a specified person. Results show that detection of motor imagery can be done by choosing an appropriate threshold for their coefficients energy in Beta frequency band with acceptal recognition accuracy.

## **Keywords:**

Imagery Arm Movement, Brain Signals, EEG, BCI, Wavelet, Dsp Processor, TMS320C5509A



Shahrood University

Faculty of Electrical Engineering and Robotics

Thesis for obtaining Master's Degree - Group Electronic

**Design and Hardware Implementation of a  
Device Based on TMS320C55xx DSP Processor  
for Up/Down Moving a Mechanical Arm Using  
EEG Signals**

**Sanaz khoshzamir**

Supervisors:

**Dr.Hadi Grailu- Dr.Hossein Marvi**

February 2014

۱۰۷