

اللهم اغفر للمسلمين
والمسلمات والمسلمات
اللهم اغفر للمسلمين
والمسلمات والمسلمات
اللهم اغفر للمسلمين
والمسلمات والمسلمات



دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مخابرات سیستم

تشخیص ارقام صفر تا نه با استفاده از

سیگنال‌های مغزی

نگارنده: مجید کاظمیان

استاد راهنما

دکتر حسین مروی

استاد مشاور

دکتر هادی گرایلو

بهمن ۹۷

تقدیم اثر

ما حاصل آموخته هایم را تقدیم می کنیم به آن که مهر آسمانی اش آرام بخش آلام زمینی ام

است.

تقدیم به همسر عزیزم.

مشکر و قدردانی

مشکر و سپاس از اساتید دانشمند و پر پایه ام جناب آقای دکتر حسین مروی و جناب آقای دکتر مهدی گریلو که از محضر پر فیض تدریستان در طول چندین سال، بهره‌ها برده‌ام. دلسوزی، تلاش و کوشش شما در انتقال معلومات و تجربیات ارزشمند در کنار برقراری رابطه صمیمی و دوستانه با دانشجویان و ایجاد فضایی دلنشین برای کسب علم و دانش و درک شرایط دانشجویان حقیقتاً قابل ستایش است. اینجانب بر خود وظیفه میدانم در جایگاه شاگردی از زحمات و خدمات ارزشمند شما اساتید گرانقدر تقدیر و تشکر کنم.

با تقدیر و درود فراوان خدمت پدر و مادر بسیار عزیز، دلسوز و فداکارم که پیوسته جرعه نوش جام تعلیم و تربیت، فضیلت و انسانیت آن‌ها بوده‌ام و همواره چراغ وجودشان روشنگر راه من در سختی‌ها و مشکلات بوده- است. با تشکر خالصانه خدمت همه کسانی که به نوعی مراد به انجام رساندن این مهم یاری نموده‌اند.

از خداوند متعال برایتان آرزوی سلامتی، موفقیت و شادکامی دارم.

تعمدنامه

اینجانب مجید کاظمیان دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مخابرات سیستم دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه تشخیص ارقام صفر تا نه با استفاده از سیگنال‌های مغزی تحت راهنمایی دکتر حسین مروی متعهد می‌شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در 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 می‌باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- 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 می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود . استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

تغییرات پتانسیل بر روی پوست سر که همان فعالیت‌های الکتریکی مغز هستند، سیگنال‌های EEG نام دارند. این سیگنال‌ها اصولاً در تشخیص‌های پزشکی و کشف عملکرد مغز کاربرد دارد. از جمله این کاربردها می‌توان به تشخیص عارضه‌های پزشکی و بعضی از مشکلات روانی اشاره کرد. همچنین در بیماران ناتوان فیزیکی که توانایی‌هایی از قبیل دیدن، حرکت کردن و کنترل قسمت یا همه‌ی بدن خود را از دست داده‌اند، می‌تواند مفید باشد.

یکی از کاربردهای سیگنال‌های مغزی خواندن ذهن است. تلاش‌ها در این راستا است که از سیگنال‌های مغزی اطلاعاتی استخراج شود که بتوان به کمک تصور ذهنی از آن اطلاعات در کلمه‌ی عبور استفاده کرد. این پایان‌نامه سعی داشته است تا بررسی کند که آیا خواندن ذهن با استفاده از الکترودهای سطحی امکان‌پذیر است یا خیر تا قدمی کوچک در این مسیر جذاب برداشته باشد. در همین راستا بازنمایی ارقام به عنوان موضوع مورد بررسی این تحقیق انتخاب شد.

در این پایان‌نامه هدف تشخیص ارقام صفر تا نه با استفاده از سیگنال EEG است. به دلیل عدم وجود پایگاه داده مناسب برای ارقام فارسی و همچنین اهمیت ویژه پایگاه داده مناسب در تحقیقات تصمیم گرفته شد، یک پایگاه داده مناسب ایجاد شود. برای تهیه این پایگاه داده از ۱۳ داوطلب استفاده شده‌است، به طوری که به هر داوطلب سه ویدئو نشان داده شد. این ویدئوها شامل ارقام صفر تا نه به صورت عددی با فونت B Nazanin با رنگ مشکی و زمینه سفید می‌شود. ترتیب چینش ارقام به صورت تصادفی است و پس از نمایش هر رقم صفحه‌ی سفیدی نشان داده می‌شود. تفاوت این ویدئوها در ترتیب نمایش ارقام است.

جهت استخراج ویژگی از داده‌های جمع‌آوری شده از روش‌های LDA، PSD و DWT و جهت طبقه‌بندی داده‌ها از طبقه‌بند SVM استفاده شده‌است. نتایج بدست آمده از آزمایشات انجام شده نشان می‌دهد که هر چند با استفاده از الکترودهای سطحی و روش‌های استخراج ویژگی ذکر شده می‌توان به درصد شناسایی قابل قبولی رسید اما برای رسیدن به درصد بازنمایی بالا این روش‌ها کافی نیست.

کلمات کلیدی: سیگنال‌های مغزی، EEG، تشخیص ارقام، پردازش سیگنال، ارقام فارسی

فهرست مطالب

ک	فهرست جداول
ل	فهرست اشکال
س	فهرست علائم
۱	فصل ۱: مقدمه
۲	۱-۱ پیش گفتار
۲	۲-۱ ضرورت تحقیق
۴	۳-۱ ساختار پایان نامه
۵	فصل ۲: تاریخچه و کاربرد BCI
۶	۱-۲ مقدمه
۶	۲-۲ تاریخچه سیگنال‌های مغزی
۷	۳-۲ تاریخچه BCI
۸	۴-۲ کاربرد سیستم BCI
۹	۱_۴_۲ تشخیص بیماری
۱۰	۲_۴_۲ بازی، سرگرمی و واقعیت مجازی
۱۱	۳_۴_۲ تبلیغات
۱۱	۴_۴_۲ کنترل تجهیزات مکانیکی
۱۱	۵_۴_۲ کنترل حرکت صندلی چرخدار
۱۲	۶_۴_۲ کنترل حرکت ربات
۱۳	۷_۴_۲ کنترل دست مصنوعی و بازوی مکانیکی
۱۴	۸_۴_۲ امنیت اطلاعات

۵-۲ نتیجه گیری ۱۷

فصل ۳: مبانی نظری ۱۹

۱-۳ مقدمه ۲۰

۲-۳ منشا سیگنال‌های مغزی ۲۰

۱-۲-۳ مولفه‌ی P300 ۲۱

۲-۲-۳ تحریک خارجی از طریق بینایی ۲۲

۳-۲-۳ تصور حرکتی ۲۳

۳-۳ نحوه دریافت سیگنال‌های مغزی ۲۴

۴-۳ زیر باندهای امواج مغزی ۲۶

۱-۴-۳ امواج دلتا: ۲۷

۲-۴-۳ امواج تتا: ۲۷

۳-۴-۳ امواج آلفا: ۲۸

۴-۴-۳ امواج بتا: ۲۸

۵-۴-۳ امواج گاما: ۲۸

۵-۳ انواع نویزهای سیگنال مغزی ۲۹

۱-۵-۳ نویز ناشی از ضربان قلب ۳۰

۲-۵-۳ نویز ناشی از حرکت ماهیچه ۳۲

۳-۵-۳ نویز ناشی از حرکت چشم ۳۳

۴-۵-۳ نویز ناشی از دستگاه‌ها ۳۵

۶-۳ تحلیل مولفه‌های مستقل (ICA) ۳۵

۷-۳ استخراج ویژگی ۳۶

۱-۷-۳ تبدیل فوریه: ۳۷

۳۸ ۲_۷_۳ تبدیل موجک:
۴۰ ۳_۷_۳ تحلیل تفکیک کننده خطی:
۴۱ ۴_۷_۳ چگالی طیفی توان
۴۲ ۸_۳ نتیجه گیری
۴۳	فصل ۴: روش پیشنهادی
۴۴ ۱_۴ مقدمه
۴۴ ۲_۴ پیش پردازش
۴۴ ۱_۲_۴ تغییر مرجع کانال ها
۴۶ ۲_۲_۴ فیلتر کردن
۴۸ ۳_۲_۴ حذف اثر پلک زدن با استفاده از تحلیل مؤلفه مستقل
۵۰ ۳_۴ استخراج ویژگی
۵۱ ۱_۳_۴ تحلیل تفکیک کننده خطی
۵۴ ۲_۳_۴ چگالی طیفی توان
۵۶ ۳_۳_۴ تبدیل موجک
۵۶ ۴_۴ ماشین بردار پشتیبان (SVM)
۵۷ ۵_۴ نتیجه گیری
۵۹	فصل ۵: نتایج و شبیه سازی
۶۰ ۱_۵ مقدمه
۶۰ ۲_۵ پایگاه داده
۶۱ ۱_۲_۵ ایجاد پایگاه داده
۶۴ ۳_۵ نتایج تحلیل پایگاه داده
۶۴ ۱_۳_۵ پیش پردازش

۶۵ استخراج ویژگی	۴-۵
۶۶ LDA به روش	۱-۴-۵
۶۷ PSD به روش	۲-۴-۵
۶۸ DWT به روش	۳-۴-۵
۷۰ نتیجه گیری	۵-۵
۷۱	فصل ۶: نتیجه گیری و پیشنهادات	
۷۲ نتیجه گیری	۱-۶
۷۳ پیشنهادهایی برای کارهای آینده	۲-۶
۷۵	پیوست ۱: دستگاه SD_UC24	
۷۶ ۱-۱ : دستگاه ضبط سیگنال مغزی	
۸۳	پیوست ۲: برخی از کدهای متلب	
۸۴ ۱-۲ : کد متلب خواندن قالب EEG	
۸۸ ۲-۲ : تغییر مرجع کانال ها	
۹۱	مراجع	

فهرست جداول

- جدول ۱-۳: ناحیه‌های مغزی و حروف اختصار آن در استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ ۲۶
- جدول ۲-۳: بازهی فرکانسی متناسب با هر سطح تجزیه ۳۹
- جدول ۱-۴: نحوه تغییر مرجع کانالها ۴۵
- جدول ۱-۵: مدت زمان نمایش ارقام و صفحه سفید ۶۱
- جدول ۲-۵: متوسط درصد بازشناسی هر رقم به روش LDA ۶۶
- جدول ۳-۵: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم با استفاده از روش PSD ۶۸
- جدول ۴-۵: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم با استفاده از روش DWT ۶۹
- جدول ۱-۶: مقایسه نتایج کارهای انجام شده با نتایج این پایاننامه ۷۲

فهرست اشکال

- شکل ۱-۲: نمایی از دستگاه تولید شده توسط شرکت ^۱ Neurable ۱۰
- شکل ۲-۲: کاربرد عملی سیگنال مغزی در کنترل صندلی چرخدار [۴] ۱۲
- شکل ۳-۲: تصویری از کنترل ربات توسط مغز انسان ^۱ ۱۳
- شکل ۴-۲: کنترل دست مصنوعی توسط سیگنال‌های مغزی ^۲ ۱۳
- شکل ۱-۳: تالاموس ۲۱
- شکل ۲-۳: مولفه P300 [۱] ۲۲
- شکل ۳-۳: الکترودهای روکشدار از جنس نقره ۲۴
- شکل ۴-۳: استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ برای جایگذاری الکترودها [۳] ۲۵
- شکل ۵-۳: ناحیه‌های مختلف مغز و تقسیم‌بندی آن بر روی مجسمه سر [۱] ۲۶
- شکل ۶-۳: سیگنال مغزی در سطوح مختلف هوشیاری [۳] ۲۹
- شکل ۷-۳: زیر باندهای امواج مغزی [۳] ۲۹
- شکل ۸-۳: A: سیگنال EEG و B: سیگنال ECG و C: ترکیب دو سیگنال EEG و ECG [۶] ۳۱
- شکل ۹-۳: شناسایی نویز ECG بر روی سیگنال EEG در حالت دوقطبی [۲] ۳۱
- شکل ۱۰-۳: شناسایی نویز ECG بر روی سیگنال EEG در حالت ثبت مرجع [۲] ۳۲
- شکل ۱۱-۳: نویز شناسایی شده EMG بر روی سیگنال EEG [۲] ۳۳
- شکل ۱۲-۳: مدل دو قطبی چشم بر روی سیگنال مغزی زمانی که قرنیه a: در مرکز قرار دارد و b: به سمت بالا حرکت می‌کند و c: به سمت پایین حرکت می‌کند [۵] ۳۴
- شکل ۱۳-۳: سیگنال EEG ترکیب شده با پلک‌زدن چشم [۵] ۳۴
- شکل ۱۴-۳: پنجره زمانی در تبدیل STFT [۱] ۳۷

- شکل ۳-۱۵: تابع گابور..... ۳۸
- شکل ۳-۱۶: نمودار مراحل تجزیه‌ی یک سیگنال به چهار سطح در تبدیل موجک..... ۳۹
- شکل ۴-۱: الکترودهای G و Z بر جایگذاری شده بر روی سر..... ۴۵
- شکل ۴-۲: فیلتر میان‌گذر ۰/۳-۱۰۰ هرتز اعمال شده بر روی سیگنال‌های ضبط شده توسط نرم‌افزار دستگاه SD_UC24..... ۴۶
- شکل ۴-۳: فیلتر میان‌گذر جهت حذف نویز برق شهر..... ۴۷
- شکل ۴-۴: مشاهده تاثیر فیلتر میان‌گذر جهت حذف نویز برق شهر در حوزه فرکانس..... ۴۷
- شکل ۴-۵: مشاهده تاثیر فیلتر میان‌گذر جهت حذف نویز برق شهر بر روی نمونه‌ها در حوزه زمان..... ۴۸
- شکل ۴-۶: نقشه‌های مغزی به دست آمده با اعمال ICA بر روی یک نمونه ۱۹ کانال سیگنال‌های ضبط شده..... ۴۹
- شکل ۴-۷: نمونه‌هایی از آرتیفکت پلک‌زدن از یک سیگنال ضبط شده..... ۴۹
- شکل ۴-۸: نمونه‌ای از سیگنال‌های مغزی که عاری از آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن هستند..... ۵۰
- شکل ۴-۹: بلوک دیاگرام روش پیشنهادی با استفاده از استخراج ویژگی به روش LDA..... ۵۱
- شکل ۴-۱۰: اعمال LDA بر روی سیگنال‌های مربوط به ارقام شخص اول در کانال ۱۷..... ۵۲
- شکل ۴-۱۱: اعمال LDA بر روی سیگنال‌های مربوط به ارقام شخص اول در کانال ۱..... ۵۲
- شکل ۴-۱۲: نمودار متوسط نرخ شناسایی ارقام بر حسب تعداد ویژگی‌های LDA از تمام کانال‌ها برای شخص اول..... ۵۳
- شکل ۴-۱۳: نمودار متوسط نرخ شناسایی ارقام بر حسب تعداد ویژگی‌های LDA از تمام کانال‌ها برای شخص هشتم..... ۵۴
- شکل ۴-۱۴: تبدیل PSD باند بتا ۵ نمونه از رقم صفر در کانال ۱۷..... ۵۵
- شکل ۴-۱۵: تبدیل PSD باند بتا ۵ نمونه از رقم پنج در کانال ۱۷..... ۵۵
- شکل ۴-۱۶: بلوک دیاگرام روش پیشنهادی با استفاده از طبقه‌بند SVM..... ۵۷

- شکل ۵-۱: تصویر ارقام استفاده شده در آزمایش ۶۱
- شکل ۵-۲: بخشی از ارقام به نمایش درآمده در ویدئو ۱ ۶۲
- شکل ۵-۳: بخشی از ارقام به نمایش درآمده در ویدئو ۲ ۶۲
- شکل ۵-۴: بخشی از ارقام به نمایش درآمده در ویدئو ۳ ۶۲
- شکل ۵-۵: تصویر دستگاه SD-UC24 ۶۳
- شکل ۵-۶: تصویر یکی از شرکت‌کنندگان در آزمایش هنگام ضبط سیگنال EEG ۶۴
- شکل ۵-۷: نحوه علامت‌گذاری کش جهت بررسی درست مکان الکترودها بر روی سر ۶۴
- شکل ۵-۸: فیلتر میان‌گذر FIR جهت جداسازی باند بتا ۶۵
- شکل ۵-۹: میانگین درصد بازشناسی با استفاده از استخراج ویژگی به روش LDA برای اشخاص ۶۶
- شکل ۵-۱۰: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم به روش LDA ۶۷
- شکل ۵-۱۱: میانگین درصد بازشناسی با استفاده از استخراج ویژگی به روش PSD برای اشخاص ... ۶۷
- شکل ۵-۱۲: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم به روش PSD ۶۸
- شکل ۵-۱۳: میانگین درصد بازشناسی با استفاده از استخراج ویژگی به روش DWT برای اشخاص. ۶۹
- شکل ۵-۱۴: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم به روش DWT ۷۰

فہرست علامت

AI	Artificial Intelligence
AR	Auto Regressive
BCI	Brain-Computer Interface
DWT	Discrete Wavelet Transform
ECG	ElectroCardioGraphy
EEG	ElectroEncephaloGraphy
EMG	ElectroMyoGraphy
EOG	ElectroOculoGraphy
ERP	Event-Related Potential
FFT	Fast Fourier Transform
FNIRS	Functional Near-Infrared Spectroscopy
LDA	Linear Discriminant Analysis
MI	Motor Imagery
PSD	Power Spectral Density
SSVEP	Steady State Visually Evoked Potential
STFT	Short Time Fourier Transform
SVM	Support Vector Machine

فصل ۱: مقدمه

۱-۱ پیش گفتار

با پیشرفت علم، همواره بشر به دنبال راهی برای برقراری ارتباط با محیط پیرامون خود بوده است. اما گاهی اوقات انسان قادر نیست با محیط اطراف خود به خوبی ارتباط برقرار کند. یکی از دلایل این مهم، نقص مادرزادی یا اکتسابی در اعضای بدنش است. گاهی نیز می‌خواهد به طور خاص این ارتباط را به وجود آورد، به گونه‌ای که نمی‌خواهد از روش‌های مرسوم استفاده کند. فرض کنید شخصی می‌خواهد یکی از ارقام ۰ تا ۹ را تایپ کند. برای این کار ابتدا باید در ذهن، عدد مورد نظر را انتخاب کند و بعد این انتخاب به کمک فرمان مغز به ماهیچه منتقل می‌شود تا دست و انگشتانش حرکت کند. در نهایت دکمه مورد نظر در صفحه کلید را فشار دهد تا بتواند آن عدد را تایپ کند. حال فرض کنید شخصی از ناحیه دست معلول است و قادر به فشردن صفحه کلید نیست یا حتی قطع نخاع است. ویژگی فیزیکی این اشخاص متفاوت از هم است، اما همه‌ی آن‌ها یک ویژگی مشترک دارند که سالم است و به درستی کار می‌کند و آن هم مغز است.

مغز انسان پیچیده‌ترین عضو بدن است که تا به حال در مورد آن تحقیق شده است اما با وجود تمام تلاش‌ها و اکتشافات بی‌شمار بشر در این باره هنوز بسیاری از سوالات اساسی بی‌جواب مانده‌اند. سوالاتی از قبیل ذهن چگونه کار می‌کند؟ یا اساساً فکر چیست؟

یکی از روش‌های حل مشکلات ذکر شده در بند اول، استفاده از واسطه‌های مغز و رایانه است. در واقع هدف واسطه‌های مغز و رایانه برقراری ارتباط بین مغز و یک پردازشگر بیرونی است. این واسطه‌ها می‌توانند خواسته‌های فرد را از طریق سیگنال‌های مغزی شناسایی کرده و به وسیله دستگاهی که به مغز متصل شده است اجرا کنند.

این قابلیت منحصر به فرد باعث شده تا پزشکان، فیزیکی‌دانان، متخصصان علوم اعصاب و رایانه و دیگر محققان به این ایده برسند که شاید بتوان از این طریق مشکلات بسیاری از جمله مشکلات پزشکی را حل کنند.

۲-۱ ضرورت تحقیق

امنیت اطلاعات جز مسائل مهمی است که در چند سال اخیر اهمیت ویژه‌ای پیدا کرده است و روز به روز روش‌های جدیدی برای تبادل اطلاعات ایجاد می‌شود که این امر ناشی از توسعه سریع محاسبات،

فناوری اطلاعات و اینترنت است. رشد اخیر در زمینه رایانه و پردازش سیگنال دیجیتال این امکان را فراهم ساخته تا مغز انسان بتواند با رایانه به وسیله‌ی یک واسط ارتباط برقرار کند.

یکی دیگر از کاربردهای واسط مغز و رایانه، کمک به افراد ناتوان حرکتی است، به طور مثال فردی را تصور کنید که به علت آسیب دیدگی توانایی کنترل اعضای بدن خود را ندارد این فرد به نوعی درون خود منزوی می‌شود و توانایی برقراری ارتباط با دنیای بیرون را ندارد، اما واسط‌های مغز و رایانه می‌تواند در حکم معجزه عمل کند. برای نمونه فرد می‌تواند با استفاده از تصور ذهنی یک بازوی مکانیکی را به حرکت دریاورد یا واسط دیگری می‌تواند حروف الفبا یا ارقامی که فرد بر روی آن تمرکز کرده را شناسایی کند و به کار ببرد.

در [۷] نشان داده شده است که سیگنال‌های مغزی به فعالیت‌های خارجی حساس هستند و این امکان وجود دارد که با استفاده از تحلیل این سیگنال‌ها فعالیت‌های خارجی شناسایی شوند. سیگنال مغزی شامل اطلاعات فراوانی از اختلال‌های عصبی و فعالیت مغز انسان است. این سیگنال‌ها در تشخیص‌های پزشکی و کشف عملکرد مغز کاربرد دارند. از موارد کاربرد در پزشکی می‌توان به تشخیص عارضه‌های پزشکی مانند سکته، تومور مغزی، آسیب سر و غیره اشاره کرد. همچنین در بیماران ناتوان فیزیکی که توانایی‌های از قبیل دیدن، حرکت کردن و کنترل قسمت یا همه‌ی بدن خود را از دست دادند، می‌تواند مفید باشد. در زمینه‌های ارتباط با رایانه از طریق مغز، یکی از کاربردها استفاده از کلمه‌ی عبور با تصور کردن است که می‌تواند از این سیگنال‌ها استفاده شود. در موارد امنیتی و تشخیص هویت برای کاربردهای واقعی معمولاً از روش‌های بیومتریک^۱ مانند اثر انگشت، عنبیه و شبکیه چشم استفاده می‌شود. تحقیقات اندکی بر روی سیگنال‌های مغزی جهت شناسایی هویت اشخاص صورت گرفته‌است و آن هم به دلیل پیچیدگی جمع‌آوری و تحلیل این سیگنال در عمل است [۸].

می‌توان جهت استخراج اطلاعاتی خاص از یک شخص نیز از سیگنال‌های مغزی استفاده کرد و این اطلاعات را در جهت گسترش روش‌های شناسایی هویت به کار برد.

تغییرات پتانسیل سطحی بر روی پوست سر بازتاب فعالیت‌های اصلی مغز است. این تغییرات می‌تواند به وسیله‌ی آرایه‌ای از الکترودها که بر روی پوست سر قرار می‌گیرند، اندازه‌گیری شود. با استفاده از سیگنال‌های مغزی می‌توان با درصد نسبتاً خوبی ارقام را تشخیص داد، به این صورت که شخص با نگاه یا تصور کردن به رقمی خاص تقریباً سیگنال مغزی منحصر به فردی تولید می‌کند.

^۱ Biometric

این پژوهش سعی دارد کاربردی بین ارتباط انسان و ماشین معرفی کند. آن هم تشخیص ارقام با استفاده از سیگنال مغزی است تا بتوان کمکی در راستای مشکلات مطرح شده باشد.

۳-۱ ساختار پایان نامه

همان طور که در بخش ضرورت تحقیق به آن اشاره شد، در این پایان نامه با مطالعه کارهای انجام شده در گذشته و بررسی روش های مختلف، به تشخیص ارقام صفر تا نه به کمک سیگنال های مغزی پرداخته خواهد شد.

ساختار پایان نامه عبارت است از:

فصل ۲ به توضیح و تفسیر کارهای انجام شده در گذشته در زمینه ی استخراج ویژگی و طبقه بندی سیگنال های مغزی می پردازد. سپس فصل ۳ به توضیح و معرفی سیگنال های مغزی، زیرباندها و ویژگی های آن، نویزها و آرتیفکت هایی که می توانند بر روی این سیگنال اثر بگذارند خواهد پرداخت. همچنین مبانی نظری مربوط به روش های استخراج ویژگی بررسی خواهد شد.

در فصل ۴ پیش پردازش های انجام شده بر روی پایگاه داده، روش پیشنهادی جهت استخراج ویژگی و طبقه بند استفاده شده برای تشخیص ارقام صفر تا نه مفصلا بیان می شود. در فصل ۵ نحوه نمونه گیری و ساخت پایگاه داده سیگنال های مغزی و نتایج حاصل از تحلیل آن ارائه می شود. هم چنین مقایسه با کارهای انجام شده در گذشته و پیشنهاد برای ادامه کار در فصل ۶ بیان می شود.

فصل ۲ : تاریخچه و کاربرد BCI

۱-۲ مقدمه

از زمان پیدایش جهان، همواره بشر به فکر پیدا کردن راهی برای حل مشکلاتش بوده است. در بعضی مواقع نیز فکر راحت تر شدن زندگی و افزایش آسایش نیز انسان را به حرکت وا می‌دارد. بسیاری از محققان با توجه به اینکه مغز منبع ایده‌ها و یکی از حیاتی‌ترین بخش‌های بدن انسان است، تلاش کرده‌اند تا با استفاده از همین عنصر حیاتی به حل مشکلات و تولید سرگرمی‌های مختلف خود بپردازند. در ادامه در مورد روند زمانی طی شده از زمان تولید اولین سیگنال‌های مغزی تا به امروز و نقش کمکی این سیگنال‌ها در بخش‌های مختلف زندگی انسان صحبت می‌شود.

۲-۲ تاریخچه سیگنال‌های مغزی

ریکارد کارتون^۱ در سال ۱۸۷۵ اولین نفری بود که سیگنال‌های الکتریکی فعالیت‌های مغزی حیوانات را از طریق پوست سرشان ثبت کرد و این کار اولین بار بر روی انسان توسط هانس برگر انجام شد [۹].

پس از آن برگر با تحقیقات بر روی نوسانات سیگنال مغزی توانست امواج آلفا را شناسایی کند. با تحقیقاتی که دانشمندان دانشگاه کالیفرنیا در سال ۱۹۷۰ انجام دادند، توانستند اولین سیستم ارتباط مستقیم میان مغز انسان و تجهیزات مکانیکی و الکترونیکی را برقرار کنند [۱۰]. به مرور زمان شاخه‌ی جدیدی در زمینه سیگنال مغزی به نام واسط سیگنال مغز و رایانه (BCI^۲) معرفی شد. آزمایش‌ها در این زمینه ادامه داشت، تا اینکه در سال ۲۰۰۰ تعریف جامعی برای سیستم‌های BCI توسط ولپا ارائه شد [۱۱، ۱۲].

روش‌های گوناگونی برای شناخت فعالیت‌های مغز معرفی شده‌است که در میان آن‌ها فعالیت‌های الکتریکی مغز به دلایل زیر بیش از سایر روش‌ها مورد توجه و استفاده قرار گرفته است [۱۳]. امکان جداسازی فعالیت‌های مغزی، تجهیزات قابل حمل، ارزان قیمت و کم حجم‌تر نسبت به سایر روش‌ها از جمله این دلایل هستند.

تغییرات سیگنال‌های مغزی را به سه دسته‌ی زیر می‌توان تقسیم کرد:

۱- مولفه P300: که تغییر آنی در سیگنال‌های مغزی است.

۲- تحریک بیرونی از راه بینایی

^۱Ricard Carton

^۲ Brain computer interface

۳- تصور حرکتی [۱۴]

روش های متفاوتی برای ثبت سیگنال های مغزی وجود دارد که هر روش مزیتها و محدودیت های خاص خود را دارد که با توجه به هدف آزمایش، دقت اندازه گیری، کیفیت سیگنال ها، میزان خطر برای کاربر، هزینه ها و غیره مورد استفاده قرار می گیرد.

۳-۲ تاریخچه BCI

پس از کشف سیگنال های EEG دانشمندان سعی بر این داشتند میان این سیگنال ها و فعالیت مغزی انسان رابطه ای ایجاد کنند. اما به دلیل نبود امکانات لازم در آن زمان و همچنین وجود نویز زیاد در هنگام ثبت سیگنال ها، تنها کاربرد این سیگنال ها در زمینه پزشکی بوده است و فقط پزشکان مجرب می توانستند از این سیگنال ها بهره ببرند. با پیشرفت تکنولوژی و تولید دستگاه های جدید و همچنین ثبت سیگنال هایی با کیفیت بهتر پژوهش ها و تحقیقات بیشتری در این زمینه انجام شد.

در سال ۱۹۶۹ ایلول^۱ اولین تلاشش را جهت ایجاد ارتباط بین این سیگنال ها و فعالیت مغزی انجام داد. او سیگنال های عملیات ریاضی را بررسی کرد و نشان داد اگر فرد عملیات فکری خاصی را انجام ندهد، ۶۶ درصد سیگنال مغزی او توزیع گوسی دارد و اگر فرد عملیات ریاضی انجام دهد، ۳۲ درصد سیگنال مغزی توزیع گوسی دارد [۱۵]. او از طریق سیگنال مغزی توانست تشخیص دهد که فرد چه عملیات ذهنی را انجام می دهد.

در سال ۱۹۸۹ آنون^۲ و کرن^۳ دو محقق دانشگاه کلرادو تحقیقات خود را برای دسته بندی پنج فعالیت مختلف ذهنی شروع کردند [۱۶]. آن ها در حین انجام پنج فعالیت ذهنی مشخص و همزمان از چند کانال سیگنال EEG را ثبت نمودند. سپس به کمک تفکیک کننده بیز از توان باندهای مختلف فرکانسی به عنوان ویژگی هایی جهت تفکیک این فعالیت های ذهنی استفاده کردند. آن ها عقیده داشتند که فعالیت های مختلف ذهنی می تواند الفبایی جهت برقراری ارتباط مستقیم مغز با محیط خارج باشد، به گونه ای که شخص با ترکیب و انتخاب چند فعالیت مشخص می تواند منظور خود را به دنیای خارج انتقال دهد.

^۱ Elul

^۲ Aunon

^۳ Keirn

در سال ۱۹۹۸ دکتر اندرسون^۱ و همکارانش کار دو محقق دانشگاه کلرادو را ادامه دادند. آن‌ها پارامترهای آماری همچون پارامترهای AR^2 را تخمین زدند و با استفاده از این ضریب ویژگی‌هایی را برای دسته‌بندی و تشخیص پنج عمل استخراج کردند. بعد از استخراج ویژگی به کمک شبکه عصبی؛ عمل دسته‌بندی را انجام دادند [۱۷].

پرفوس شلر^۳ و همکارانش [۱۸, ۱۹] در مرکز گریز^۴ اتریش در تحقیقات خود از سیگنال‌های مغزی حرکت انگشت اشاره و تصور حرکت دادن دست چپ و راست استفاده کردند. جهت استخراج ویژگی از چندین روش شامل استخراج پارامترهای AR و محاسبه توان باندهای مختلف فرکانس که این باندها متناسب با شخص انتخاب می‌شوند، استفاده کردند. به گفته‌ی پرفیوس شلر برای این کار از یک تابع وزن‌دار جهت تعیین میزان تاثیر هر مولفه‌ی فرکانس بر عمل دسته‌بندی استفاده شده‌است. به این روش DSLVQ می‌گویند. این عمل برای تمام فرکانس‌ها در فاصله‌ی ۵ تا ۳۰ هرتز انجام می‌شود تا مولفه‌های فرکانسی مناسب با شخص به دست آید.

ولپا^۵ و همکارانش [۲۰] بیشتر در زمینه پزشکی کار کردند. بنابراین کارهای آن‌ها عموماً از پشتوانه‌ی فیزیولوژیک خوبی برخوردار است. اما روش‌های پردازشی آن‌ها نسبتاً ساده است. اساس کار آن‌ها به این گونه است که افراد را طوری آموزش می‌دهند که بتوانند برخی از ویژگی‌های سیگنال مغزی خود را کنترل کنند. به طور کلی تحقیقاتی که تا به امروز در زمینه BCI انجام شده است شامل حرکت دست چپ و راست، حرکت انگشتان اشاره، انجام فعالیت ذهنی، حالت استراحت، نامه‌نگاری، شمارش، ضرب ذهنی، گوش دادن به موسیقی، فعالیت‌های احساسی، عاطفی و هوشیاری هنگام رانندگی می‌شود که نتایج مفیدی از تحقیقات بر روی هر کدام از آن موضوع‌ها به دست آمده‌است.

۲-۴ کاربرد سیستم BCI

پس از موفقیت در ثبت سیگنال‌های مغزی، پژوهشگران سعی کردند برای کاربردهای مختلف از این سیگنال‌ها استفاده کنند. در اوایل از این سیگنال‌ها فقط جهت کاربردهای پزشکی استفاده می‌شد. مانند تشخیص انواع بیماری که رایج‌ترین آن‌ها بیماری صرع است. اما بعدها از این سیگنال جهت حل

^۱ Anderson

^۲ Auto regressive

^۳ Pfrutsheller

^۴ Graz

^۵ WOLPAW

مشکلات بیمارانی که ناتوانی جسمی و عصبی داشتند، استفاده شد. در افراد ناتوان مغز فرمان را صادر می‌کند. اما به دلیل نقص در اندام این فرمان‌ها به طور کامل اجرا نمی‌شود. با استفاده از BCI می‌توان سیستمی طراحی کرد که فرمان را مستقیم از مغز بگیرد و بر روی این سیگنال‌ها پردازش انجام دهد و عمل مورد نظر را انجام دهد.

۲_۴_۱ تشخیص بیماری

سیستم BCI بسیار مورد توجه پزشکان قرار گرفته است و در حوزه درمان و پیشگیری بیماری‌ها نقش مفیدی از خود به جا گذاشته است. بررسی وضعیت ذهنی بیماران یکی از کاربردهای مهم BCI در حوزه‌ی پزشکی است که می‌توان با استفاده از سیگنال‌های مغزی، منشا بسیاری از بیماری‌ها مانند ساختار غیرمعمول مغز (مثل تومور مغزی)، تشنج (مثل حمله‌های شدید صرع)، اختلالات خواب و تورم مغز را شناسایی کرده و راه درمان آن‌ها را نیز پیدا کند.

با استفاده از سیگنال‌های EEG می‌توان بسیار سریع و با هزینه کمتر، علت بروز تومور مغزی که نتیجه تقسیم سلولی نامتعارف و بیش از حد است را شناسایی کرد. این روش می‌تواند جایگزین مناسبی برای MRI و سی تی اسکن باشد. هم‌چنین پزشکان توانسته‌اند با استفاده از این سیگنال، علت بروز سرطان سینه را تشخیص دهند.

زبان‌پریشی نیز یکی دیگر از اختلالات مغزی است که با استفاده از پردازش سیگنال‌های مغزی قابل شناسایی و تشخیص است. زبان‌پریشی بر روی مهارت‌های خواندن و یادگیری اثر منفی می‌گذارد و می‌تواند در مراحل اولیه و دوران خردسالی تشخیص داده شده و تا حدی درمان شود تا اعتماد به نفس و سطح یادگیری کودکانی که به این اختلال مبتلا هستند، بهبود پیدا کند.

اختلالات خواب نیز به کمک این سیگنال‌ها قابل تشخیص است. با استفاده از این سیگنال‌ها پزشکان می‌توانند دلایل ناشناخته و گنگ بروز اختلال در چرخه‌ی خواب بیماران را شناسایی کنند. این روش می‌تواند با پیش‌بینی علت اختلال در چرخه‌های خواب از بروز بیماری پارکینسون جلوگیری کنند.

صرع یکی از شایع‌ترین اختلالات مغزی است که بر اساس آمارهای موجود ۶۰ میلیون نفر در سراسر جهان از آن رنج می‌برند. با این حجم وسیع از افراد بیمار در دنیا، یکی از دغدغه‌های اصلی پزشکان تشخیص درست بیماری و متمایز کردن آن از نمونه‌های دیگر مانند تشنج، گرفتگی نفس و دیگر حمله‌ها است. یکی از مناسب‌ترین راه‌های تشخیص صرع استفاده از سیگنال‌های مغزی است.

دلیل عمده بروز حملات صرع فعالیت‌های الکتریکی نامتعادل در مغز است. سیگنال‌های مغزی حاوی اطلاعات بسیار زیادی برای تشخیص و درمان این بیماری است. ترکیب روش‌های پردازش سیگنال مانند محاسبه انرژی، آستانه‌گیری، تبدیل موجک و آنالیز همبستگی تاثیر زیادی در کاهش حجم داده دارند و استفاده از این روش‌ها می‌تواند باعث افزایش دقت و سرعت در تشخیص صرع شود.

۲_۴_۲ بازی، سرگرمی واقعیت مجازی

حوزه بازی و سرگرمی بازار جدیدی برای کاربردهای BCI ایجاد کرده است. امروزه بازی‌های متنوعی در دنیای مجازی با کیفیت‌های مختلف وجود دارد. ترکیب این بازی‌ها با توانایی کنترل کردن توسط مغز به موضوع جالبی برای محققان تبدیل شده است. در بازی Brain Arena محققان تلاش کردند که به وسیله‌ی دو سیستم BCI بین دو بازیکن رقابت ایجاد کنند. بازیکنان با تصور حرکت دادن دست چپ و راست می‌توانند گل بزنند. بازی دیگری به اسم Brain Ball با استفاده از سیستم BCI توانسته ایده جدیدی در دنیای بازی‌ها به وجود آورد. هدف طراحان این بازی کاهش استرس افراد بوده است. به طوری که در این بازی، توپ فقط زمانی به حرکت در می‌آید که بازیکن کاملاً از نظر روانی در آرامش باشد. هر بازیکنی که آرام‌تر باشد، شانس برنده شدن بیشتری دارد. طراحان این بازی امیدوارند، به وسیله‌ی این بازی بتوانند به افراد آموزش بدهند که چگونه استرس خود را کنترل و ذهن خود را آرام‌تر کنند.

علاوه بر این شرکت Neurable در کنفرانس SIGGRAPH 2017 یک بازی جدید واقعیت مجازی قابل کنترل با مغز را منتشر کرد. Neurable شرکتی نوپا واقع در بوستون است که در زمینه تولید رابط‌های مغزی رایانه‌ای فعالیت دارد. آن‌ها یک بازی واقعیت مجازی به نام Awakening ارائه کرده‌اند که باید با استفاده از مغز آن را بازی کرد. در شکل ۱-۲ نمایی از دستگاه تولید شده توسط این شرکت مشاهده می‌شود.



شکل ۱-۲: نمایی از دستگاه تولید شده توسط شرکت Neurable^۱

در این بازی می‌توان موارد مختلف را با مغز انتخاب کرد، لیزرها را خاموش و یا یک سگ روبات را به یک حیوان بالونی تبدیل کرد. این بازی یک تجربه کاملاً بدون دست و بدون هیچ‌گونه دسته کنترل‌کننده است. در این بازی فرد در نقش کودکی است که در داخل یک سلول بیدار شده و تلاش می‌کند تا از آزمایشگاه دولت فرار کند.

۲_۴_۳ تبلیغات

دانشمندان تلاش می‌کنند با ترکیب اصول بازاریابی و سیستم BCI میزان توجه افراد به یک پیام تبلیغاتی خاص را اندازه بگیرند. آن‌ها این قابلیت را طوری طراحی کرده‌اند که تا زمانی که افراد به تبلیغات بازرگانی یا سیاسی نگاه می‌کنند یک سیستم BCI الگوی ذهنی آن‌ها را به الگوریتم‌های قابل فهم ترجمه می‌کند و میزان توجه آن‌ها به آن تبلیغات اندازه‌گیری می‌شود.

۲_۴_۴ کنترل تجهیزات مکانیکی

یکی دیگر از کاربردهای BCI استفاده از سیگنال‌های EEG جهت کنترل و حرکت دادن تجهیزات مکانیکی و ربات‌ها است. از مزایای این کاربرد می‌توان به کمک کردن افراد ناتوان جهت انجام امور روزانه خود اشاره کرد.

۲_۴_۵ کنترل حرکت صندلی چرخدار

از یک صندلی چرخدار دارای موتور الکتریکی می‌توان جهت کمک به افراد معلولی که دارای معلولیت در نیم‌تنه‌ی پایین خود هستند، استفاده کرد. در شکل زیر تصویری از کاربرد عملی کنترل حرکت صندلی چرخدار توسط سیگنال مغزی نشان داده شده است.

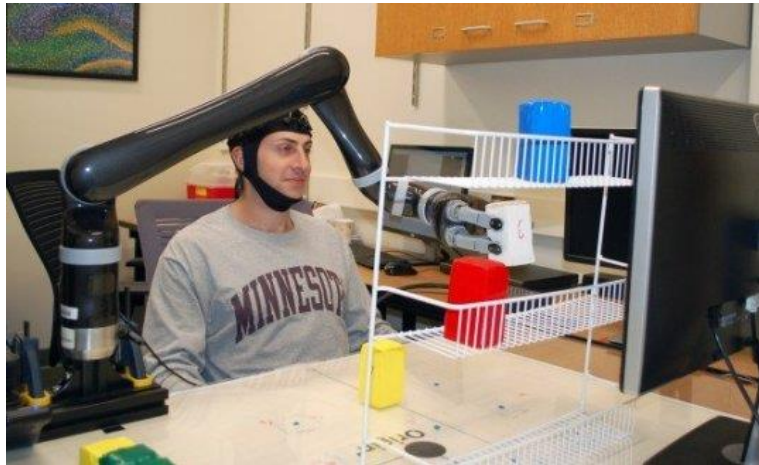


شکل ۲-۲: کاربرد عملی سیگنال مغزی در کنترل صندلی چرخدار [۴]

برای کنترل چنین صندلی چرخداری از سیگنال‌های تصور حرکتی مغز یا سیگنال‌های P300 ناشی از تحریک بینایی می‌توان استفاده کرد [۲۱]. برای این منظور از یک صفحه نمایش که در چهار طرف آن منبع نوسان کننده نور با فرکانس‌های مشخص وجود دارد استفاده می‌شود. کاربر با نگاه کردن به هر کدام از منبع‌های نور همان فرکانس را در ناحیه‌ای از مغز تولید می‌کند. به این روش SSVEP می‌گویند. به وسیله‌ی سیگنال‌های SSVEP تولید شده در مغز، هدایت و کنترل صندلی-چرخدار امکان‌پذیر است. به منظور افزایش دقت در کنترل حرکت این صندلی چرخدار به وسیله‌ی سیگنال تصور حرکتی، از تصوراتی که بیشترین تفاوت ماهیتی را دارند استفاده می‌شود. این تصورات شامل تصور حرکت دست، حرکت پا، انجام محاسبات ریاضی و تصور کلمات می‌باشد [۲۲].

۲_۴_۶ کنترل حرکت ربات

با استفاده از فرمان‌های حرکتی (ERP) که در قسمت قبل توضیح داده شد، شخص می‌تواند یک ربات را کنترل کند. تصویری از این کنترل در شکل ۲-۳ مشاهده می‌شود. امروزه شاید این کاربرد در سیگنال‌های مغزی جایگاه چندانی نداشته باشد، اما در آینده حتما موارد استفاده از آن توسعه پیدا خواهد کرد.



شکل ۲-۳: تصویری از کنترل ربات توسط مغز انسان^۱

۲_۴_۷ کنترل دست مصنوعی و بازوی مکانیکی

برای افرادی که در حادثه‌های دست خود را از دست داده‌اند یا اینکه به طور مادرزادی دچار معلولیت دست هستند، می‌توان دستی طراحی کرد که ظاهری شبیه به دست واقعی انسان داشته باشد. همان‌طور که در شکل ۲-۴ مشاهده می‌شود، با استفاده از سیگنال‌های تصور حرکتی می‌توان حرکت دست مصنوعی را در چهار جهت گوناگون کنترل کرد [۲۳].



شکل ۲-۴: کنترل دست مصنوعی توسط سیگنال‌های مغزی^۲

هم‌چنین می‌توان با استفاده از سیگنال‌های تصویری حرکتی، انگشتان دست مصنوعی را به منظور جابه‌جایی اجسام حرکت داد [۲۴]. برای حرکت دادن انگشتان دست مصنوعی از سیگنال‌های

^۱ <https://sciencenewsjournal.com>

^۲ <https://www.egr.uh.edu>

P300 و SSVEP می‌توان استفاده کرد که نتایج تحقیقات عملکرد بهتر سیگنال‌های SSVEP را نشان می‌دهد [۲۵].

۲_۴_۸ امنیت اطلاعات

امروزه حسگرهای بیومتریک مختلفی برای افزایش امنیت حساب‌های کاربری وجود دارد. با وجود این می‌توان اثر انگشت را سرقت کرد، اسکن عنبیه‌ی چشم را جعل کرد و نرم‌افزارهای تشخیص چهره را فریب داد. بنابراین گروهی از دانشمندان تصمیم گرفتند از امواج مغزی برای تأیید هویت کاربران استفاده کنند.

دانشمندان تلاش کردند روش جدیدی برای تأیید هویت با استفاده از سیگنال مغزی ایجاد کنند. به عنوان مثال محققان توانستند با استفاده از کلاهی متشکل از ۳۰ الکتروده، هویت افراد را تشخیص بدهند.

با وجود پیشرفت‌های صورت گرفته، هنوز نمی‌توان عملکرد مغز را به درستی درک کرد، زیرا مغز انسان یک سیگنال واضح که بتوان به عنوان اثر انگشت از آن استفاده کرد منتشر نمی‌کند. با وجود این امواج مغزی، دارای حجم زیادی از اطلاعات خصوصی مانند نوع احساسات، توانایی یادگیری و صفتهای شخصیتی هستند.

علاوه بر دستگاه‌های الکترومغزنگاری ابزاری دیگر به نام FNIRS^۱ برای مطالعه روی امواج مغزی وجود دارد. با وجود این که این وسیله نسبت به الکترومغزنگاری از دقت بالاتری برای تشخیص سیگنال‌های مفید برخوردار است، توسعه‌ی آن به هزینه‌ی زیادی نیاز دارد.

گروهی از دانشمندان ژاپنی بر روی فناوری جدیدی کار می‌کنند تا به جای وارد نمودن گذرواژه، تنها نیاز باشد به آن فکر کرد. نتایج تحقیقات این دانشمندان در هفدهمین کنفرانس بین‌المللی رمزنگاری و امنیت داده‌های مالی در اکیناوای ژاپن در سال ۲۰۱۳ ارائه شد. این دانشمندان در تحقیق خود از Neurosky Mindset بهره برده‌اند. Neurosky Mindset دستگاهی شبیه هدست‌های بی‌سیم است که با اتصال به رایانه از طریق بلوتوث قابلیت اندازه‌گیری امواج مغزی را دارد. محققان از شرکت‌کنندگان در آزمایش خواستند تا در حالی که امواج مغزی آن‌ها اندازه‌گیری می‌شود، هفت کار فکری مختلف را انجام دهند. در سه مورد از این هفت مورد، از شرکت‌کننده‌ها

^۱ Functional Near- infrared Spectroscopy

درخواست شد تا کارهای مشابهی را انجام دهند و در چهار مورد باقی مانده از آن‌ها خواسته شد تا به رازهای شخصی خود فکر کنند. به شرکت‌کننده‌های اولین گروه گفته شد تا بر تنفس خود تمرکز کنند، تصور کنند که انگشت خود را بالا و پایین می‌برند و یا به یک صوت گوش دهند. از گروهی که باید به یک راز فکر می‌کردند خواسته شد تا تصور کنند در حال انجام یک حرکت تکراری از ورزش مورد علاقه‌ی خود هستند، تصور کنند در حال آواز خواندن هستند و به یک سری تصاویر نگاه کنند و در سکوت، تعداد اشیایی را که دارای رنگ انتخابی آن‌ها هستند، بشمارند.

به گفته‌ی این گروه، تمام این کارهای فکری، داده‌های کافی را برای اعتبارسنجی کاربران فراهم می‌کند. آن‌ها همچنین گفته‌اند که کلید موفقیت سامانه‌ی اعتبارسنجی از طریق امواج مغزی، یافتن کاری ذهنی است که کاربران با تکرار روزمره‌ی آن مشکلی نداشته باشند.

محققان دریافتند که کاربران ترجیح می‌دهند کارهایی را انجام دهند که بسیار ساده بوده اما خسته‌کننده نباشد. کارهای مورد علاقه‌ی شرکت‌کنندگان شامل شمردن اشیای دارای یک رنگ خاص، خواندن آهنگ مورد علاقه و یا تمرکز بر تنفس خود بوده‌است.

محققین در نتیجه‌گیری اعلام کردند «ما دریافتیم که می‌توان از امواج مغزی، حتی آن‌هایی که با حسگرهای EEG کم‌هزینه و ساده و در شرایط روزمره جمع‌آوری شده‌اند، برای اعتبارسنجی کاربران با دقت بالا استفاده کرد.»

در سال ۱۳۸۸ نیز گروهی از محققان اروپایی از حسگرهای EEG و ECG که الگوی ضربان قلب را ثبت می‌کند، برای شناسایی بهتر افراد استفاده کرده بودند. آن گروه نتیجه گرفتند که می‌توان سامانه‌ی آن‌ها را با سامانه‌های بیومتری پیچیده‌ای که در معرض نفوذ قرار دارند، ترکیب کرد.

یکی از روش‌های ایجاد اطلاعات، استفاده از سیگنال‌های مغزی خود شخص است که می‌توان از این داده‌ها در امنیت اطلاعات بهره برد. یکی از کاربردهای سیگنال مغزی، تشخیص ارقام است، به این صورت که شخص می‌تواند با نگاه کردن به عددی خاص و یا تصور آن سیگنال مغزی مربوط به آن را تولید کند. موارد کاربرد این روش سازمان‌ها و مراکز امنیتی، دستگاه‌های ATM و حتی تایپ گذر واژه می‌تواند باشد. به این صورت که شخص با تصور گذر واژه یا عدد مربوطه، سیگنال مغزی آن عدد را تولید می‌کند و دستگاه این سیگنال را دریافت و دوباره به عدد تبدیل می‌کند. همان‌طور که بیان شد، واضح است که امکان جعل عدد در این روش بسیار پایین‌تر از روش بیان کردن یا تایپ کردن است. در همین زمینه در گذشته پژوهش‌هایی صورت گرفته است که در ادامه به شرح هر یک پرداخته می‌شود.

در سال ۲۰۱۴ دئور و همکارانش [۲۶] از شش نفر راست دست در بازه‌ی سنی ۲۰ تا ۲۵ سال جهت جمع‌آوری داده استفاده کردند. آزمایش طراحی شده از طرف آن‌ها به این صورت بود که ارقام بین صفر تا نه را در سه سری ۹۰ تایی (هر رقم ۹ مرتبه در هر سری تکرار شده است.) به اشخاص نشان داده شده‌اند. برای استخراج ویژگی و تحلیل داده‌ها، از روش‌های LDA و PCA استفاده شده است. در این آزمایش نرخ شناسایی LDA و PCA به ترتیب ۷۰/۹۳٪ و ۳۷/۵۵٪ به دست آمد. در [۲۶] فرکانس‌های مختلف با هم ترکیب شدند و این نتیجه به دست آمد که همه‌ی باندهای فرکانسی در تشخیص ارقام نقش دارند، در نتیجه روش LDA برای تشخیص ارقام استفاده شده‌است که با استفاده از میانگین و انحراف معیاری که از تحلیل در حوزه‌ی زمان به دست آمد، استخراج ویژگی کرده بودند. اما سیگنال EEG یک سیگنال ناپایستا است و مولفه‌ی فرکانسی آن با زمان تغییر می‌کند، بنابراین این روش مناسب برای تحلیل این سیگنال نیست.

بعد از آن نت و همکارانش [۲۷] آزمایشی طراحی کردند که بتوانند ارقام صفر تا نه را با استفاده از سیگنال‌های مغزی شناسایی کنند. در این آزمایش ارقام با رنگ سفید و زمینه‌ی سیاه در پاورپوینت به شرکت‌کنندگان نشان داده شد. به طوری که زمان نمایش هر رقم ۵ ثانیه و فاصله‌ی زمانی بین دو رقم ۳ ثانیه بود. همچنین نت و همکارانش برای استخراج ویژگی و تحلیل سیگنال‌ها از روش‌های تحلیل در فرکانس و زمان - فرکانس مانند FFT^1 ، PSD^2 و DWT^3 استفاده کردند.

چگالی طیفی توان (PSD) نشان می‌دهد که توان مجموعه داده‌های زمانی چگونه در حوزه‌ی فرکانس توزیع شده است [۲۸]. تبدیل موجک گسسته (DWT) روشی خاص برای استخراج ویژگی است که در فرکانس‌های پایین اطلاعات دقیق فرکانسی و در فرکانس‌های بالا اطلاعات دقیق زمانی را ارائه می‌دهد. این تبدیل برای سیگنال‌های ناپایستا مهم است، زیرا چنین سیگنال‌هایی دارای مولفه فرکانس بالا با مدت زمان کوتاه و مولفه‌های فرکانس پایین با مدت زمان طولانی هستند. در آزمایش نت و همکارانش از تابع موجک Daubechies4 برای استخراج ویژگی استفاده شده‌است. تعداد سطوح تجزیه برابر ۴ در نظر گرفته شده‌است، بنابراین سیگنال‌های EEG به جزئیات D1-D4 و یک تقریب نهایی A4 تجزیه شده‌اند. طبق نتایج به دست آمده از آزمایش اخیر تشخیص ارقام با استفاده از ضرایب موجک بسیار مشکل است. در نتیجه با استفاده از ویژگی‌های ضرایب زیرباندهای موجک نمی‌توان ارقام را به صورت معین مشخص کرد. تحلیل فرکانسی باند بتا ویژگی‌های بهتری را نسبت به سایر

^۱ Fast Fourier Transform

^۲ Power Spectrum Density

^۳ Discrete Wavelet Transform

باندها برای تشخیص ارقام فراهم کرده‌است. تحلیل PSD باند بتا برای تولید الگوی منحصر به فرد نسبت به FFT مناسب‌تر است و دقت بیشتری دارد. در نهایت چگالی طیفی توان ویژگی‌های ممتازی نسبت به FFT برای تشخیص ارقام فراهم کرد. نت و همکارانش توانستند با استفاده از ویژگی‌هایی مانند اندازه بیشترین قله و فرکانس آن در تحلیل PSD برای باند بتا و استفاده از طبقه‌بند SVM با کرنل سیگموئید به درصد بازشناسی ۹۳/۷۵٪ برسند.

به گزارش سایت دانشگاه توپوهاشی ژاپن^۱ یک گروه تحقیقاتی متشکل از پژوهشگران و اساتید این دانشگاه ادعا کردند که موفق به تشخیص ارقام صفر تا نه و تک هجاهای ژاپنی شده‌اند. این گروه تحقیقاتی، اطلاعات EEG را از خواندن ارقام صفر تا نه و ۱۸ تک‌حرف (هجا) ژاپنی توسط مخاطبان جمع‌آوری کرده و با استفاده از این داده‌ها، شروع به انجام آزمایش تشخیص ارقام و هجا کردند. بر اساس این تحقیق نرخ شناسایی ارقام ۹۰٪ و نرخ شناسایی تک هجاها ۶۰٪ گزارش شده‌است. اما متأسفانه اطلاعاتی از جزئیات و نحوه انجام این کار در دسترس نیست.

۵-۲ نتیجه گیری

همان‌طور که در این فصل به آن اشاره شد، سیگنال‌های مغزی از زمان پیدایش خود، کاربردهای زیادی در زندگی بشر پیدا کرده‌اند. کاربرد سیگنال مغزی را در علم پزشکی و تشخیص بیماری‌ها نمی‌توان نادیده گرفت. گاهی با کمک سیگنال مغزی و تشخیص بیماری‌ها در کودکی می‌توان از پیشرفت بیماری جلوگیری کرد و مسیر زندگی یک فرد را تغییر داد. این سیگنال‌ها در بخش بازی و سرگرمی نیز کاربردهای زیادی دارد. از زمان پیدایش ربات‌ها، هدف طراحی رباتی به منظور راحت‌تر شدن زندگی بوده‌است و با سیگنال‌های مغزی می‌توان کنترل ربات را بدون کمک دست انجام داد. از این سیگنال‌ها در کمک به معلولین جسمی نیز می‌توان بهره برد تا آن‌ها نیز بتوانند مانند انسان‌های سالم زندگی کنند. یکی دیگر از مهم‌ترین کاربردهای سیگنال مغزی در بخش امنیت اطلاعات است.

علاوه بر کاربردهای این سیگنال در زمینه‌های پزشکی و امنیت اطلاعات و می‌توان در جهت خواندن ذهن مانند تشخیص ارقام استفاده کرد. با استفاده از تجهیزات استاندارد و به‌روز ثبت سیگنال‌های مغزی می‌توان به درصد بازشناسی قابل قبولی رسید و این موضوع قطعا در آینده جایگاه خود را در کاربردهای واقعی پیدا می‌کند. در فصل بعد به چگونگی تحقق این مهم پرداخته می‌شود.

^۱ <https://www.tut.ac.jp/english/news/>

فصل ۳: مبانی نظری

۱-۳ مقدمه

سیگنال‌های مغزی در زمینه‌های مختلف کارآمد بوده‌اند. لازمه به‌کارگیری این سیگنال شناخت کامل منشا تولید آن در مغز است. از آنجایی که این سیگنال‌ها از مغز سرچشمه می‌گیرند، امکان ترکیب این سیگنال با سیگنال‌های تولید شده در بخش‌های مختلف بدن وجود دارد. پس ضروری است این سیگنال‌های مداخله‌گر نیز شناسایی شوند و الگوریتمی برای حذف آن‌ها نیز انتخاب شود. همچنین جهت استخراج اطلاعات مناسب نیاز به روش‌هایی کارآمد است تا بتوان داده‌های مفید را استخراج و از آن‌ها استفاده کرد.

در ادامه به توضیح بخش‌های ذکر شده به صورت مفصل پرداخته می‌شود. همچنین روش ضبط سیگنال‌های مغزی و نحوه‌ی استخراج اطلاعات نیز بیان می‌شود.

۲-۳ منشا سیگنال‌های مغزی

مغز انسان مرکز سیستم عصبی و پیچیده‌ترین ساختار زنده در سراسر گیتی است. بیش از یک قرن است که ماهیت الکتریکی سیستم عصبی انسان شناخته شده‌است. نورون‌ها با پالس‌های الکتریکی با یکدیگر ارتباط برقرار می‌کنند. این امر باعث ایجاد میدان الکتریکی می‌شود. این میدان از طریق کورتکس^۱ به جمجمه و پوست سر منتقل می‌شود. فرضیه‌ی اصلی سیگنال EEG بیان می‌کند که این سیگنال فعالیت‌های الکتریکی جمعی از نورون‌ها را بازتاب می‌کند. ویژگی اصلی چنین تجمعی این است که آن‌ها می‌توانند به طور هماهنگ با هم کار کنند. تصور می‌شود سیگنال EEG از نوسان بین کورتکس و تالاموس^۲ ایجاد می‌شود. به نظر می‌رسد این نوسان‌ها به وسیله‌ی ویژگی‌های فیزیکی نورون‌ها و عملکرد شبکه‌های یونی در جداره‌های سلول خاکستری مغز ایجاد می‌شود.

تالاموس یک ایستگاه واسط است که همه‌ی اطلاعات را عبور می‌دهد. در شکل ۱-۳ تصویری از تالاموس را مشاهده می‌کنید.

^۱ Cortex

^۲ Thalamus



شکل ۳-۱: تالاموس

اختلاف پتانسیل ناشی از فعالیت نورون‌ها می‌تواند به وسیله‌ی آرایه‌ای از الکترودها که بر روی پوست سر قرار می‌گیرد، اندازه‌گیری شود. اختلاف پتانسیلی که به وسیله‌ی جمع پتانسیل‌های درون کورتکس و تالاموس تولید می‌شود با اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل بین الکتروود مرجع و سایر الکترودها محاسبه می‌شود. در نتیجه داده‌ای که به دست می‌آید سیگنال EEG نام دارد.

به لحاظ فیزیولوژیکی توان سیگنال EEG نشان‌دهنده‌ی تعداد نورون‌هایی است که به طور همزمان تخلیه می‌شوند که این امر با حجم مغز و لایه‌ی قشایی رابطه مستقیم دارد [۲۹، ۳۰]. همان‌طور که قبلاً اشاره شد، تغییرات شناسایی شده سیگنال‌های مغزی را می‌توان به سه دسته تقسیم کرد.

۱- مولفه‌ی P300

۲- تحریک خارجی از راه بینایی

۳- تصور حرکتی

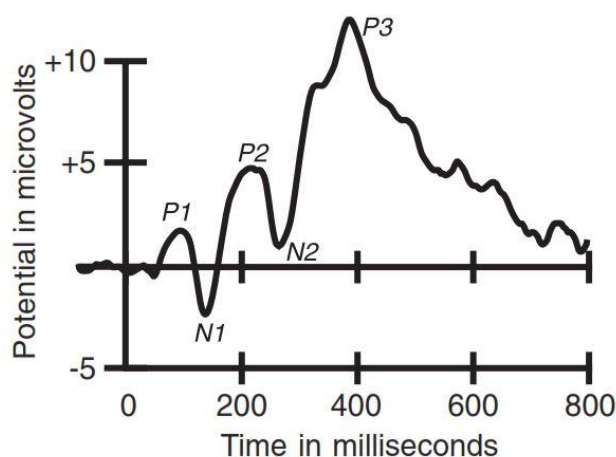
در ادامه بر روی آن‌ها بحث می‌شود.

۳_۲_۱ مولفه‌ی P300

مولفه‌ی P300 در سال ۱۹۶۵ توسط ساتن^۱ و همکارانش کشف شد و پس از آن بخش عمده‌ای از تحقیقات در زمینه‌ی ERP را به خود اختصاص داد. همان‌گونه که از نام این سیگنال مشخص است، سیگنالی است که پس از اتفاقی خاص که منجر به تعجب شخص می‌شود، اثر خود را حدود ۳۰۰

^۱ sutton

میلی ثانیه بعد به صورت یک پیک مثبت بر روی سیگنال‌های مغزی در حوزه‌ی زمان، نه در حوزه‌ی فرکانس نشان خواهد داد [۳۱]. مولفه P300 در شکل ۲-۳ قابل مشاهده است.



شکل ۲-۳: مولفه P300 [۱]

این تغییر ناگهانی در سیگنال مغزی می‌تواند ناشی از روی‌دادن یک پدیده‌ی فیزیکی مانند شنیدن صدا یا دیدن جسم خاص باشد [۳۲, ۳۳].

معروف‌ترین مولفه‌ی P300 جهت کاربرد BCI، هجی کردن کلمات است [۳۴]. عوامل متعددی بر روی کیفیت سیگنال‌های P300 تاثیر گذارند که از جمله می‌توان به میزان انگیزه‌ی کاربر [۳۵] و سطح استرس و میزان ضربان قلب [۳۶] اشاره کرد. P300 یک مولفه‌ی وابسته به رویداد است، نه وابسته به شخص. در نتیجه در هر شخص می‌توان این مولفه را مشاهده کرد که البته دامنه‌ی آن ممکن است متفاوت باشد. همچنین این ویژگی باعث می‌شود که به طور ناخودآگاه این مولفه در شخص ایجاد شود و نیاز به آموزش گسترده‌ای نیست [۳۷].

۲_۲_۳ تحریک خارجی از طریق بینایی

SSVEP^۱ سیگنال مغزی است که در پاسخ به تحریک بینایی اتفاق می‌افتد. این سیگنال ممکن است با هر منبع نوسان‌کننده نور به وجود آید. مشاهده منبع نوسان‌کننده نور در یک فرکانس خاص مسیر بینایی را تحریک می‌کند و باعث می‌شود این فرکانس در همه‌ی قسمت‌های مغز پخش شود. این تحریک، سیگنال‌های الکتریکی را هم در فرکانس پایه و هم در مضربی از آن تولید می‌کند. به عنوان

^۱ Steady State Visually Evoked Potential

مثال اگر فرکانس منبع نور ۵ هرتز باشد، مغز باید فرکانس‌های ۵، ۱۰، ۱۵ هرتز و... را تولید کند. با توجه به فیزیولوژیک خاص هر شخص، در عمل سیگنال‌های SSVEP که در محدوده‌ی ۵-۶۰ هرتز باشند، قابل شناسایی‌اند. این سیگنال‌ها یک ابزار عالی جهت کاربردهای BCI هستند، زیرا نسبت سیگنال به نویز خوبی دارند.

SSVEP کاربردهای متنوعی دارد که می‌توان به بعضی از آن‌ها اشاره کرد. شاید مهم‌ترین کاربرد این سیگنال، کمک به افراد معلول باشد تا با استفاده از این روش بتوانند با محیط اطرافشان تعامل ایجاد کنند. یکی از موارد استفاده شده از این سیگنال یک سیستم املائی مبتنی بر متن است [SSVEP] که از منبع نور برای شناسایی حروف مختلف جهت کلمه‌سازی استفاده می‌شود. افرادی مانند استفن هاوکینگ^۱ که از بیماری Lou Gehrig یا شرایط مشابه رنج می‌برند، می‌توانند تا زمانی که قادر به کنترل مغزشان هستند، از این روش برای برقراری ارتباط استفاده کنند. یکی دیگر از کاربردهای سیگنال SSVEP کنترل حرکت مکان‌نما بر روی نمایشگر است.

۳_۲_۳ تصور حرکتی

از تغییرات شناسایی‌شده در مورد سیگنال‌های مغزی علاوه بر موارد ذکر شده، می‌توان به تصور حرکتی نیز اشاره کرد که بر خلاف مولفه‌ی P300 و SSVEP که دارای منبع خارجی هستند، دارای منبع داخلی است، به این صورت که هنگامی که شخص تصمیم می‌گیرد کار خاصی را انجام دهد یا یکی از اعضای بدن خود را تکان دهد، سیگنال مغزی متناسب با آن تولید می‌شود. برای تولید چنین سیگنال‌هایی، شخص تنها تصور می‌کند، که برای مثال دست یا پای خود را حرکت داده است ولی در عمل چنین کاری نمی‌کند و دست یا پای خود را حرکت نمی‌دهد. این سیگنال‌ها که نیاز به تحریک خارجی ندارند و شخص تنها با تصور کردن می‌تواند ایجاد کند، به سیگنال‌های تصور حرکتی^۲ معروف‌اند. این روش بر این اصل استوار است که هرگاه شخص تصمیم بگیرد در دامنه و فرکانس امواج مغزی او تغییراتی ایجاد می‌شود که این تغییرات متناسب با تصویری که شخص دارد، متفاوت است [۳۸].

از کاربردهای تصور حرکتی می‌توان به حرکت مکان‌نما بر روی نمایشگر، کنترل حرکت صندلی‌چرخدار [۳۹] و... اشاره کرد. هم‌چنین بازی‌های یارانه‌ای بر این اساس طراحی شده است که با

^۱ Stephen Hawking

^۲ Motor Imagery

تصور فرد، امکان بازی کردن وجود دارد. یکی از عواملی که بر تفکیک‌پذیری سیگنال‌های مغزی تاثیر دارد، تمرکز کاربر هنگام تصور حرکتی است. به ویژه بر کاربردهای برخط این موضوع اهمیت بیشتری پیدا می‌کند.

۳-۳ نحوه دریافت سیگنال‌های مغزی

امروزه تجهیزات گوناگونی جهت ثبت سیگنال‌های مغزی وجود دارد که در این پژوهش از دستگاه SD-UC24 محصول شرکت شعله دانش استفاده شده‌است. به طور کلی این تجهیزات شامل چهار قسمت اصلی هستند.

۱- الکترودها برای ثبت و گرفتن سیگنال‌ها از سطح مغز

۲- قسمت تقویت‌کننده به همراه فیلتر

۳- مبدل آنالوگ به دیجیتال

۴- دستگاه ذخیره‌کننده [۴۰].

این دستگاه با استفاده از الکترودهایی که به همراه ژل مخصوص بر روی پوست سر قرار می‌گیرند، سیگنال‌های الکتریکی مغز را ثبت می‌کنند. الکترودها به منظور دریافت سیگنال‌ها در مکان‌های خاصی از سر قرار می‌گیرند. در شکل ۳-۳ تصویر الکترودهای استفاده شده قابل مشاهده است. جنس این الکترودها از نقره است که توسط پارچه روکش شده‌اند.



شکل ۳-۳: الکترودهای روکش‌دار از جنس نقره

خروجی این الکترودها به ورودی تقویت‌کننده متصل می‌شود و پس از انجام تقویت و فیلتر شدن ذخیره می‌شود.

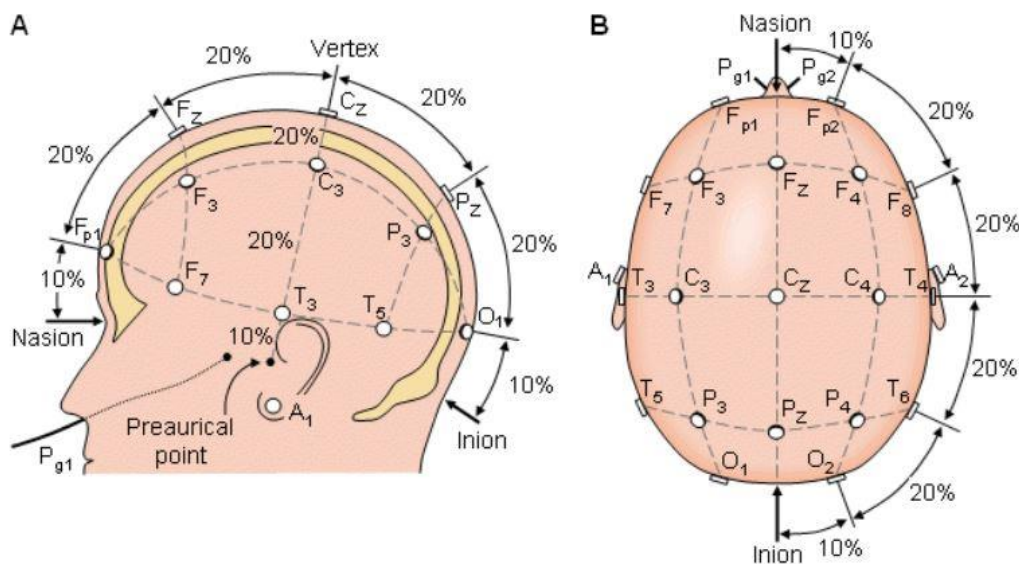
دو روش برای ثبت سیگنال‌های EEG استفاده می‌شود که عبارت‌اند از :

۱- ثبت نسبت به مرجع: در این روش پتانسیل تمام الکترودها نسبت به یک مرجع سنجیده می‌شود.

۲- ثبت دو قطبی: در این روش اختلاف پتانسیل بین دو الکترودها دلخواه بنا به انتخاب کاربر ثبت می‌شود. لذا در این حالت مرجع مشخصی وجود ندارد.

برای امکان مقایسه نتایج ثبت سیگنال‌های مغزی و امکان تعمیم نتایج یک شیوهی چیدمان الکترودها به عنوان استاندارد بین‌المللی شناخته شده‌است. این چیدمان جهانی الکترودها که به عنوان استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ شناخته می‌شود امکان پوشاندن تقریباً تمام نواحی سر را توسط الکترودها فراهم می‌کند. انتخاب محل الکترودها بر اساس نقاط ویژهی استخوان جمجمه است.

الکترودها در نواحی تلاقی سطوح استخوان جمجمه قرار می‌گیرند و سایر الکترودهای میانی بر اساس ۱۰٪ و ۲۰٪ کل فاصله چیده خواهند شد. در شکل ۳-۴ این چیدمان نشان داده شده‌است. اعداد ۱۰ و ۲۰ به این مفهوم اشاره دارند که فاصله بین الکترودهای همسایه هر یک با هم ۱۰ درصد یا ۲۰ درصد فاصله جلو تا پشت یا چپ تا راست سر است.



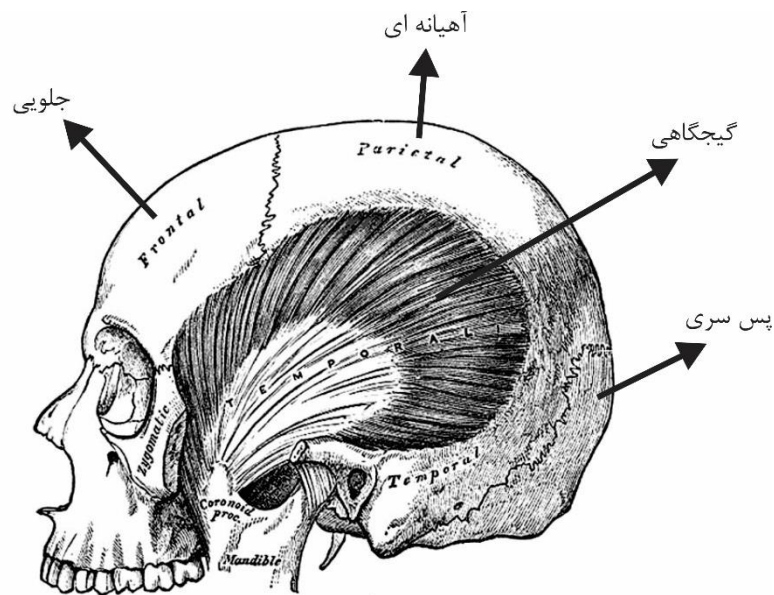
شکل ۳-۴: استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ برای جایگذاری الکترودها [۳]

هر قسمت شامل یک حرف برای شناسایی ناحیه مغز و یک عدد برای شناسایی نیم‌کره است [۳]. مغز به نیم‌کره چپ و راست تقسیم می‌شود. ارقام زوج (۲، ۴، ۶، ۸) به محل الکترودها در نیم‌کره راست و ارقام فرد (۱، ۳، ۵، ۷) به محل الکترودها در نیم‌کره چپ مغز اشاره دارد. بنابراین ساختار مغز به

صورت یکنواخت نیست و بسته به اینکه الکترودها در کجا قرار دارند، سیگنال EEG ثبت شده می‌تواند متفاوت باشد. الکترودها بر اساس ناحیه مغز یعنی نیم‌کره چپ، نیم‌کره راست و قسمت مرکزی جایگذاری می‌شوند. جدول ۳-۲ ناحیه مغزی و حروف اختصار متناسب با آن را در استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰ نشان می‌دهد.

جدول ۳-۱: ناحیه‌های مغزی و حروف اختصار آن در استاندارد بین‌المللی ۱۰-۲۰

حروف اختصار	Lobe	ناحیه
F	Frontal	جلوبی
T	Temporal	گیجگاهی
C	Central	مرکزی
P	Parietal	آهیانه‌ای
O	Occipital	پس‌سری



شکل ۳-۵: ناحیه‌های مختلف مغز و تقسیم‌بندی آن بر روی مجموعه سر [۱]

۳-۴ زیر باندهای امواج مغزی

امواج مغزی مانند سایر امواج با فرکانس و دامنه‌شان اندازه‌گیری می‌شوند. این امواج را می‌توان به پنج باند فرکانسی تقسیم کرد که عبارت‌اند از دلتا ۴-۰/۵ Hz، تتا ۸-۴ Hz، آلفا ۱۳-۸ Hz، بتا ۱۳-۱۳ Hz

۳۰ و گاما Hz ۱۲۸-۳۰ [۴۱] البته برای فرکانس پایانی گاما عددهای Hz ۷۰ [۴۲] و یا Hz ۱۰۰ [۴۳] با توجه به کارایی در نظر گرفته شده است.

هریک از این امواج با توجه به حالات روحی یا فیزیکی شخص می‌توانند به وجود بیایند و یا ناپدید شوند که به طور خلاصه در ادامه به این موارد اشاره می‌شود.

۳_۴_۱ امواج دلتا:

امواج دلتا معروف به امواج خواب هستند که در بزرگسالان زمان شروع خواب عمیق ظاهر می‌شود. این امواج دارای فرکانس Hz ۴-۵/۰ و دامنه‌ی زیاد هستند. امواج دلتا در طول خواب عمیق در دوران کودکی و بیماری‌های شدید ذاتی مغز پدیدار می‌شود. همچنین این باند فرکانسی در طول بعضی از تمرکزهای پیوسته نیز ظاهر می‌شود.

اگر فرکانس امواج مغزی به صفر برسند، یعنی مغز از کار افتاده و شخص مرده است. بنابراین امواج دلتا با این فرکانس پایین‌ترین سطح هوشیاری هستند. امواج مغزی افراد در حالت کما شباهت به امواج مغزی دلتا دارد. عمیق‌ترین سطح حالت خواب در این امواج است. این امواج نقش حیاتی در زندگی ایفا می‌کنند. به طوری که با داشتن خواب با کیفیت بالا، باعث بازگشت انرژی از دست رفته و ترشح هورمون رشد می‌شود. این امواج در بزرگسالان در جلوی مغز و در کودکان در پشت مغز وجود دارد.

۳_۴_۲ امواج تتا:

تتا یکی از پیچیده‌ترین امواج مغزی است که تا به حال کشف شده است. این موج هنگام قبل از خواب عمیق فعال است. همچنین این امواج در هنگام مراقبه و مدیتیشن بیشترین فعالیت را دارند. تتا یک حالت فوق‌العاده برای یادگیری، حفظ و درج اطلاعات در حافظه‌ی بلندمدت است. هنگامی که مغز برای درک مطالب و دریافت اطلاعات جدید آماده است، تتا ظاهر می‌شود. گفته می‌شود کودکان زیر ۵ سال که بیشترین پتانسیل جذب اطلاعات و یادگیری را دارند، دارای امواج تتای قویتری نیز می‌باشند. همچنین امواج تتا در طول استرس روانی در بزرگسالان هنگام خواب به‌ویژه در هنگام ناامیدی و ناکامی ظاهر می‌شود [۴۴].

۳_۴_۳ امواج آلفا:

امواج آلفا در لذت‌بخش‌ترین و آرام‌ترین حالت بدنی انسان پدیدار می‌شود که در آن وضعیت استرس کاهش می‌یابد که باعث افزایش آرامش و سطح خلاقیت می‌گردد. مغز هنرمندان، موسیقیدانان و ورزشکاران در تولید امواج آلفا فوق‌العاده پرکار است.

امواج مغزی آلفا با کاهش سطح کورتیزول باعث افزایش سیستم ایمنی بدن و در نتیجه رفع خستگی و استرس ناشی از کار و فعالیت روزانه می‌گردد. امواج آلفا بیشتر هنگام تجسم خلاق و پیدا کردن ایده‌های ناب ذهنی ظاهر می‌شود. همچنین این امواج در افرادی که قصد فعالیت ذهنی شدید ندارند و نیز در افراد بالغی که بیدارند اما با چشمان بسته در حال استراحت هستند، قابل مشاهده است. در افراد خوابیده این باند فرکانسی وجود ندارد. برای شناسایی فرکانس آلفا و استخراج ویژگی با چشمان باز و بسته از روش‌هایی مانند تحلیل FFT استفاده می‌شود [۴۵].

۳_۴_۴ امواج بتا:

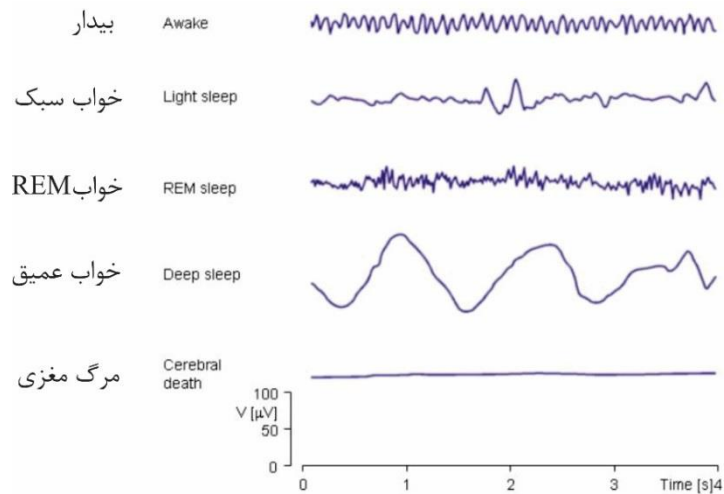
امواج بتا دارای فرکانس بین ۱۳ تا ۳۰ هرتز هستند. در این حالت شخص کاملاً بیدار و هشیار است و برای کار و معادلات ذهنی آماده است. به عبارتی بر فعالیت‌های منطقی نیم‌کره چپ مغز تمرکز دارد. امواج مغزی بتا در هنگام امتحان، تجزیه و تحلیل اطلاعات و فعالیت بدنی ظاهر می‌شود.

به طور کلی این امواج زمانی اتفاق می‌افتد که اشخاص بر روی یک موضوع خاص تمرکز می‌کنند و یا یک عمل ذهنی مشخصی را انجام می‌دهند. یکی دیگر از حالت‌هایی که امواج بتا را به وجود می‌آورد، اضطراب، استرس شدید، هیجان زیاد و استفاده از داروها می‌باشد. امواج بتا را می‌توان به دو زیر باند β_1 و β_2 با فرکانس‌های ۱۳-۲۵ Hz و ۲۵-۳۰ Hz تقسیم‌بندی کرد.

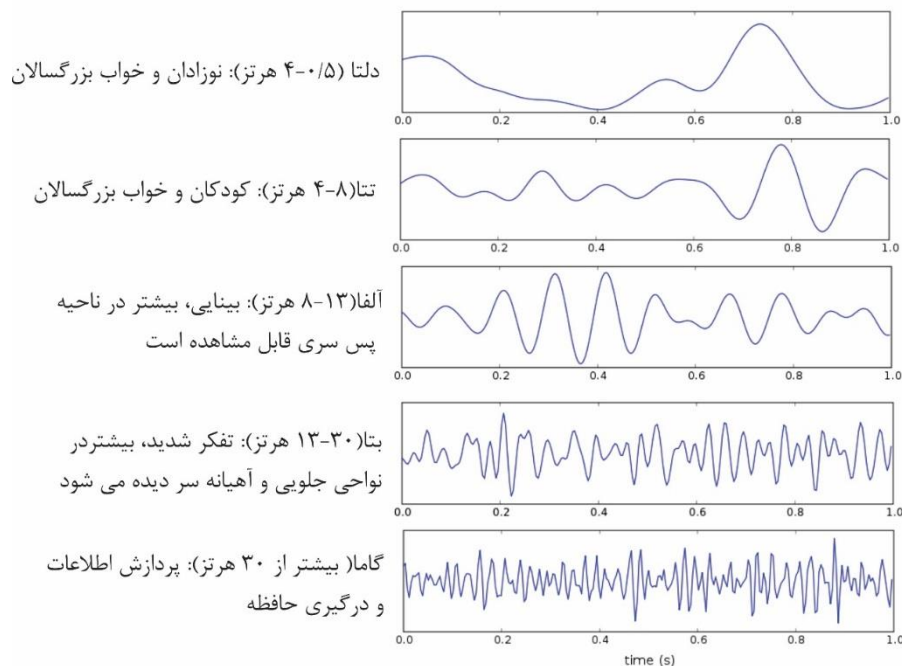
۳_۴_۵ امواج گاما:

امواج مغزی گاما دارای سریع‌ترین فرکانس هستند. در این حالت مغز در بالاترین سطح هوشیاری و تمرکز است. این حالت در ورزشکاران رشته‌های پرتنش مانند اتومبیل‌رانی قابل مشاهده است. همچنین هنگام پردازش شدید اطلاعات و درگیری حافظه این امواج قابل مشاهده‌اند. شکل ۳-۶، امواج مغزی انسان را در سطوح مختلف هوشیاری نشان می‌دهد. همچنین در شکل ۳-۸، زیرباندهای

امواج مغزی را می توان دید.



شکل ۳-۶: سیگنال مغزی در سطوح مختلف هوشیاری [۳]



شکل ۳-۷: زیر باندهای امواج مغزی [۳]

. همطور که از شکل مشخص است با انجام فعالیت و محاسبات ذهنی و استفاده از حافظه، سهم

فرکانس‌های بالاتر بیشتر می‌شود و تبادل اطلاعات در مغز سریعتر انجام می‌شود.

۳-۵ انواع نویزهای سیگنال مغزی

اگرچه EEG برای ثبت فعالیت مغزی طراحی شده‌است، اما فعالیت‌های الکتریکی ناشی از عوامل غیر از مغز را نیز ثبت می‌کند. به فعالیت ثبت شده که ناشی از مغز نباشد، نویز می‌گویند که می‌توان آن را

به دو قسمت زیستی و خارجی تقسیم کرد. نویزهای زیستی به وسیله‌ی ارگان‌های بدن به وجود می‌آیند، درحالی‌که نویزهای خارجی عوامل خارج از بدن مانند تجهیزات و محیط زیست دارند.

به دلیل دامنه بسیار کم سیگنال‌های مغز (در حد میکروولت)، تشخیص این نویزها اهمیت ویژه‌ای دارد. با تشخیص و شناسایی این نویزها و منابعشان و حذف آن‌ها از سیگنال EEG می‌توان از احتمال تفسیر اشتباه سیگنال‌های مغزی کم کرد. به طور کلی عواملی که باعث ایجاد نویز در سیگنال‌های مغزی می‌شوند را می‌توان به صورت زیر دسته‌بندی کرد [۴۶].

۱- نویز زیستی

- نویز ناشی از ضربان قلب
- نویز ناشی از حرکت ماهیچه
- نویز ناشی از حرکت چشم

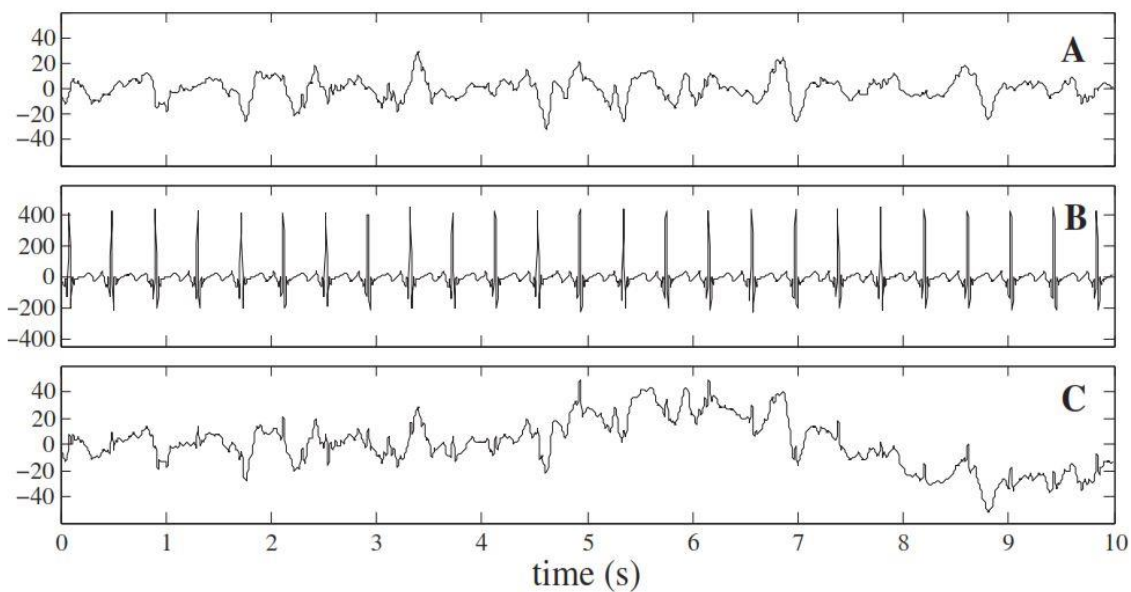
۲- نویز خارجی

- نویز ناشی از الکتروود
- نویز ناشی از دستگاه‌ها

در ادامه بعضی از مهم‌ترین نویزها بررسی و معرفی خواهند شد.

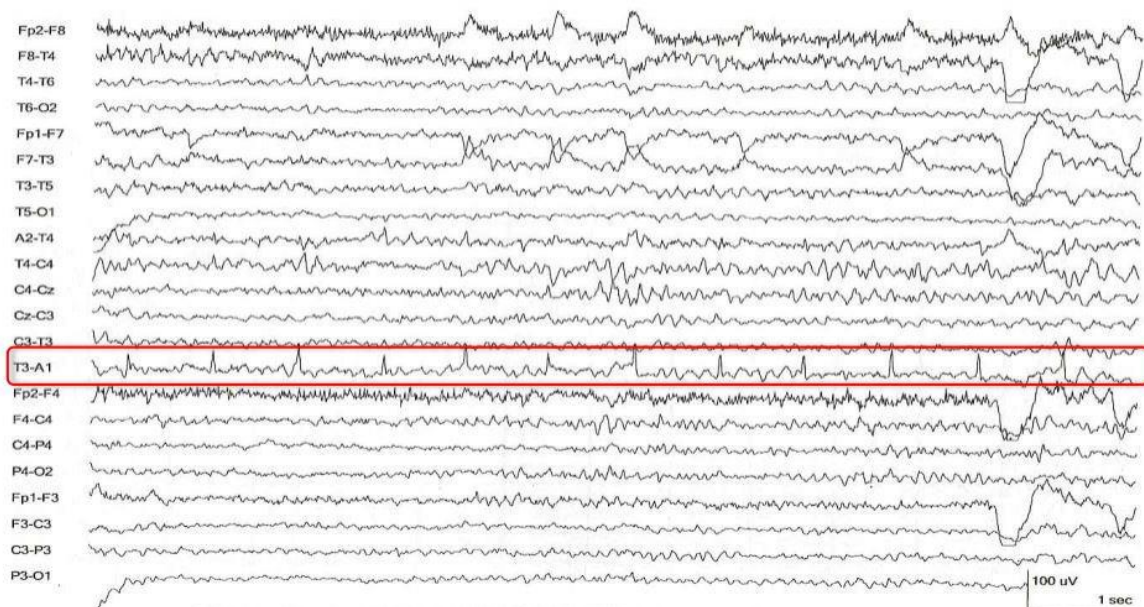
۳_۵_۱ نویز ناشی از ضربان قلب

قلب می‌تواند هم نویز الکتریکی و هم نویز مکانیکی تولید کند. هر دو نویز هنگام انقباض قلب اتفاق می‌افتد. نویز الکتریکی در واقع همان ECG^1 است. نویزهای ECG متناوب هستند. ممکن است در هر انقباض قلب، نویز ECG رخ ندهد و یا اینکه به دلیل نامنظمی در ضربان قلب، فاصله زمانی نویزها نامنظم باشد. در شکل ۳-۸ سیگنال EEG تداخل یافته با نویز ECG مشاهده می‌شود.



شکل ۸-۳: A: سیگنال EEG و B: سیگنال ECG و C: ترکیب دو سیگنال EEG و ECG [۶]

نویز ECG ترکیب شده با سیگنال EEG در حالت ثبت دوقطبی در ۳-۹ قابل مشاهده است. همان طور که در قبل توضیح داده شد، این نویز متناوب است و با توجه به همین ویژگی، این نویز بر روی کانال T_3-A_1 شناسایی شده است.



شکل ۹-۳: شناسایی نویز ECG بر روی سیگنال EEG در حالت دوقطبی [۲]

اگر نحوه‌ی ثبت را از دوقطبی به ثبت مرجع تغییر دهیم، نویز ECG به گونه‌ای دیگر در سیگنال EEG ظاهر می‌شود. نویز شناسایی شده در حالت ثبت مرجع در شکل ۳-۱۰ قابل مشاهده است.



شکل ۳-۱۰: شناسایی نویز ECG بر روی سیگنال EEG در حالت ثبت مرجع [۲]

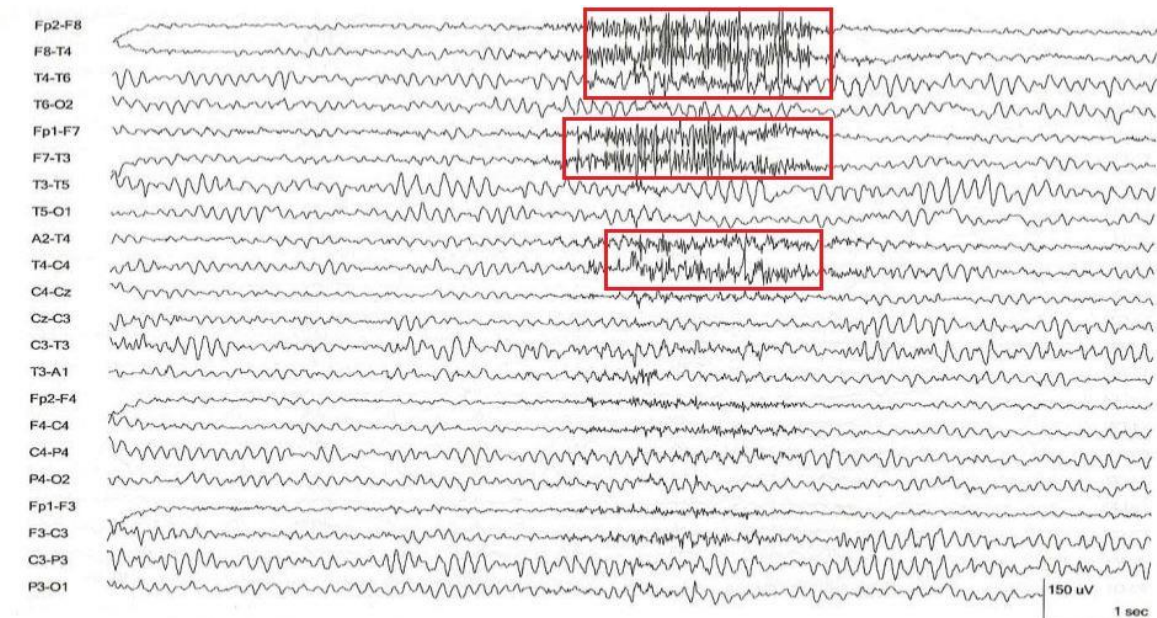
نویز مکانیکی قلب ناشی از ضربان گردش خون است و ممکن است با نویز الکتروود اشتباه گرفته شود. این اتفاق زمانی رخ می‌دهد که یک الکتروود بر روی رگ قرار بگیرد و موجی با فرکانس کم تولید شود. این نویز معمولاً در مناطق پیشانی و آهیانه‌ای سر رخ می‌دهد، اما با این حال ممکن است در هرکجا پیش بیاید.

۲_۵_۳ نویز ناشی از حرکت ماهیچه

حرکت دادن اعضای بدن در هنگام ضبط سیگنال EEG می‌تواند نویز تولید کند که این نویز می‌تواند ناشی از میدان‌های الکتریکی تولیدشده توسط ماهیچه و یا اثر حرکت بر روی اتصال الکتروودها باشد. به سیگنال‌های الکتریکی ماهیچه^۱ EMG می‌گویند. در واقع EMG شایع‌ترین و قابل توجه‌ترین منبع نویز برای EEG است. سیگنال EMG نسبت به EEG دارای دامنه و فرکانس بیشتری است. در نتیجه نویز ناشی از حرکت ماهیچه بر روی سیگنال EEG اثر می‌گذارد و شکل آن را تغییر می‌دهد. نویز

^۱ Electromyography

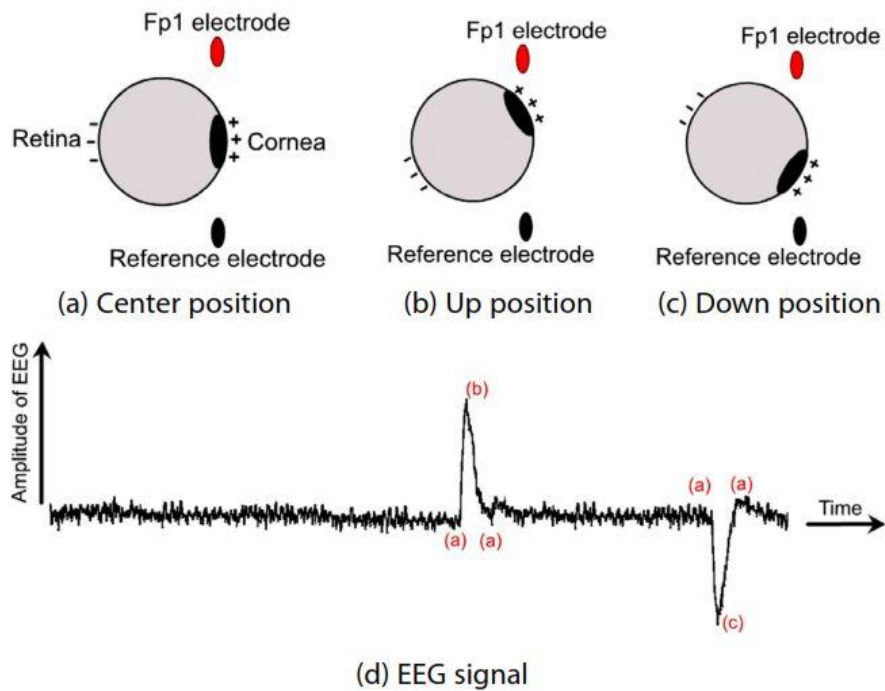
EMG اغلب در ناحیه جلویی و گیجگاهی سر اتفاق می‌افتد. نويز شناسایی شده‌ی ماهیچه با مشخصه دامنه و فرکانس زیاد، در شکل ۱۱-۳ قابل مشاهده است.



شکل ۱۱-۳: نويز شناسایی شده EMG بر روی سیگنال EEG [۲]

۳_۵_۳ نويز ناشی از حرکت چشم

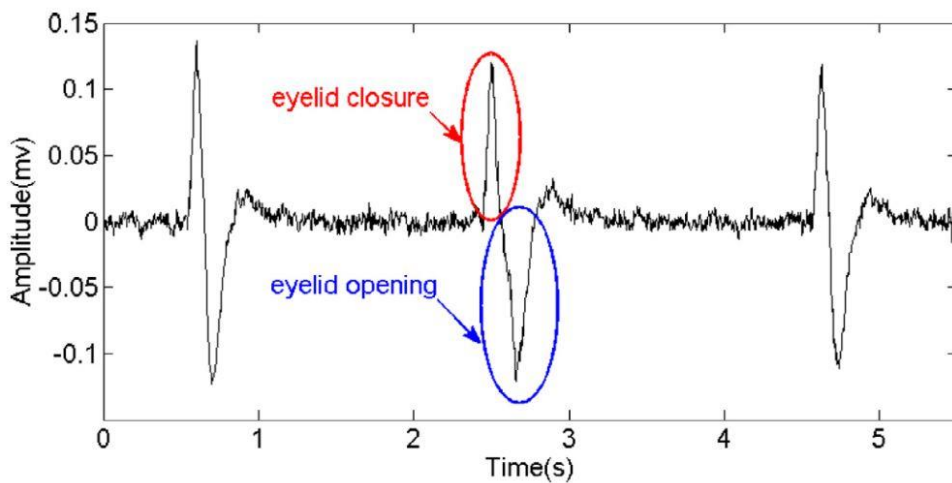
بیشترین نويز ناشی از چشم به دلیل دو قطبی بودن ذاتی چشم است. این دو قطبی در راستای محور قرنیه و شبکیه چشم قرار دارد. دو قطبی چشم در قسمت قرنیه مثبت و در قسمت شبکیه منفی است [۵]. هنگامی که میدان الکتریکی تغییر می‌کند، مانند زمانی که شخص به جسمی نگاه می‌کند و یا چشم خود را حرکت می‌دهد، این دو قطبی بر روی سیگنال EEG اثر می‌گذارد. به سیگنال الکتریکی ناشی از حرکت چشم^۱ EOG می‌گویند. در شکل ۱۲-۳ این دو قطبی قابل مشاهده است.



شکل ۳-۱۲: مدل دو قطبی چشم بر روی سیگنال مغزی زمانی که قرنیه a: در مرکز قرار دارد و b: به سمت بالا حرکت می‌کند و c: به سمت پایین حرکت می‌کند [۵].

به طور کلی نویز ناشی از چشم را می‌توان به موارد زیر تقسیم کرد که عبارت اند از:

- ۱- حرکت چشم که باعث تغییر پتانسیل در الکترودهای نزدیک چشم (FP1 و FP2) می‌شود.
- ۲- پلک زدن چشم که سیگنال‌هایی با دامنه زیاد تولید می‌کند. این دامنه چندین برابر دامنه سیگنال EEG است. پلک زدن‌های متوالی، امواجی با فرکانس کم تولید می‌کند. در شکل ۳-۱۳ نویز ناشی از پلک زدن چشم قابل مشاهده است.



شکل ۳-۱۳: سیگنال EEG ترکیب شده با پلک زدن چشم [۵]

۳_۵_۴ نویز ناشی از دستگاهها

دستگاهها می‌توانند نویزهای مختلفی روی سیگنال EEG ایجاد کنند. برای مثال زنگ تلفن همراه و هر دستگاهی که با موتور الکتریکی کار می‌کند، می‌تواند باعث ایجاد نویز شود. شایع‌ترین نویز خارجی به علت جریان متناوب در برق شهر است. این نویز معمولا دارای دامنه متوسط تا کم و فرکانس ۵۰ Hz است.

۳_۶ تحلیل مولفه‌های مستقل (ICA)

ICA یک روش آماری است که داده‌های مشاهده شده را تا حد امکان به مولفه‌های مستقل از هم تبدیل می‌کند. این روش بر این فرض استوار است که داده‌های مشاهده شده X در هر لحظه ترکیب خطی از یک سری منبع s هستند.

$$X = As = \sum_{i=1}^n a_i s_i \quad (1-3)$$

ماتریس $A = [a_1, a_2, \dots, a_n]$ در رابطه فوق به توصیف کمی فرایند ترکیب می‌پردازد. A را ماتریس ترکیب می‌نامند. فرض بر این است که مولفه‌های این ماتریس اعدادی ثابت و به قدر کافی متمایز از هم هستند. تمایز مولفه‌های ماتریس، از تکین بودن (معکوس ناپذیر بودن) آن جلوگیری می‌کند. در مدل ساده ICA فرایند ترکیب خطی، لحظه‌ای و معکوس‌پذیر در نظر گرفته می‌شود. ماتریس ترکیب و بردار منابع مستقل هر دو نامعلوم‌اند.

هدف از حل مساله ICA یا نسخه‌ای تغییر مقیاس یافته و جابجا شده از بردار منابع s به نام u است. این بردار با یافتن ماتریس معکوس A (ماتریس W) به دست می‌آید.

$$u = Wx \quad (2-3)$$

در این رابطه ماتریس W را ماتریس جداسازی می‌نامند. برای تخمین مدل ICA روش‌های مختلفی تاکنون ارائه شده است. الگوریتمی با عنوان ICA سریع بر مبنای بیشینه کردن میزان غیرگوسی منابع عمل می‌کند.

۷-۳ استخراج ویژگی

استخراج ویژگی فرآیند انتخاب ویژگی‌های مناسب از داده‌های ورودی است. این ویژگی‌ها باید تا حد امکان داده‌ها را خوب توصیف کنند. هدف از استخراج ویژگی این است که آن ویژگی‌هایی انتخاب شوند که دارای مقادیر مشابه برای یک دسته و مقادیر متفاوت برای دیگر دسته باشند.

جهت عملکرد صحیح سیستم‌های BCI یا هوش مصنوعی (AI^۱) نیاز به یک طرح استخراج ویژگی کارآمد است تا توانایی استخراج اطلاعات مورد نیاز از سیگنال EEG و در نتیجه عملکرد رضایت‌بخش طبقه‌بند را داشته باشند. اگرچه الگوریتم‌های بهینه‌ی طبقه‌بند می‌توانند برای بهبود دقت طبقه‌بندی مورد استفاده قرار گیرند، اما انتخاب ویژگی‌های نامناسب می‌تواند منجر به عملکرد ضعیف طبقه‌بند شود. بنابراین استخراج ویژگی‌های درست و معنادار از سیگنال‌های EEG یک کار مهم است که قبل از فرآیند طبقه‌بندی باید انجام شود. به منظور ارائه و تحلیل مناسب از داده‌های EEG بسیار مهم است که در ابتدا تا حد امکان از ویژگی‌های معنادار استفاده شود. با این حال سیگنال‌های EEG ناپایستا (متغیر در زمان) هستند که این موضوع باعث پیچیدگی در استخراج ویژگی و طبقه‌بندی آن‌ها می‌شود.

تعدادی از روش‌های استخراج ویژگی در این بخش آورده شده است. این روش‌ها شامل ویژگی‌ها در حوزه زمان، حوزه فرکانس و حوزه زمان-فرکانس می‌شود. اگرچه روش‌های رایج جهت استخراج ویژگی از داده‌های EEG بر اساس تجزیه و تحلیل فرکانس به عنوان مثال تبدیل فوریه گسسته (DFT^۲) و چگالی طیفی توان (PSD^۳) است و ویژگی‌های مبتنی بر حوزه‌ی زمان-فرکانس مانند تبدیل موجک موثرترین روش برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های متغیر در زمان است اما به این نکته باید توجه داشت که استفاده از روش‌های حوزه زمان-فرکانس بر روی سیگنال‌های مغزی پیچیدگی‌های خود را دارد. در ضمن باید به این نکته اشاره کرد که روش‌های زیادی جهت تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی وجود دارد که اشاره به همه‌ی آن‌ها در این پایان‌نامه امکان‌پذیر نیست، اما در ادامه چندین روش از مهم‌ترین روش‌های استخراج ویژگی بررسی و معرفی خواهند شد.

^۱ Artificial Intelligence

^۲ Discrete Fourier Transform

^۳ Power spectral density

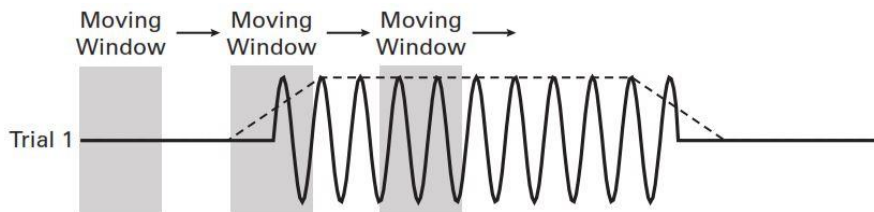
۳_۷_۱ تبدیل فوریه:

این تبدیل سیگنال را به مولفه‌های فرکانسی تشکیل‌دهنده‌ی آن تقسیم می‌کند. با استفاده از این روش فرکانس‌های موثر در سیگنال شناسایی می‌شود. جهت پردازش سیگنال‌های گسسته از تبدیل فوریه گسسته استفاده می‌شود. نسخه‌ی سریع‌تر و بهینه‌تر DFT تبدیل فوریه سریع (FFT^۱) است که با استفاده از یک الگوریتم هوشمندانه کاری شبیه DFT انجام می‌دهد. FFT یک سیگنال گسسته در حوزه زمان را به حوزه‌ی فرکانس تبدیل می‌کند. تبدیل FFT یک سیگنال گسسته از رابطه‌ی ۳-۳ به دست می‌آید [۴۹].

$$X_K = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i 2\pi k \frac{n}{N}} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (3-3)$$

در این رابطه X_K ضرایب FFT، N تعداد کل نمونه‌های سیگنال EEG ورودی و n تعداد نقاط FFT است. با توجه به اینکه سیگنال‌های EEG ناپایستا هستند، باید روشی پیدا کرد تا از تبدیل فوریه بتوان بر روی این سیگنال‌ها استفاده کرد. زیرا تبدیل فوریه اطلاعاتی از دوره‌های زمانی فرکانس نمی‌دهد. در واقع این تبدیل توان یک نقطه‌ی زمانی را محاسبه نمی‌کند، اما می‌توان با در نظر گرفتن پنجره‌ای با عرض کم در زمان و گرفتن تبدیل فوریه از آن، تقریبی از توان فرکانس در نقطه‌ی میانی پنجره به دست آورد. به این تبدیل، تبدیل فوریه زمان کوتاه (STFT^۲) می‌گویند.

در شکل ۳-۱۴ مستطیل خاکستری رنگ پنجره‌ی زمانی است که در تحلیل فوریه استفاده می‌شود. در این تحلیل توان هر فرکانس به نقطه‌ی میانی آن پنجره اختصاص دارد. سپس پنجره به اندازه‌ی تناوب هر نمونه به سمت راست حرکت می‌کند. سه پنجره نشان داده شده در شکل فقط برای نشان دادن مفهوم است. اما در واقعیت پنجره‌های زیادی وجود دارند که با هم هم‌پوشانی دارند.



شکل ۳-۱۴: پنجره زمانی در تبدیل STFT [۱]

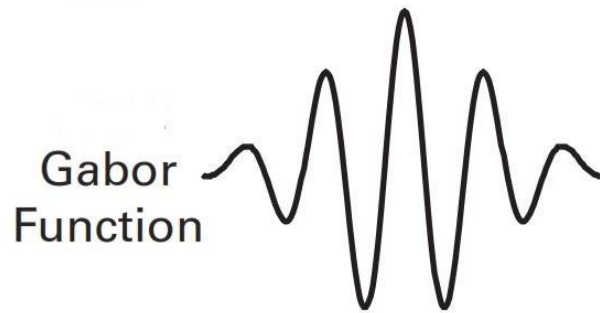
^۱ Fast Fourier Transform

^۲ Short-Time Fourier Transform

۲_۷_۳ تبدیل موجک:

اگرچه تبدیل STFT دارای مزایایی است، اما دو عیب دارد. اول اینکه توان یک پنجره را در مرکز آن در نظر می‌گیرد، اگرچه تمام پنجره توانی معادل مقدار اندازه‌گیری شده داشته باشد. دوم اینکه عرض پنجره ثابت است که این موضوع باعث کاهش دقت برای فرکانس‌های پایین نسبت به فرکانس‌های بالاتر می‌شود.

با استفاده از تبدیل موجک مشکلات مطرح شده در تبدیل STFT را می‌توان حل کرد. مثالی از تابع موجک در شکل ۳-۱۵ قابل مشاهده است. تعداد زیادی از توابع موجک وجود دارد که این موجک خاص نشان‌دهنده تابع گابور^۱ است.



شکل ۳-۱۵: تابع گابور

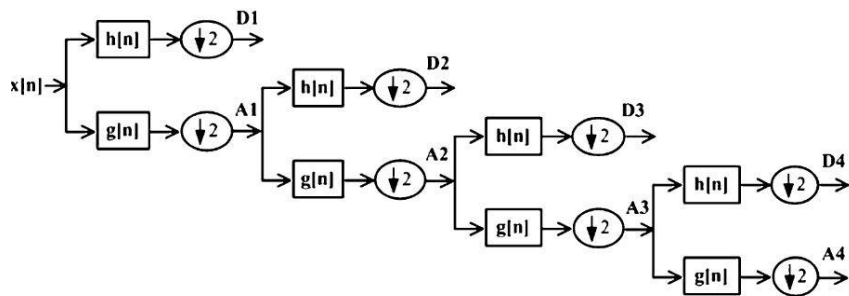
این تابع به جای اینکه به همه‌ی نقاط پنجره وزن یکسانی دهد، به مرکز پنجره بیشترین وزن را می‌دهد. با این روش مشکل اول تبدیل STFT را تا حد قابل قبولی حل می‌کند. با تغییر فرکانس تابع موجک می‌توان مشکل دقت را برای فرکانس‌های مختلف حل کرد.

تبدیل موجک به دلیل خاصیت محلی بودن، سیگنال را هم از نظر فرکانس و هم از نظر زمان به صورت همزمان بررسی می‌کند. در نتیجه برای تحلیل سیگنال‌های غیرایستا مناسب است. با استفاده از یک تابع پایه که به تابع مادر (برای مثال تابع گابور) معروف است، سیگنال اصلی را می‌توان به صورت پیاپی به سیگنال‌های تقریب و جزئیات تقسیم کرد. اطلاعات فرکانس‌های سیگنال در فرآیند تجزیه به وسیله‌ی ضریب تقریب و جزئیات بیان می‌شود.

با اعمال فیلترهای پایین‌گذر و بالاگذر بر روی سیگنال اصلی در مرحله‌ی اول و سیگنال تقریب در سایر مراحل، قسمت‌های تقریب و جزئیات بدست می‌آیند. در شکل ۳-۱۶ نمودار مراحل تجزیه‌ی

^۱ Gabor

یک سیگنال به چهار سطح نشان داده شده است. البته بازه‌ی فرکانسی هر قسمت به فرکانس نمونه برداری وابسته است.



شکل ۳-۱۶: نمودار مراحل تجزیه‌ی یک سیگنال به چهار سطح در تبدیل موجک

برای مثال اگر فرکانس نمونه برداری را 150 Hz در نظر بگیریم، بازه‌ی فرکانسی متناسب با هر سطح تجزیه و تقریب طبق جدول ۳-۲ بدست می‌آید.

جدول ۳-۲: بازه‌ی فرکانسی متناسب با هر سطح تجزیه

سیگنال ورودی با فرکانس نمونه برداری 150 Hz	
$A1 = 0 - 75\text{ Hz}$	$D1 = 75 - 150\text{ Hz}$
$A2 = 0 - 37.5\text{ Hz}$	$D2 = 37.5 - 75\text{ Hz}$
$A3 = 0 - 18.75\text{ Hz}$	$D3 = 18.75 - 36\text{ Hz}$
$A4 = 0 - 9.375\text{ Hz}$	$D4 = 9.375 - 18\text{ Hz}$

در تبدیل موجک ضرایب تقریب A_i و ضرایب جزییات D_i در سطح i ام طبق روابط زیر بدست می‌آیند [۴۷].

$$A_i = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot \varphi_{j,k}(n) \quad (۴-۳)$$

$$D_i = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot \psi_{j,k}(n) \quad (۵-۳)$$

$$\varphi_{j,k}(n) = 2^{j/2} \varphi(2^j n - k) \quad (۶-۳)$$

(۷-۳)

$$\psi_{j,k}(n) = 2^{j/2} \psi(2^j n - k)$$

در این رابطه‌ها $k = 0, 1, 2, \dots, 2^j - 1$ و $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ است. همچنین $j = 0, 1, 2, \dots, J - 1$ و $J = \log_2^N$. در رابطه ۶-۳ تابع موجک و فیلتر پایین‌گذر و در رابطه ۷-۳ فیلتر بالاگذر است.

۳_۷_۳ تحلیل تفکیک کننده خطی:

تحلیل کننده خطی (LDA^۱) از روش‌های آماری است که در یادگیری ماشین برای پیدا کردن ترکیب خطی خصوصیتی که به بهترین صورت دو یا چند کلاس از اشیا را از هم جدا می‌کند، استفاده می‌شود. LDA با تحلیل مولفه‌های اصلی (PCA^۲) نیز شباهت دارد. هر دوی این روش‌های آماری برای ترکیب خطی متغیرها به شکلی که داده‌ها را به بهترین نحو توضیح بدهند، به کار می‌روند. یک کاربرد عمده هر دوی این روش‌ها کاستن تعداد بعدهای داده است.

استخراج ویژگی شامل تصویر کردن بردار مشاهدات ورودی $x \in R^n$ به ویژگی‌های جدید $z \in R^m$ است که این ویژگی‌های جدید برای کاربرد مورد نظر مناسب‌تر است. تصویر کردن خطی که معمولاً استفاده می‌شود، برابر است با:

$$Z = W^T x + b \quad (۶-۳)$$

تصویر کردن با ماتریس $W [n \times m]$ و بردار بایاس^۳ $b \in R^m$ انجام می‌شود. LDA یک روش یادگیری تحت نظارت است که از نگاهت خطی استفاده می‌کند.

$$\Gamma_{XY} [(x_1 y_1), \dots, (x_L y_L)] \quad x_i \in R^n \quad y \in Y = [1, 2, \dots, c] \quad (۷-۳)$$

Γ_{XY} یک مجموعه‌ی برچسب زده شده از بردارهای آموزش است. x داده ورودی، y برچسب متناظر آن است. ماتریس‌های پراکندگی درون کلاسی S_W و بین کلاسی S_B به صورت زیر تعریف می‌شوند.

^۱ Linear Discriminant Analysis

^۲ Principal Component Analysis

^۳ bias

$$S_W = \sum_{y \in \mathcal{Y}} S_y \quad S_y = \sum_{i \in \Gamma_y} (x_i - \mu_i)(x_i - \mu_i)^T \quad (8-3)$$

$$S_B = \sum_{y \in \mathcal{Y}} |\Gamma_y| (\mu_y - \mu)(\mu_y - \mu)^T \quad (9-3)$$

در اینجا μ بردار میانگین کل و μ_y بردار میانگین هر کلاس است که به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\mu = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L x_i \quad (10-3)$$

$$\mu_y = \frac{1}{|\Gamma_y|} \sum_{i \in \Gamma_y} x_i \quad y \in \mathcal{Y} \quad (11-3)$$

معیار تفکیک‌پذیری کلاس‌ها زمانی است که تابع $F(w)$ حداکثر شود.

$$F(w) = \frac{\det(\tilde{S}_B)}{\det(\tilde{S}_W)} = \frac{\det(S_B)}{\det(S_W)} \quad (12-3)$$

در این معادله \tilde{S}_B و \tilde{S}_W به ترتیب ماتریس پراکندگی بین کلاسی و درون کلاسی داده‌های تصویر شده است [۵۰، ۵۱].

۳_۷_۴ چگالی طیفی توان

چگالی طیفی توان (PSD^۱) برای سیگنال $x(t)$ بیانگر نحوه توزیع توان سیگنال در فرکانس‌های سازنده‌ی آن سیگنال است. به عبارتی دیگر چگالی طیفی توان مشخص می‌کند که هر مولفه فرکانسی سیگنال دارای چه میزان توان است. چگالی طیفی توان را می‌توان با استفاده تبدیل فوریه بدست آورد.

^۱ Power Spectral Density

$$x[n] \xrightarrow{DTFT} X(w) \quad (13-3)$$

$$X_{2\pi}(w) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] e^{-jwn} \quad (14-3)$$

در این رابطه $x[n]$ داده‌های ورودی در حوزه‌ی زمان و $X(w)$ تبدیل فوریه زمان گسسته آن که تابعی پیوسته است. w نماینده عدد موهومی و w متغیر فرکانس است. اگر w با واحد $radian/sample$ نرمالیزه شود، تناوب آن برابر 2π می‌شود [۵۲]. چگالی طیفی توان به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$S_{xx}(w) = \lim_{T \rightarrow \infty} E \left[|X(w)|^2 \right] \quad (15-3)$$

در این رابطه S_{xx} تابع چگالی طیفی توان و E امید ریاضی است.

۸-۳ نتیجه گیری

در این فصل منسب‌های مهم سیگنال مغزی بیان شد و دیده شد که برای استفاده از سیگنال‌های مغزی شناخت ویژگی‌ها و پارامترهای دستگاه ضبط‌کننده سیگنال و انواع نویزهایی که بر روی این سیگنال تاثیر می‌گذارند، ضروری است. همچنین اهمیت آشنایی با انواع باندهای فرکانسی توضیح داده شد که با توجه به کاربرد می‌توان از هر یک از باندها استفاده کرد. همچنین ویژگی‌ها مرسوم در استخراج ویژگی از سیگنال‌های مغزی معرفی شدند که در فصل بعد ویژگی‌های مورد استفاده به تفصیل بیان می‌شوند.

فصل ۴: روش پیشنهادی

۱-۴ مقدمه

سیگنال‌های مغزی EEG کاربردهای مهمی در زمینه‌های مختلف پزشکی و همچنین سیستم‌های BCI دارند، به همین جهت دسترسی به سیگنالی مناسب و قابل استفاده از اهمیت بالایی برخوردار است. در این میان مشکل حضور اجتناب‌ناپذیر سیگنال‌های مزاحم (آرتیفکت^۱) در سیگنال EEG، همواره بر سر راه کارآیی این سیگنال با ارزش وجود داشته و قابلیت استفاده از آن را دچار اختلال می‌نماید. آرتیفکت‌ها اغتشاشات ناخواسته‌ای هستند که به طور عمده از فعالیت‌های اجتناب‌ناپذیر انسانی همچون ضربان قلب، پلک‌زدن و فعالیت ماهیچه‌های صورت در زمان دریافت سیگنال‌های EEG نشأت می‌گیرند و می‌توانند باعث تغییر شکل و ایجاد ابهام در این امواج شوند. از این‌رو ارائه‌ی راهکاری مناسب که بتواند در جهت رفع این آرتیفکت‌ها و حفظ اطلاعات سیگنال اصلی عمل کند، جایگاه بالایی را در تمامی کاربردهای سیگنال EEG دارا است. با توجه به اهمیت موضوع در این پایان نامه تلاش در جهت یافتن راهکاری مناسب در این زمینه صورت گرفته‌است.

۲-۴ پیش‌پردازش

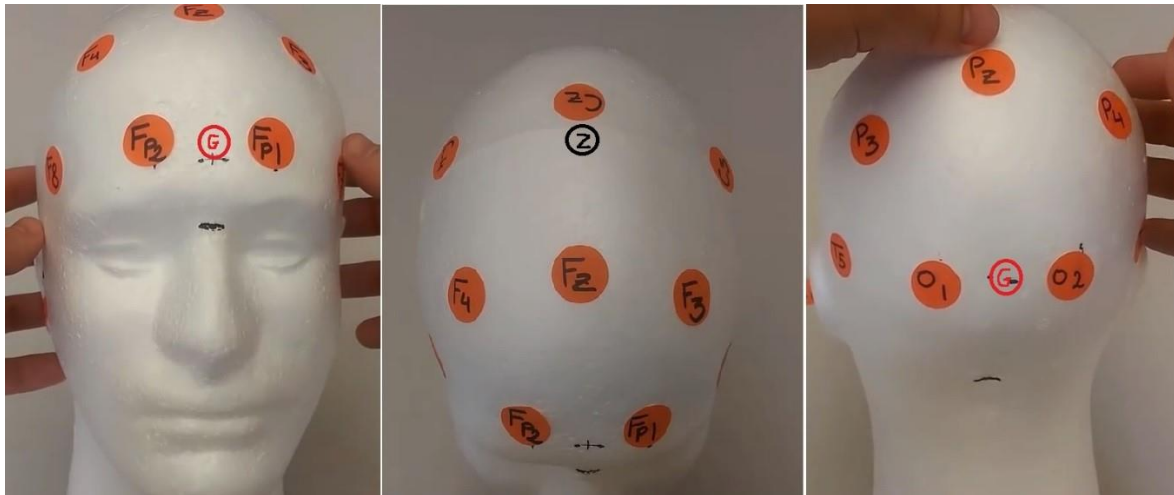
داده‌های گردآوری شده قبل از هر نوع تحلیلی باید آماده‌سازی شوند. به طور کلی، روش‌های پیش-پردازش مورد استفاده در سیگنال EEG وابسته به هدف آزمایش هستند. با این توضیح، روش‌هایی که برای بهبود کیفیت نسبت سیگنال به نویز در این آزمایش استفاده می‌شوند، در ادامه بررسی خواهند شد. در این کاربرد انتقال داده‌ها از دستگاه SD_UC24 به رایانه محصول شرکت شعله دانش (که در پیوست ۱ معرفی شده است)، خواندن داده‌ها و استانداردسازی از جمله مراحل هستند که قبل از استخراج ویژگی باید انجام شوند.

۱-۲-۴ تغییر مرجع کانال‌ها

به دلیل اینکه داده‌های ذخیره شده توسط دستگاه SD_UC24 با پسوند EEG است. برای خواندن این قالب، نیاز به یک کد جداگانه است که در قسمت پیوست شماره ۲ این کد آورده شده‌است.

^۱ Artifact

این کد داده‌ها را که متناسب با اسم شخص و نوع فیلمی که دیده است، می‌خواند و همان داده‌ها را با پسوند .mat جهت کاربردهای بعدی در محیط متلب ذخیره می‌کند. برای ضبط سیگنال‌های مغزی متقاضیان از ۲۴ الکتروود استفاده شده‌است. سه الکتروود آن همان‌طور که در تصویر ۴-۱ دیده می‌شود به نام‌های G و Z به عنوان زمین جایگذاری شده‌اند.



شکل ۴-۱: الکتروودهای G و Z بر جایگذاری شده بر روی سر

از ۲۱ الکتروود باقیمانده، ۱۹ الکتروود، طبق استاندارد بین‌المللی ۲۰-۱۰ و دو الکتروود دیگر در محل گوش‌ها قرار داده شده‌اند. سیگنال‌های مغزی توسط دستگاه نسبت به زمین ضبط شده‌اند. در نتیجه ۲۱ کانال ضبط شده وجود دارد. طبق کد موجود در پیوست شماره ۲ مرجع این سیگنال‌ها تغییر داده شده‌است. یعنی الکتروودهای نصب شده بر روی نرمی گوش به عنوان مرجع در نظر گرفته شده‌اند. جدول ۴-۱ نحوه محاسبه‌ی این فرآیند را نشان می‌دهد.

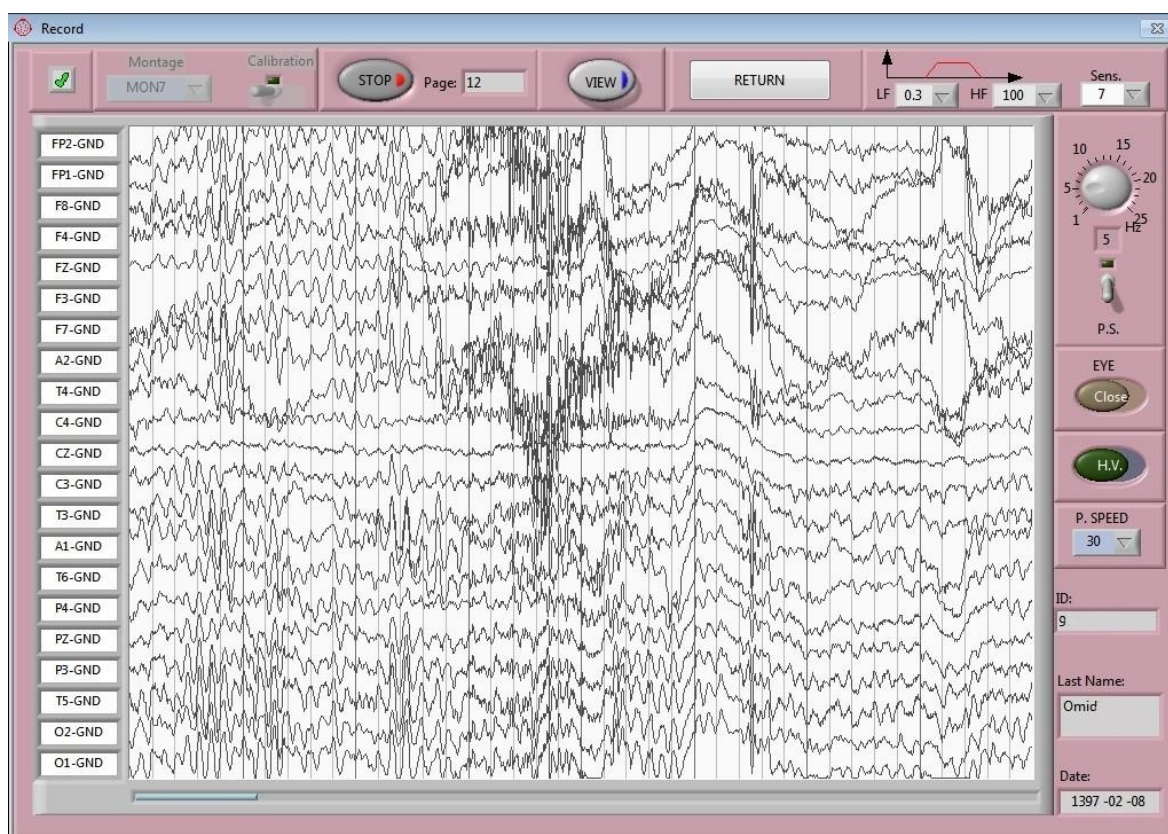
جدول ۴-۱: نحوه تغییر مرجع کانال‌ها

(FP1, F3, C3, P3, O1, F7, T3, T5) - A1
(FP2, F4, C4, P4, O2, F8, T4, T6) - A2
(FZ, CZ, PZ) - Average(A1, A2)

طبق این جدول ۲۱ کانال ثبت شده تبدیل به ۱۹ کانال می‌شوند. به صورتی که مقدار الکتروود-های هر قسمت از نیم‌کره‌ی سر از مقدار الکتروود نصب شده بر روی نرمی گوش همان نیم‌کره سر کم می‌شود. سه الکتروودی که بر روی مرکز جمجمه قرار دارند، از میانگین مقادیر دو الکتروود گوش کم می‌شوند. در تمامی مراحل بعد از این ۱۹ کانال استفاده می‌شود.

۲_۲_۴ فیلتر کردن

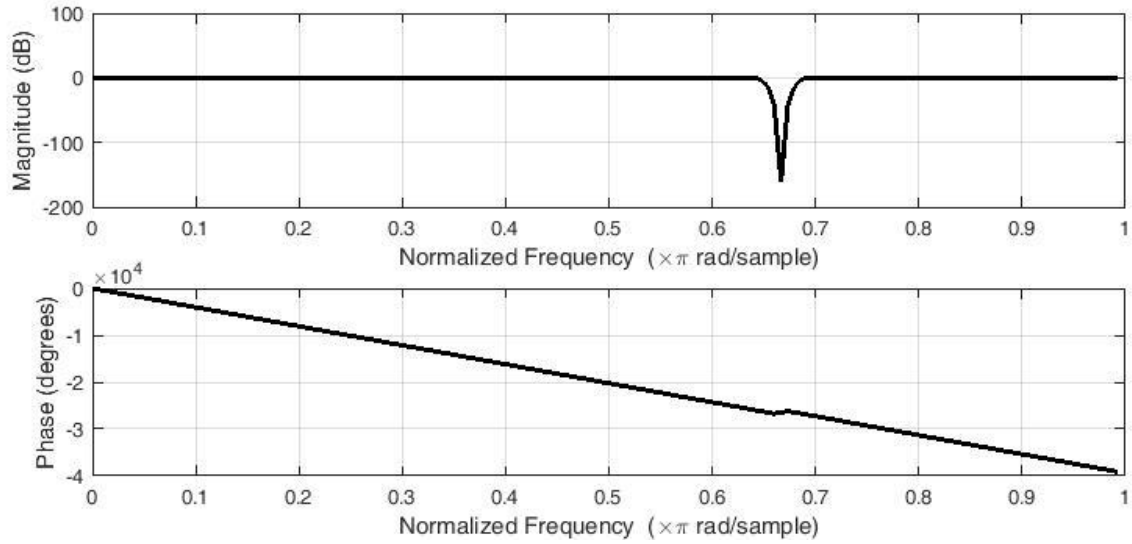
اولین فیلتری که بر روی داده‌های جمع‌آوری شده انجام شد، توسط خود دستگاه ضبط سیگنال بود. این کار با یک فیلتر میان‌گذر $0.3-100$ Hz انجام شده‌است که در تصویر ۲-۴ سیگنال‌های خروجی این فیلتر قابل مشاهده است.



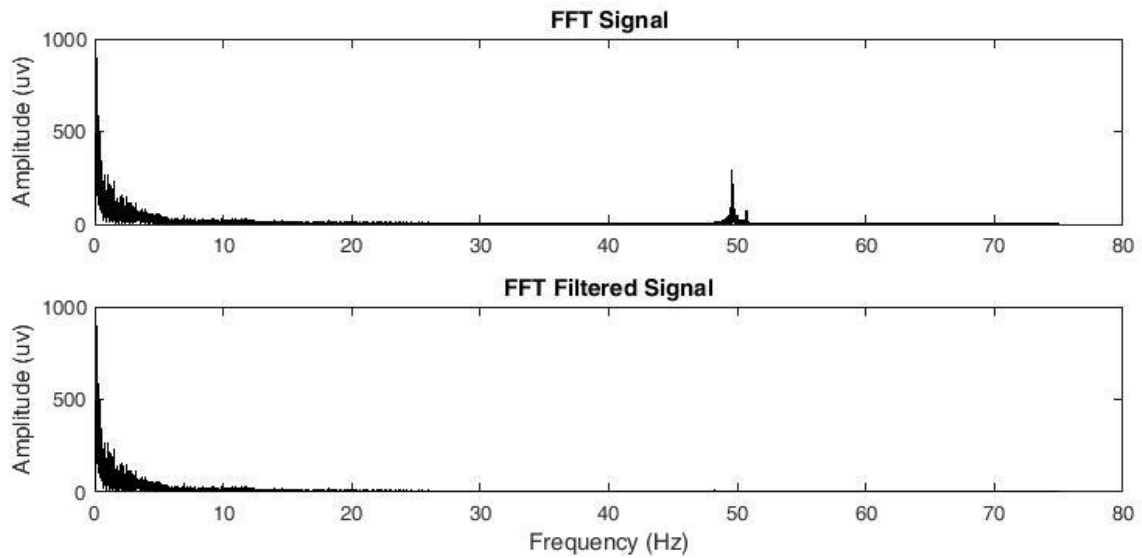
شکل ۲-۴: فیلتر میان‌گذر $0.3-100$ هرتز اعمال شده بر روی سیگنال‌های ضبط شده توسط نرم‌افزار دستگاه SD_UC24

به کمک این فیلتر مقدار DC و فرکانس‌های بیشتر از ۱۰۰ هرتز حذف می‌شوند. یکی از نویز-های مهم در فرکانس بیش از ۱۰۰ هرتز، نویز ماهیچه است که به کمک این فیلتر، این نویز حذف می‌شود. اما این سیگنال‌ها قبل از استخراج ویژگی نیاز به پیش‌پردازش‌های بیشتری دارند تا بتوان نویز ۵۰ هرتز برق شهر و نویز ناشی از پلک زدن را حذف کرد. برای حذف نویز ۵۰ هرتز برق شهر، از فیلتر میان‌گذر استفاده شده‌است. در تصاویر ۳-۴، ۴-۴ و ۵-۴ فیلتر استفاده شده به همراه تاثیر آن در حوزه‌ی زمان و فرکانس را می‌توان مشاهده کرد. لازم به ذکر است که تاثیر این فیلتر در حوزه‌ی فرکانس در تصویر ۴-۴ به خوبی قابل مشاهده است.

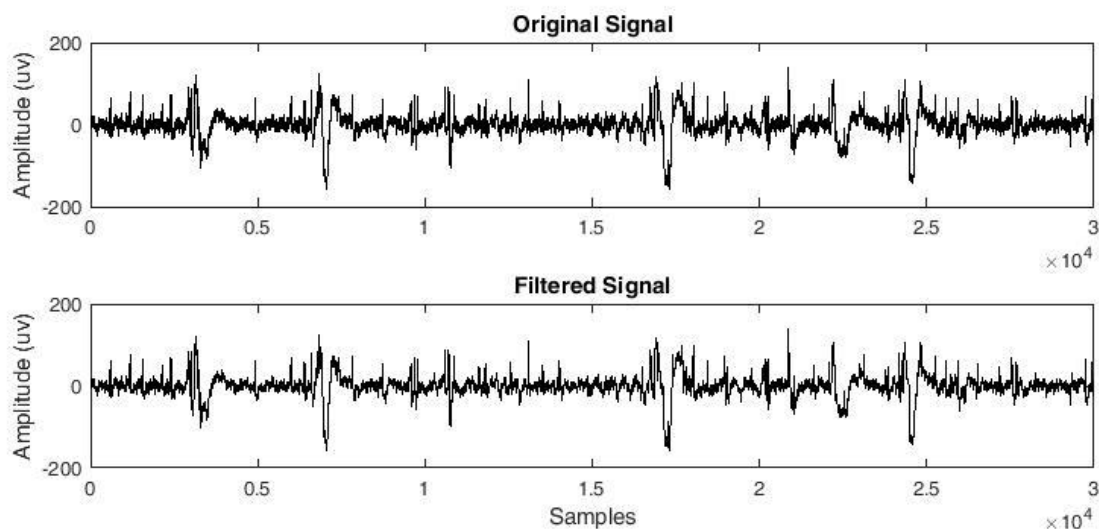
فیلتر میان‌گذری که در شکل ۳-۴ قابل مشاهده است، یک فیلتر FIR با فاز خطی با مرتبه ۴۵۰ و تعداد ضریب ۴۵۱ است. فرکانس قطع پایین این فیلتر ۴۹ / ۹ هرتز و فرکانس قطع بالای آن برابر ۵۰ / ۱ هرتز است.



شکل ۳-۴: فیلتر میان‌گذر جهت حذف نویز برق شهر



شکل ۴-۴: مشاهده تاثیر فیلتر میان‌گذر جهت حذف نویز برق شهر در حوزه فرکانس

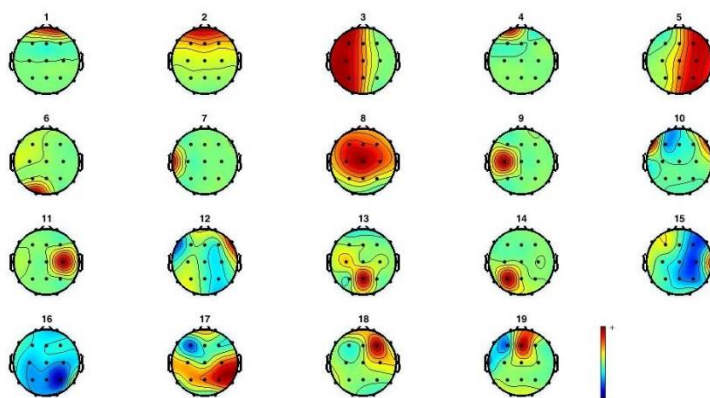


شکل ۴-۵: مشاهده تاثیر فیلتر میان‌گذر جهت حذف نویز برق شهر بر روی نمونه‌ها در حوزه زمان

همان‌طور که مشاهده می‌شود با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر به سادگی می‌توان اثر برق نویز شهر را از بین برد.

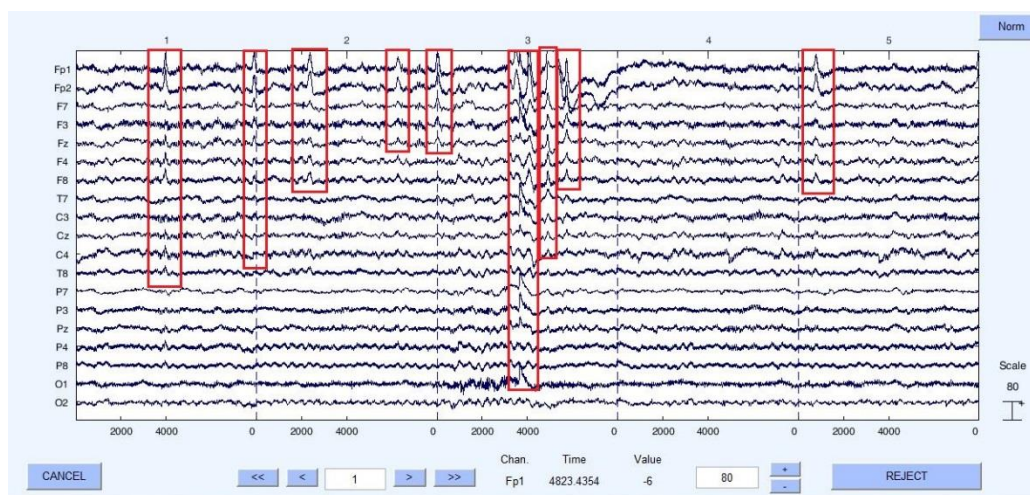
۳_۲_۴ حذف اثر پلک‌زدن با استفاده از تحلیل مؤلفه مستقل

اگر نیاز به تحلیل داده‌های مغزی در فرکانس‌های پایین باشد، یکی از سیگنال‌های مزاحمی که باید اثر آن را از بین برد، پلک‌زدن است. پلک‌زدن می‌تواند به صورت اختیاری یا غیر اختیاری توسط شخص انجام شود. این عمل سیگنال‌هایی با دامنه زیاد و فرکانس کم در الکترودهای جلویی سر به وجود می‌آورد. یکی از روش‌های حذف این نویز، آنالیز مولفه‌های مستقل است. پایه و اساس امکان استفاده از ICA برای حذف نویز از سیگنال‌های EEG استقلال فعالیت‌های نورونی مغز از سیگنال‌هایی نظیر پلک‌زدن، حرکات چشم و ... است که فرضی منطقی به نظر می‌رسد. در تصویر زیر مولفه‌های مستقل یک نمونه از سیگنال قابل مشاهده است. هر یک از این نقشه‌ها بیانگر چگونگی توزیع مولفه مربوطه بر روی کانال‌های ضبط شده از مجموعه هستند.



شکل ۴-۶: نقشه‌های مغزی به دست آمده با اعمال ICA بر روی یک نمونه ۱۹ کانال سیگنال‌های ضبط شده

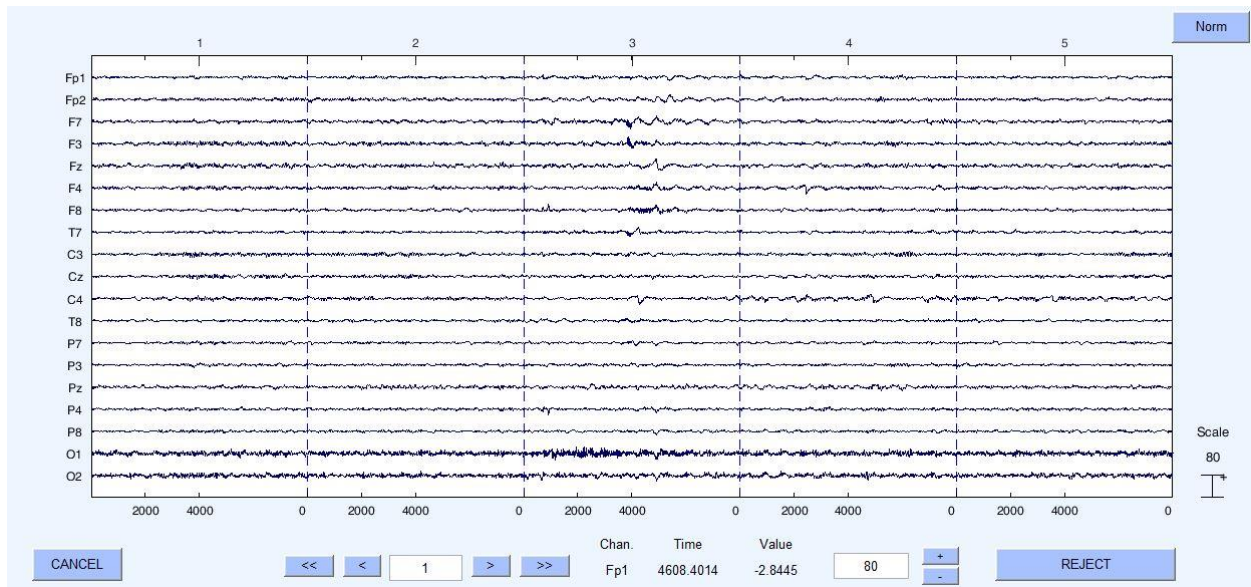
با استفاده از اطلاعات مکانی این نقشه‌ها در کنار خصوصیات زمانی و فرکانسی مولفه‌ها، می‌توان منشا مولفه (مغزی یا آرتیفکتی) را مشخص نمود. برای ترسیم این نقشه‌ها از نرم‌افزار EEGLAB استفاده شده‌است. پس از اعمال ICA سیگنال دوباره به حوزه اولیه برگردانده می‌شود و سیگنال بدون آرتیفکت بدست می‌آید. در شکل ۴-۶ شناسایی مولفه منشاء نویز مشکل است. برای شناسایی این مولفه نیاز به فرد متخصص است. در این روش اگر نویز، خود یک منبع داشته باشد. مثلاً یک الکتروود برای ثبت سیگنال قلب یا سیگنال چشم و ... در نظر گرفته شود، آنگاه می‌توان بر روی این سیگنال روش ICA را اعمال کرد. در تصویر ۴-۷ نمونه‌هایی از آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن قابل مشاهده است.



شکل ۴-۷: نمونه‌هایی از آرتیفکت پلک‌زدن از یک سیگنال ضبط شده

زمانی که نویز یک منبع نداشته باشد و در هر سیگنال به طور یکنواخت پخش شود حذف نویز به این طریق به سادگی ممکن نیست. در اکثر روش‌های که از ICA برای حذف نویز استفاده شده‌است

یک کانال برای نویز در نظر گرفته‌اند. پس از اعمال ICA بر روی داده‌ها، می‌توان مولفه نویزی را به طور خودکار با محاسبه همبستگی میان مولفه‌ها و کانال EOG (در صورت نداشتن EOG می‌توان از کانال FP1 استفاده نمود) مشخص کرد. در تصویر ۴-۸ کانال‌های سیگنال مغزی که حذف آرتیفکت شده‌اند، قابل مشاهده است.



شکل ۴-۸: نمونه‌ای از سیگنال‌های مغزی که عاری از آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن هستند

بعد از اعمال ICA مولفه نویز شناسایی و حذف می‌شود و دوباره با استفاده از مولفه‌های باقی‌مانده سیگنال بازسازی می‌شود.

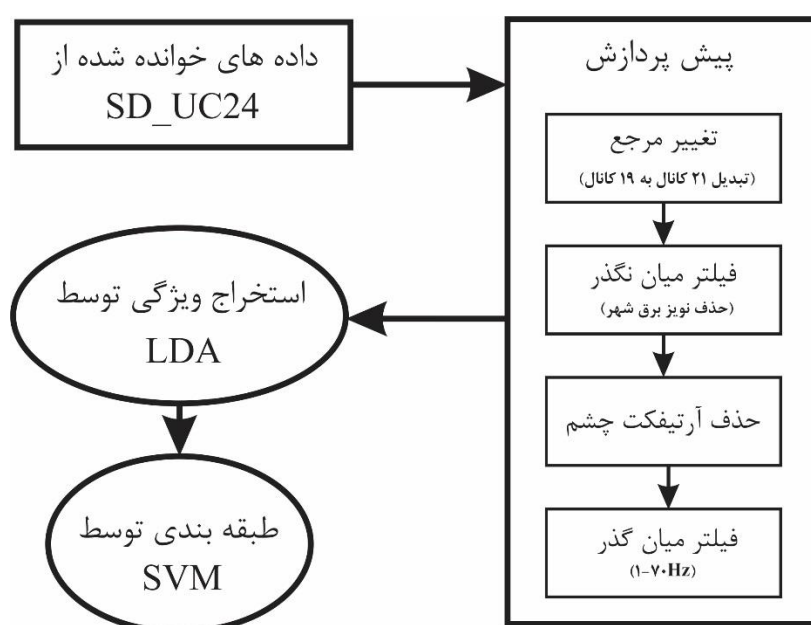
۳-۴ استخراج ویژگی

بعد از پیش‌پردازش به استخراج ویژگی مناسب برای دسته‌بندی سیگنال‌های مغزی مربوط به هر یک از ارقام پرداخته می‌شود. همانطور که می‌دانیم روش‌های استخراج ویژگی زیادی در سال‌های اخیر مطرح شده‌است که از آن جمله می‌توان به تبدیل فوریه، تبدیل موجک، تحلیل تفکیک‌کننده خطی، چگالی طیفی توان و ... اشاره کرد. در این تحقیق از تحلیل تفکیک‌کننده خطی، چگالی طیفی توان و تبدیل موجک برای استخراج ویژگی استفاده شده‌است. برای این منظور ابتدا ویژگی‌های استخراج شده توسط تحلیل تفکیک‌کننده خطی، چگالی طیفی توان و تبدیل موجک بررسی می‌شوند. سپس ویژگی‌های استخراج شده توسط طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان (SVM^۱) دسته‌بندی می‌شوند.

^۱Support Vector Machin

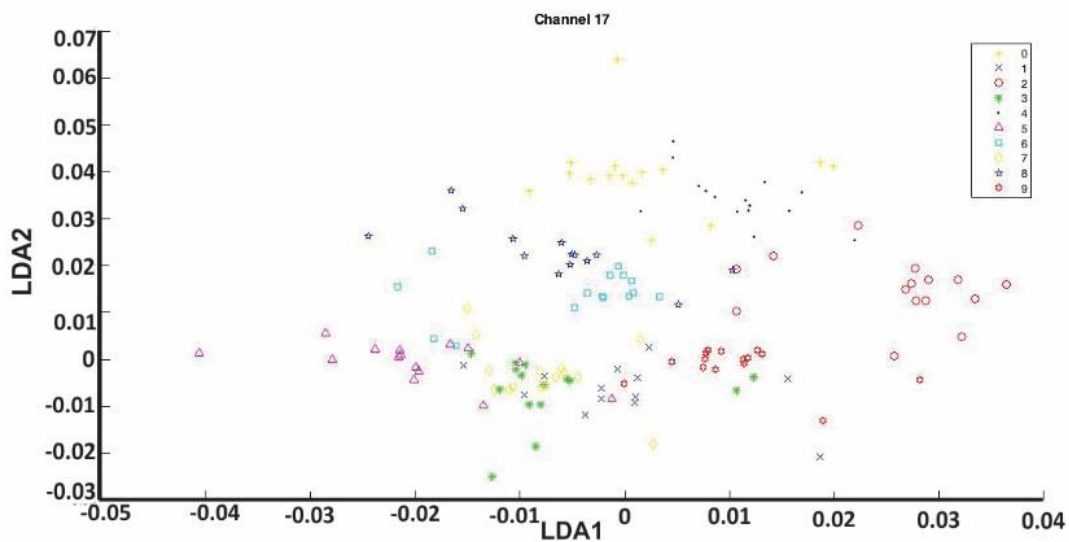
۴_۳_۱ تحلیل تفکیک کننده خطی

تحلیل تفکیک کننده خطی، یک روش شناخته شده برای استخراج ویژگی و کاهش ابعاد داده است. LDA داده‌ها را به یک فضای برداری با ابعاد کمتر تصویر می‌کند. به طوری که نسبت فاصله‌ی بین کلاسی به فاصله درون کلاسی حداکثر شود. بنابراین حداکثر تفکیک بین کلاس‌ها به دست خواهد آمد. در بلوک دیاگرام زیر، مراحل کار از زمان جمع‌آوری داده تا طبقه‌بندی به روش LDA آورده شده است.



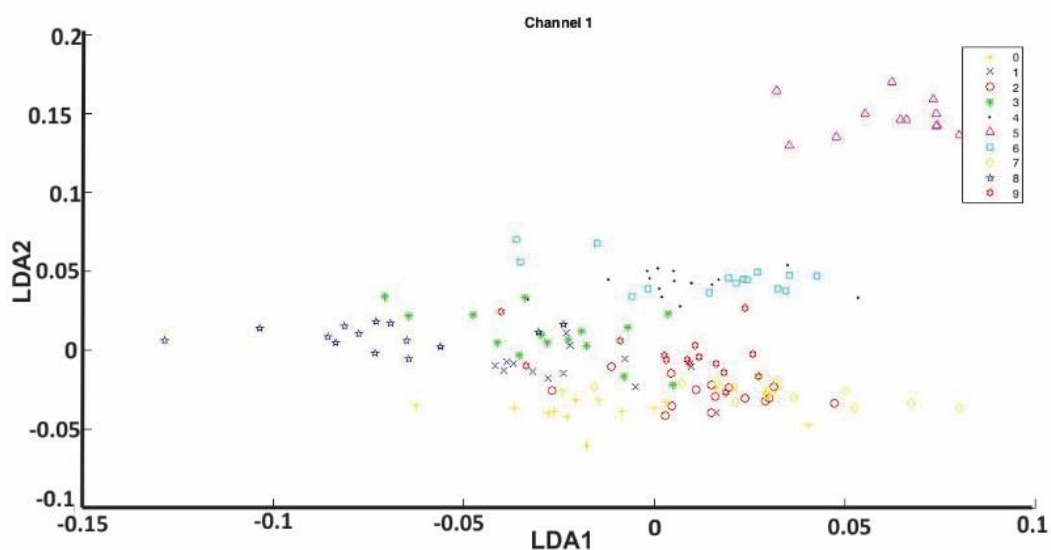
شکل ۴-۹: بلوک دیاگرام روش پیشنهادی با استفاده از استخراج ویژگی به روش LDA

جهت اعمال LDA از جعبه ابزار متلب به اسم STPRTOOL استفاده شده است. می‌توان تعداد خروجی‌های مورد نظر از LDA را مشخص کرد و به عنوان ویژگی در نظر گرفت. برای مثال در تصویر ۴-۱۰ LDA بر روی یک نمونه از سیگنال‌های ارقام صفر تا نه یک شخص در ۱۷ اعمال شده است.



شکل ۴-۱۰: اعمال LDA بر روی سیگنال‌های مربوط به ارقام شخص اول در کانال ۱۷

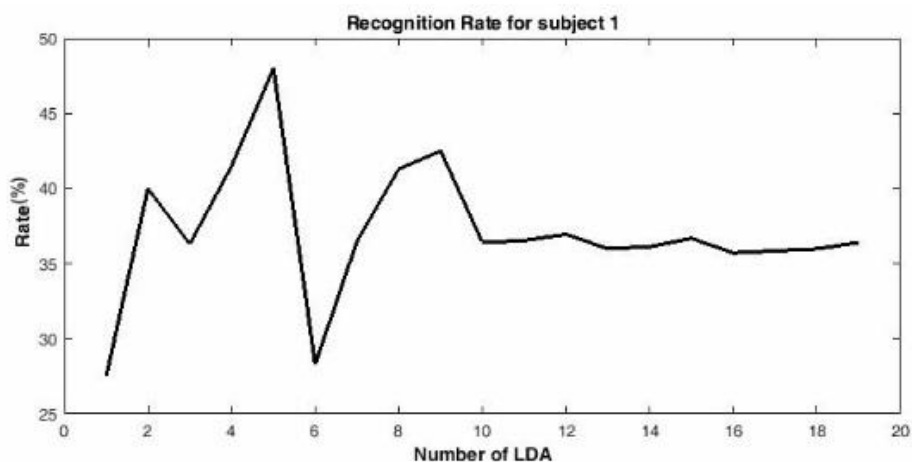
همان‌طور که در تصویر ۴-۱۰ دیده می‌شود تا حد خوبی می‌توان بعضی از ارقام را از هم تفکیک و شناسایی کرد. اما بعضی از ارقام مانند ۱، ۵، و ۷ هم پوشانی دارند و تفکیک آن‌ها از هم کمی دشوار است. البته این شرایط برای بعضی از کانال‌ها بهتر و برای بعضی دیگر بدتر می‌شود. برای الکترودهایی که بر روی پیشانی سر قرار گرفته‌اند تفکیک ارقام کمی دشوارتر می‌شود. طبق تصویر ۴-۱۱ فقط ارقام ۵ و ۸ قابل شناسایی و تفکیک هستند.



شکل ۴-۱۱: اعمال LDA بر روی سیگنال‌های مربوط به ارقام شخص اول در کانال ۱

تفکیک سایر ارقام از هم با استفاده از الکتروود FP1 به تنهایی امکان پذیر نیست. در نتیجه نمی توان از الکتروودهای پیشانی (FP1 و FP2) به تنهایی جهت شناسایی ارقام استفاده کرد. اگرچه ممکن است یک یا چند رقم را به خوبی تفکیک کنند. طبق ارزیابی های انجام شده هر کانال نتایج متفاوتی دارد و باید ترکیب های متفاوت از کانال های مختلف را به طبقه بند داد تا مشخص شود چه ترکیبی بیشترین بازده را از این روش دارد.

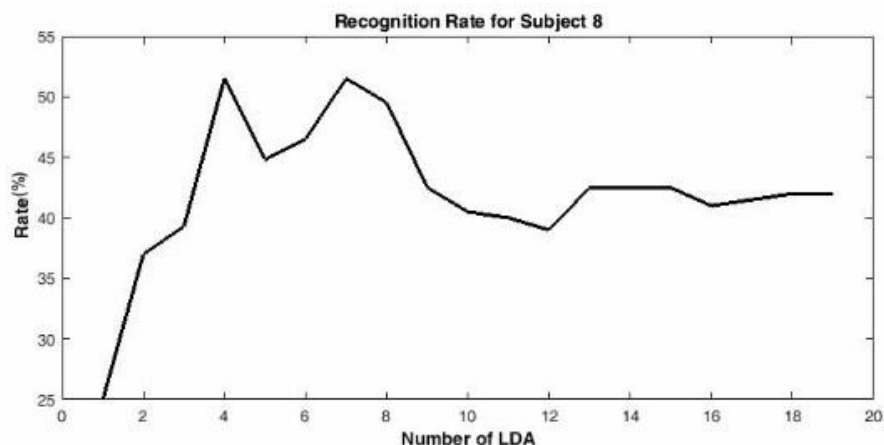
همان طور که قبلا اشاره شد می توان تعداد LDA خروجی را مشخص کرد و بعد آن را به طبقه بند داد و تاثیر تعداد خروجی های LDA در شناسایی ارقام را بررسی کرد. در نمودار زیر سیگنال های مربوط به یک شخص با استفاده از تحلیل تفکیک کننده خطی استخراج ویژگی شده است و سپس بعد از مقیاس گذاری به طبقه بند داده شده است و نرخ شناسایی ارقام به دست آمده است. ۷۰ درصد داده برای آموزش و ۳۰ درصد باقیمانده برای آزمایش در نظر گرفته شده اند. در آموزش از داده های همه اشخاص استفاده شده است. در تصویر ۴-۱۲ متوسط نرخ بازشناسی ارقام بر حسب تعداد ویژگی های LDA از تمام کانال های شخص اول آورده شده است.



شکل ۴-۱۲: نمودار متوسط نرخ شناسایی ارقام بر حسب تعداد ویژگی های LDA از تمام کانال ها برای شخص اول

در تصویر بالا قابل مشاهده است که رابطه منطقی بین تعداد ویژگی های LDA و نرخ شناسایی نمی توان یافت. به عبارتی دیگر نمی توان این فرض را داشت که با افزایش تعداد LDA نرخ شناسایی هم افزایش یابد. علاوه بر آن انتخاب تعداد ویژگی های LDA هم باید بررسی شود. به این دلیل که انتخاب تعداد ویژگی بر روی نرخ شناسایی هر شخص تاثیر می گذارد، پس در نتیجه تعداد ویژگی ها طوری باید انتخاب شود که میانگین نرخ شناسایی ارقام آن برای تمام اشخاص بیشترین مقدار شود.

در تصویر ۴-۱۳ نمودار نرخ شناسایی بر حسب تعداد ویژگی‌های LDA از تمام کانال‌های شخص هشتم نشان داده شده است.



شکل ۴-۱۳: نمودار متوسط نرخ شناسایی ارقام بر حسب تعداد ویژگی‌های LDA از تمام کانال‌ها برای شخص هشتم

۴_۳_۲ چگالی طیفی توان

به این منظور از چگالی طیفی توان برای استخراج ویژگی‌ها استفاده می‌شود که نحوه توزیع توان در فرکانس‌های مختلف به دست آید. در تجزیه و تحلیل سیگنال‌های EEG بیشترین اطلاعات در محتوای فرکانسی سیگنال‌ها قرار دارد. این اطلاعات که به عنوان اطلاعات زیست پزشکی^۱ شناخته می‌شوند، با زمان تغییر می‌کنند [۲۷]. بنابراین می‌توان انتظار داشت تحلیل در حوزه‌ی فرکانس نسبت به حوزه‌ی زمان نتایج بهتری برای شناسایی ارقام فراهم کند.

تجزیه و تحلیل PSD، چگالی توان را بر حسب فرکانس توصیف می‌کند که توزیع این توان با توجه به وضعیت فیزیولوژیکی^۲ و روانی^۳ فرد تغییر می‌کند. با استفاده از PSD بیشترین توان و فرکانس متناظر با آن در باند بتا (۱۳-۳۰ Hz) به عنوان ویژگی استخراج شده‌اند. به دلیل اینکه بیشترین فعالیت یک انسان هشیار که کار فکری انجام می‌دهد در باند بتا است، جهت استخراج ویژگی از این باند استفاده شده است. برای انتخاب بازه‌ی فرکانسی ۱۳-۳۰ هرگز از فیلتر میان‌گذر FIR با پنجره‌ی همینگ^۴ که دارای فاز خطی است، استفاده شده است.

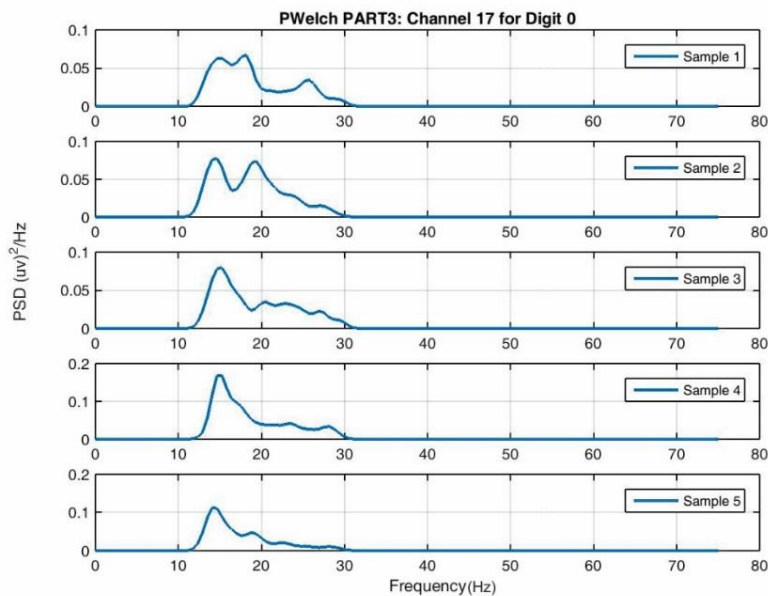
^۱ Biomedical

^۲ Physiological

^۳ Psychological

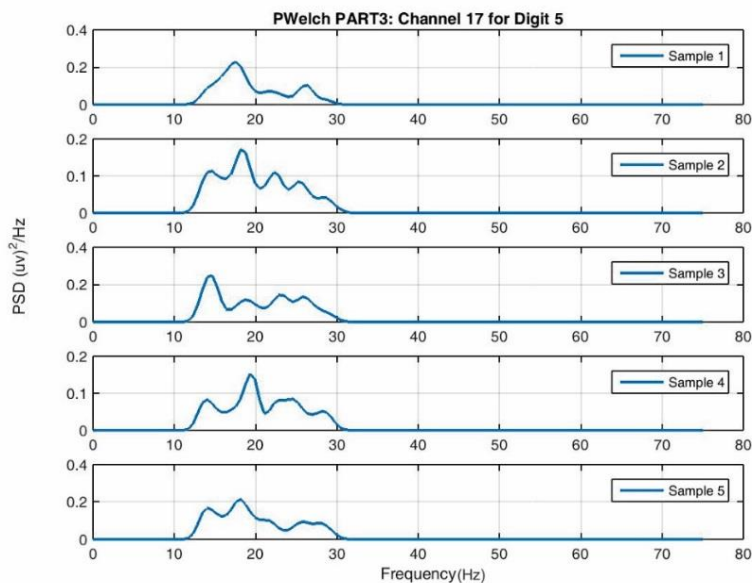
^۴ Hamming window

برای مثال تصویر ۴-۱۴ چگالی طیفی توان مربوط به رقم صفر از کانال ۱۷ در بازه فرکانسی ۱۳-۳۰ Hz را نشان می‌دهد. همان‌طور که در تصویر دیده می‌شود اکثر قله‌ها تقریباً در یک فرکانس اتفاق افتاده‌اند.



شکل ۴-۱۴: تبدیل PSD باند بتا ۵ نمونه از رقم صفر در کانال ۱۷

تصویر ۴-۱۵ چگالی طیفی توان مربوط به رقم ۵ از کانال ۱۷ را در بازه فرکانسی ۱۳-۳۰ Hz نشان می‌دهد. طبق تصویر اکثر قله‌ها تقریباً در یک فرکانس اتفاق افتاده‌اند.



شکل ۴-۱۵: تبدیل PSD باند بتا ۵ نمونه از رقم پنج در کانال ۱۷

۳_۳_۴ تبدیل موجک

تبدیل موجک روشی است که سیگنال اصلی را به سیگنال‌هایی با باندهای فرکانسی مختلف، تجزیه می‌کند. در این تبدیل سیگنال در حوزه فرکانس به دو سیگنال تقریب و جزییات تقسیم می‌شود. قسمت جزییات شامل فرکانس‌های بالا و قسمت تقریب شامل فرکانس‌های پایین است. در استخراج ویژگی به روش تبدیل موجک از ویژگی‌های حداکثر و حداقل مقدار، انحراف معیار، میانگین و کجی^۱ استفاده شده‌است. در این تحقیق تابع دابشیز^{۲۴} به عنوان تابع هسته در نظر گرفته شده‌است.

سیگنال‌های EEG به چهار سطح جزییات D1-D4 و یک تقریب نهایی A4 تجزیه شدند. سپس بر روی هر یک از سیگنال‌ها ویژگی‌های مطرح شده استخراج شد. با در نظر گرفتن ۱۹ کانال برای هر تصویر و ۲۵ ویژگی استخراج شده برای هر کانال در مجموع ۴۷۵ ویژگی برای هر تصویر استخراج شده‌است. سپس ویژگی‌های استخراج شده جهت دسته‌بندی به طبقه بند داده شدند.

۴-۴ ماشین بردار پشتیبان (SVM)

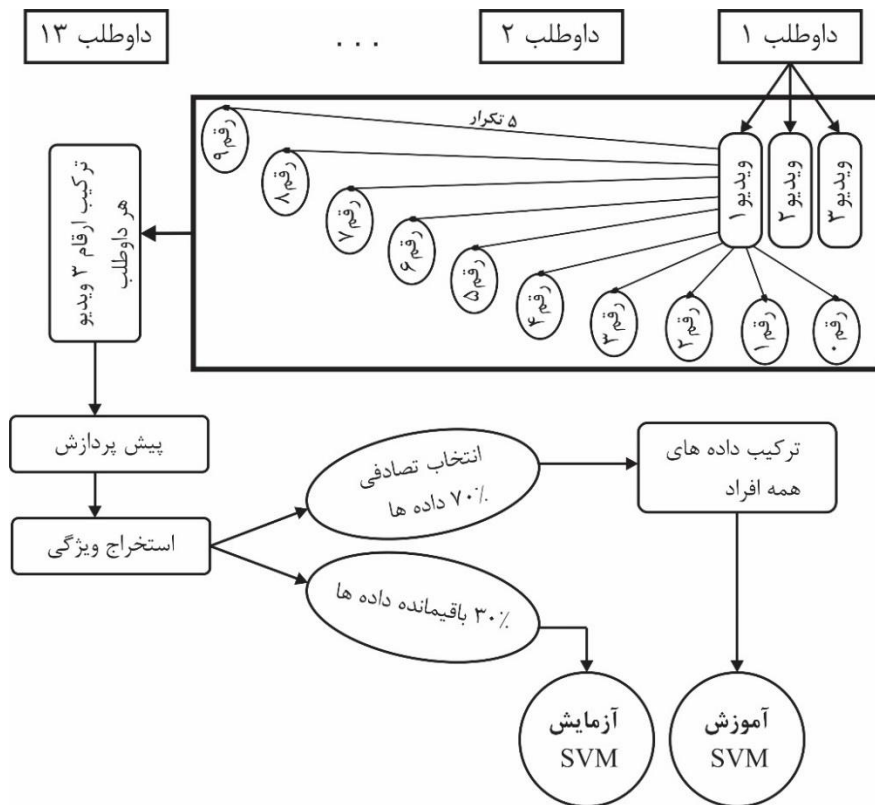
SVM یکی از روش‌های یادگیری با نظارت است که برای طبقه‌بندی داده‌ها استفاده می‌شود. الگوریتم SVM، جز الگوریتم‌های تشخیص الگو دسته‌بندی می‌شود. از این الگوریتم در هر جایی که نیاز به تشخیص الگو یا دسته‌بندی اشیا در کلاس‌های خاص باشد می‌توان استفاده کرد. SVM در سال‌های اخیر کارایی خوبی نسبت به روش‌های قدیمی‌تر طبقه‌بندی از جمله شبکه‌های عصبی پرسپترون نشان داده‌است. مبنای کاری طبقه‌بند SVM دسته‌بندی خطی داده‌ها است و در تقسیم خطی داده‌ها سعی می‌کند خطی را انتخاب کند که حاشیه اطمینان بیشتری داشته باشد. در SVM از توابع هسته‌ای^۳ مختلفی از جمله هسته‌های خطی، نمایی، چندجمله‌ای و سیگموئید می‌توان استفاده نمود.

طبقه‌بند SVM برای دسته‌بندی داده‌ها نیاز به آموزش دارد. جهت آموزش این طبقه‌بند از ۷۰ درصد داده‌های هر فرد استفاده شده‌است که این ۷۰ درصد داده‌ها به صورت تصادفی انتخاب شده‌اند. در بلوک دیاگرام که در شکل ۴-۱۶ آورده شده مراحل انتخاب داده و آموزش طبقه‌بند قابل مشاهده است.

^۱ Skewness

^۲ Daubechies4

^۳ kernel function



شکل ۴-۱۶: بلوک دیاگرام روش پیشنهادی با استفاده از طبقه‌بند SVM

همان‌طور که در تصویر بالا مشاهده می‌شود جهت آموزش SVM از ۷۰ درصد داده‌های تمام افراد استفاده شده‌است.

۵-۴ نتیجه‌گیری

در این فصل نحوه‌ی دریافت سیگنال‌های مغزی و پیش‌پردازش‌های لازم جهت حذف نویزها و آرتیفکت‌ها به تفصیل بیان شد. سپس به مبحث استخراج ویژگی و روش‌های استفاده شده در این تحقیق پرداخته شد. در نهایت هم طبقه‌بند استفاده شده معرفی شد و مورد بررسی قرار گرفت.

فصل ۵: نتایج و نتیجه‌سازی

۱-۵ مقدمه

جهت آزمایش مطرح شده نیاز به یک پایگاه داده معتبر است تا بتوان روش‌های تجزیه و تحلیل داده‌ها را مورد ارزیابی قرار داد. با توجه به اینکه برای ارقام فارسی و انگلیسی پایگاه داده‌ای وجود نداشت، تصمیم گرفته شد که پایگاه داده‌ای برای ارقام فارسی تهیه شود. در نتیجه در آزمایشگاه پردازش سیگنال دانشگاه صنعتی شاهرود این پایگاه داده تهیه شد. البته لازم به ذکر است چند ماه پس از تهیه پایگاه داده ارقام فارسی برای ارقام انگلیسی پایگاه داده‌ای بر روی اینترنت قرار داده شد^۱. در این فصل نحوه ایجاد پایگاه داده و نتایج حاصل از تحلیل آن ارایه خواهد شد.

۲-۵ پایگاه داده

دامنه سیگنال‌های EEG کمتر از ۱۰۰ میکرو ولت و فرکانس آن‌ها کمتر از ۱۰۰ هرتز است. به دلیل دامنه کم سیگنال‌ها و وجود نویزهای فراوان، اندازه‌گیری این سیگنال‌ها از اندازه‌گیری سایر سیگنال‌های حیاتی مانند سیگنال‌های قلبی و ماهیچه‌ای سخت‌تر است. به همین دلیل معمولاً جهت دریافت سیگنال با کیفیت بهتر از روش‌های تهاجمی که به وسیله‌ی جراحی الکترودها را بین پوست سر و جمجمه قرار می‌دهد، استفاده می‌کنند. اما این کار شامل خطراتی هست که به آسانی امکان پذیر نیست. این پایگاه داده به روش غیر تهاجمی ایجاد شده‌است. مواردی که هنگام ضبط سیگنال‌های مغزی مهم است، در ادامه آورده شده‌است.

۱- افراد هنگام ضبط سیگنال‌ها باید احساس آرامش و امنیت کنند تا سیگنال‌ها به صورت طبیعی و صحیح ثبت شوند.

۲- فعالیت وسایل الکتریکی و الکترونیکی به خصوص لامپ‌های فلورسنت و موتورهای الکتریکی در نزدیکی دستگاه ضبط سیگنال نامطلوب است.

۳- حرکت اعضای بدن مانند پلک زدن، فشار دادن دندان‌ها و حرکت صورت و ... باعث اعوجاج در شکل سیگنال‌ها می‌شود.

۴- به انتخاب صحیح الکترودها و جایگذاری مناسب آن‌ها دقت شود.

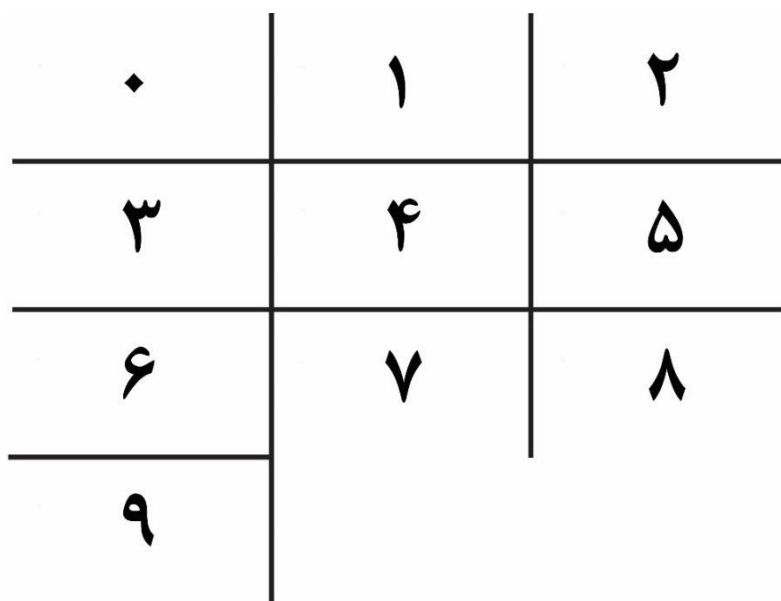
۵- امپدانس تماسی الکترودها مناسب باشد.

۶- از جابه‌جایی الکترودها بر روی سر هنگام ضبط سیگنال جلوگیری شود.

۷- شخص به اندازه‌ی کافی استراحت کرده باشد و دچار خستگی و مشغله‌ی فکری نباشد.

۵_۲_۱ ایجاد پایگاه داده

در این آزمایش ارقام صفر تا نه با فونت B Nazanin با رنگ مشکی و زمینه سفید به صورت Bold و با اندازه ۶۰۰ پیکسل ساخته شده‌اند. ابتدا تصویری از این اعداد با فرمت jpg و اندازه ۱۰۸۰*۱۹۲۰ ساخته شدند. در شکل ۱-۵ تصاویر ارقام فارسی که در آزمایش استفاده شده‌است، قابل مشاهده است.



شکل ۱-۵: تصویر ارقام استفاده شده در آزمایش

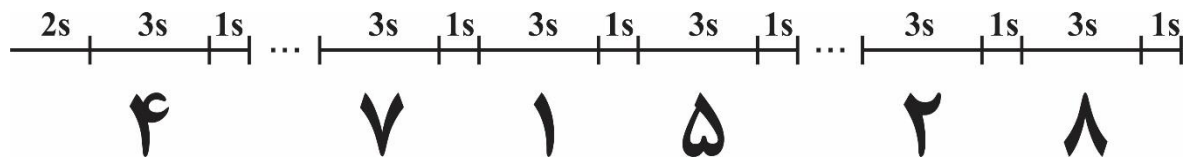
سپس تصاویر ارقام توسط نرم افزار Proshow Gold به صورت فیلم درآمده است. در این فیلم بین هر دو رقم متوالی یک صفحه سفید وجود دارد. در جدول ۱-۵ می‌توان مدت زمان نمایش ارقام و صفحه سفید را مشاهده کرد.

جدول ۱-۵: مدت زمان نمایش ارقام و صفحه سفید

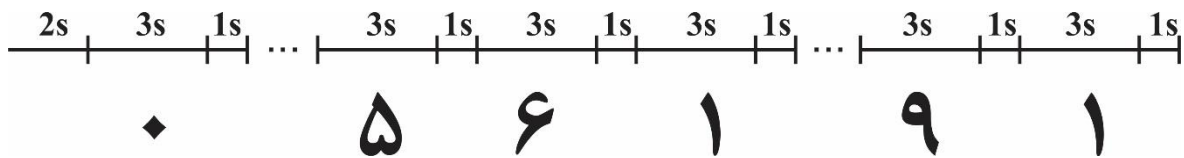
مدت زمان نمایش ارقام	مدت زمان نمایش صفحه سفید	
۳ ثانیه	۱ ثانیه	آزمایش انجام شده

این آزمایش در سه روز متفاوت بر روی هر فرد انجام شده‌است. برای این آزمایش سه سری ویدئو ساخته شده‌است که در هر یک از این ویدئوها ارقام ۰ تا ۹ به صورت تصادفی با تکرار ۵ آورده شده‌اند، در نتیجه در هر فیلم ۵۰ رقم به نمایش درمی‌آید و در نهایت ۱۵۰ تصویر از ارقام در سه

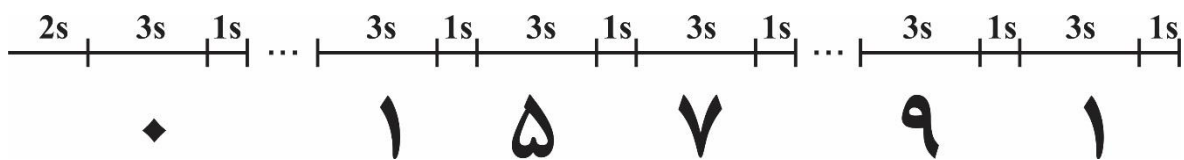
سری از ویدئوها به داوطلبین نشان داده شده است. ۷۰٪ کل داده‌ها برای آموزش و ۳۰٪ داده‌های باقیمانده برای آزمایش در نظر گرفته شده است. ارقام به صورت تصادفی به نمایش در می‌آیند، بنابراین داوطلب هیچ ذهنیتی از رقم بعدی ندارد و زمانی که تصویر هر رقم را می‌بیند، فقط روی آن رقم متمرکز می‌شود. برای مثال در شکل ۲-۵، ۵-۳، ۵-۲، ۴-۵ بخشی از ارقام سه فیلم از این آزمایش قابل مشاهده است.



شکل ۲-۵: بخشی از ارقام به نمایش درآمده در ویدئو ۱



شکل ۳-۵: بخشی از ارقام به نمایش درآمده در ویدئو ۲



شکل ۴-۵: بخشی از ارقام به نمایش درآمده در ویدئو ۳

طبق تصاویر بالا در هر یک از ویدئوها ۲ ثانیه ابتدایی صفحه سفید نشان داده می‌شود تا افراد فرصت تمرکز بر روی اولین رقم را داشته باشند. با توجه به این که فرکانس نمونه برداری ۱۵۰ هرتز و مدت زمان نمایش هر رقم ۳ ثانیه است در نتیجه ۴۵۰ نمونه برای هر تصویر در هر کانال وجود دارد. برای جمع‌آوری داده‌ها از ۱۳ نفر در بازه‌ی سنی ۲۰-۲۵ سال استفاده شده است. این افراد هیچ مشکلی در برقراری ارتباط و هیچ‌گونه اختلال ذهنی نداشتند. همچنین مشکل بینایی نیز نداشتند. آزمایش در یک اتاق آرام و ساکت انجام شده است. این افراد بر روی یک صندلی راحت روبه‌روی یک صفحه نمایشگر قرار گرفته‌اند. همه‌ی آن‌ها با سواد بوده و با ارقام و اعداد آشنایی کامل داشتند. انسان توانایی فوق‌العاده‌ای در انجام کارها به صورت همزمان و موازی دارد. بنابراین به آن‌ها گفته شده است که به ارقام نمایش داده شده بر روی صفحه نمایشگر فکر و بر روی آن تمرکز کنند.

به هر یک از این افراد همه ۳ ویدئو نشان داده شده است. جهت آشنایی افراد شرکت کننده در آزمایش، قبل از شروع آزمایش قسمتی از فیلم نمایش داده می شد. پنج دقیقه قبل از شروع نمونه-گیری کلاه مخصوص الکترودها روی سر قرار داده می شد. همه‌ی این کارها به این جهت انجام شده است که شخص به آرامش برسد و استرس نداشته باشد که در نتیجه بتوان سیگنال دقیق تری از عملکرد مغز به دست آورد.

سیستم های BCI کارآمد نیاز به ضبط سیگنال EEG با کیفیت بالا دارند. در ضبط استاندارد سیگنال های EEG از الکترودهای مرطوب و ژل رسانای مخصوص استفاده می شود تا اتصال الکترودها با پوست سر به خوبی انجام شود [۵۳]. به همین منظور برای عملکرد بهتر الکترودها و دریافت سیگنال با نویز کمتر، الکترودها به مدت ۲۰ دقیقه قبل از شروع آزمایش در آب نگه داری می شدند. همچنین برای اتصال بهتر الکترودها از ژل مخصوص استفاده شده است. اگرچه الکترودهای مرطوب شرایط عالی را در ضبط سیگنال های EEG فراهم می کنند اما در استفاده دراز مدت در طول روز به علت از دست دادن رطوبت کاراییشان کمتر می شود. اگر تراکم الکترودها بیش از حد باشد، ممکن است دو یا چند الکترودها به هم وصل شوند.

جهت ثبت سیگنال های EEG، از دستگاه SD-UC24 محصول شرکت شعله دانش استفاده شده است. این دستگاه دارای فرکانس نمونه برداری ۱۵۰ هرتز است. سیگنال های مغزی از طریق ۲۱ الکترودها (بدون در نظر گرفتن ۳ الکترودها زمین) که بر روی پوست سر قرار می گیرد، اندازه گیری شده اند. در تصویر ۵-۵ نمایی از دستگاه SD-UC24 آورده شده است.



شکل ۵-۵: تصویر دستگاه SD-UC24

الکترودها روی سر بر اساس استاندارد بین المللی ۱۰-۲۰ جایگذاری شده اند. مرجع الکترودها نرمی گوش قرار داده شده است. در تصویر ۵-۶ عکس یکی از شرکت کنندگان در آزمایش هنگامی که الکترودها بر روی سر آن قرار داده شده اند، آورده شده است.



شکل ۶-۵: تصویر یکی از شرکت‌کنندگان در آزمایش هنگام ضبط سیگنال EEG

برای بررسی جایگذاری درست الکترودها از کش ۱۰ اینچی استفاده شده است که بر روی آن در فواصل ۱۰ درصد و ۲۰ درصد کل فاصله علامت گذاری شده است. در شکل ۷-۵ نحوه علامت گذاری کش جهت بررسی درست مکان الکترودها بر روی سر دیده می‌شود.

10%	20%	20%	20%	20%	10%
-----	-----	-----	-----	-----	-----

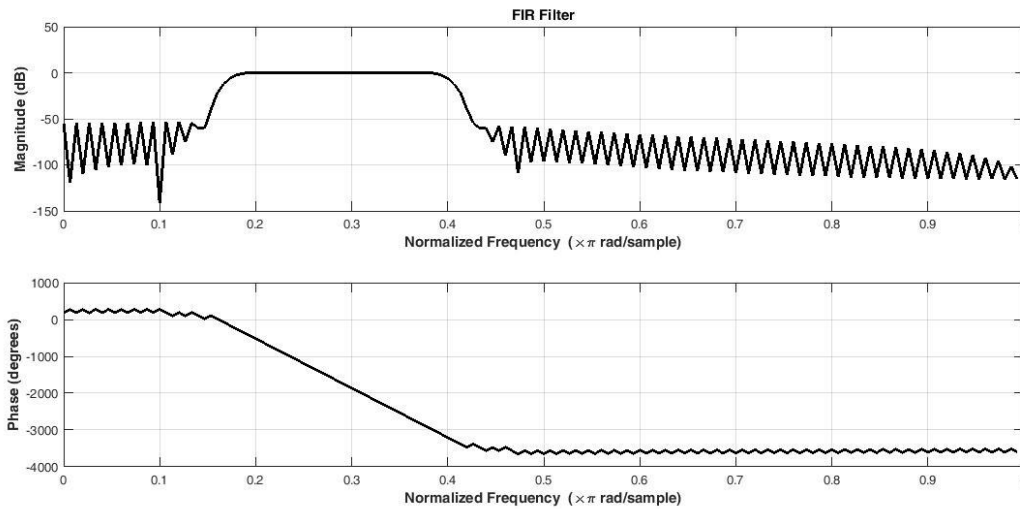
شکل ۷-۵: نحوه علامت گذاری کش جهت بررسی درست مکان الکترودها بر روی سر

۳-۵ نتایج تحلیل پایگاه داده

۱-۳-۵ پیش پردازش

هرچند تلاش شده بود تا جهت کاهش نویز محیط و ضبط سیگنال‌های بهتر تمامی شرایطی که نیاز بود رعایت شود، اما جلوگیری از بعضی از نویزهای ناخواسته انکار ناپذیر بوده است که از جمله می‌توان به عواملی مانند قرار گرفتن موی سر در زیر الکترودها، حرکت سر و گردن شخص و در نتیجه حرکت سیم‌های رابط بین الکترودها و دستگاه و پلک زدن داوطلب اشاره کرد. برای حذف این عوامل نا-خواسته و افزایش نسبت سیگنال به نویز، پیش‌پردازش‌هایی که در فصل قبل اشاره شد، استفاده شده است.

همچنین در استخراج ویژگی به روش PSD نیاز به یک فیلتر میان‌گذر جهت جدا کردن باند بتا بوده‌است که از فیلتر میان‌گذر FIR با درجه ۱۴۹ و فرکانس قطع پایین ۱۳Hz و فرکانس قطع بالای ۳۰ Hz استفاده شده‌است. در تصویر ۵-۸ مشخصات این فیلتر قابل مشاهده است.



شکل ۵-۸: فیلتر میان‌گذر FIR جهت جداسازی باند بتا

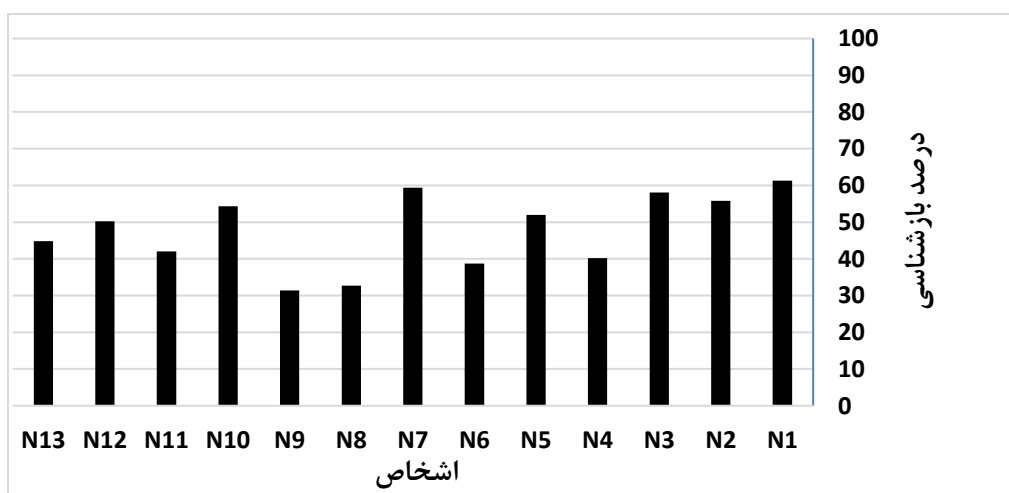
۵-۴ استخراج ویژگی

پس از پیش‌پردازش، نیاز به استخراج ویژگی جهت شناسایی ارقام است. همان‌طور که در این فصل اشاره شد، در این پایگاه داده هر نفر در هر ویدیو ۵۰ تصویر از ارقام صفر تا نه و در مجموع ۱۵۰ تصویر از ارقام را در سه ویدیو دیده است. با توجه به اینکه نرخ نمونه‌برداری دستگاه ۱۵۰Hz است و مدت زمان نمایش هر رقم ۳ ثانیه بوده‌است، در نتیجه برای هر تصویر از یک رقم $450 (3s \times 150Hz)$ نمونه برای هر کانال وجود دارد. به عبارت دیگر اگر اطلاعات هر کانال در یک سطر از یک ماتریس قرار داده شود، این ماتریس شامل ۱۹ سطر و ۴۵۰ ستون خواهد بود. در این تحقیق تلاش شده‌است تا روش‌های موجود در مقالات [۲۶, ۲۷] مورد ارزیابی قرار گیرد. به همین جهت در ابتدا به بررسی روش‌های استخراج ویژگی LDA، PSD و DWT پرداخته می‌شود، سپس ویژگی‌های استخراج شده به طبقه‌بند SVM داده می‌شود.

۵_۴_۱ استخراج ویژگی به روش LDA

در این روش از تمام ۱۹ کانال‌ها جهت استخراج ویژگی استفاده شده‌است. ترتیب انجام کارها به این صورت بوده‌است که ابتدا اطلاعات مربوط به هر رقم از هر ویدیو استخراج می‌شود و سپس اطلاعات مربوط به هر شخص با هم ترکیب و بر روی هر کانال مقیاس‌گذاری انجام می‌شود. در ادامه داده‌های هم‌پایه اشخاص با هم ترکیب می‌شود. پس از ترکیب داده‌ها، ۷۰ درصد کل داده‌ها به صورت تصادفی جدا می‌شود و بر روی آن‌ها LDA اعمال می‌شود. ۳۰ درصد داده‌های باقیمانده نیز به صورت جدا بر LDA

روی آن‌ها اعمال می‌شود. در آموزش طبقه‌بند SVM از ۷۰ درصد داده‌ها و برای آزمایش از ۳۰ درصد بقیه آن‌ها استفاده شده‌است. نمودار ۵-۹ نتایج بررسی بر روی ۱۳ شخص را به روش LDA نشان می‌دهد.

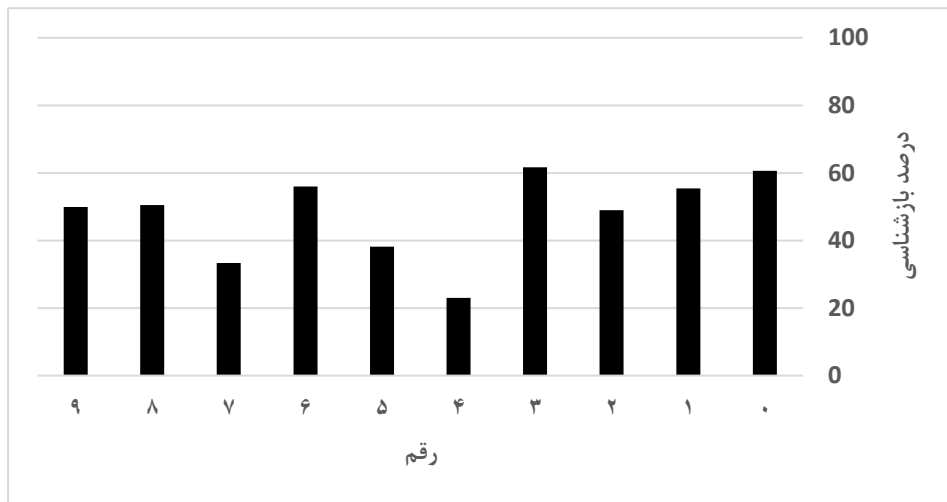


شکل ۵-۹: میانگین درصد بازشناسی با استفاده از استخراج ویژگی به روش LDA برای اشخاص

میانگین درصد بازشناسی به روش LDA برای تمامی اشخاص ۴۷/۷۶ درصد و مقدار انحراف معیار برابر ۱۰/۱۳ است. جدول ۵-۲ و نمودار ۵-۱۰ میانگین درصد بازشناسی را برای هر یک از ارقام با استفاده از استخراج ویژگی به روش LDA نشان می‌دهند.

جدول ۵-۲: متوسط درصد بازشناسی هر رقم به روش LDA

رقم	۰	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹
درصد بازشناسی	۶۰/۶	۵۵/۴	۴۹	۶۱/۷	۲۳	۳۸/۲	۵۶	۳۳/۳	۵۰/۵	۴۹/۹

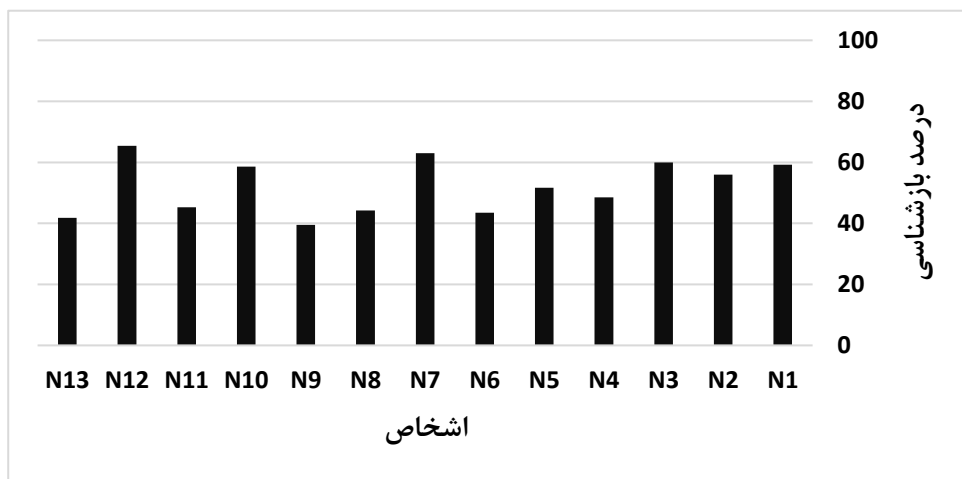


شکل ۵-۱۰: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم به روش LDA

طبق نتایج به دست آمده رقم ۴ کمترین درصد و رقم ۳ بیشترین درصد بازشناسی را از این روش داشته است.

۵_۴_۲ استخراج ویژگی به روش PSD

در این روش از ۱۹ کانال استفاده شده است. به دلیل اینکه برای تحلیل این کانالها نیاز به باند بتا (۳۰-۱۳ Hz) بود، با استفاده از فیلتر میان گذر FIR با درجه ۱۴۹ این بازه‌ی فرکانسی جدا شد. جهت استخراج ویژگی به روش PSD ابتدا داده‌های کانال‌های مربوط به هر تصویر نشان داده شده به هر شخص جدا شد. سپس با استفاده از فیلتر کردن، باند بتا به دست آمد و بر روی این باند تحلیل چگالی طیفی توان انجام شد و مقدار قله و فرکانس متناظر با آن به عنوان ویژگی استخراج شد. در نهایت هم این ویژگی‌ها به طبقه‌بند SVM داده شد. نمودار ۵-۱۰ نتایج بررسی بر روی ۱۳ شخص را با استفاده از این روش نشان می‌دهد.

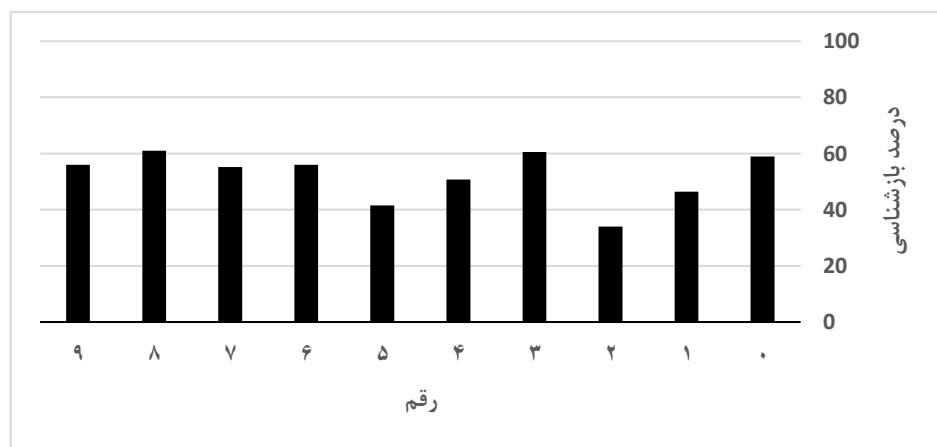


شکل ۵-۱۱: میانگین درصد بازشناسی با استفاده از استخراج ویژگی به روش PSD برای اشخاص

میانگین درصد بازشناسی به روش PSD برای تمامی اشخاص ۵۲/۰۵ درصد و میزان انحراف معیار آن برابر ۸/۷۸ است. این روش در مقایسه با LDA عملکرد بهتری داشته است هم درصد بازشناسی بالاتر و هم انحراف معیار کمتری داشته است اما هنوز نمی‌توان نتایج به‌دست آمده را مطلوب دانست. در جدول و تصویر زیر درصد بازشناسی هر رقم با استفاده از تحلیل چگالی طیفی به تفکیک آورده شده‌است.

جدول ۳-۵: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم با استفاده از روش PSD

رقم	۰	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹
درصد بازشناسی	۵۹	۴۶/۴	۳۴	۶۰/۶	۵۰/۸	۴۱/۵	۵۶	۵۵/۲	۶۱	۵۶



شکل ۳-۵: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم به روش PSD

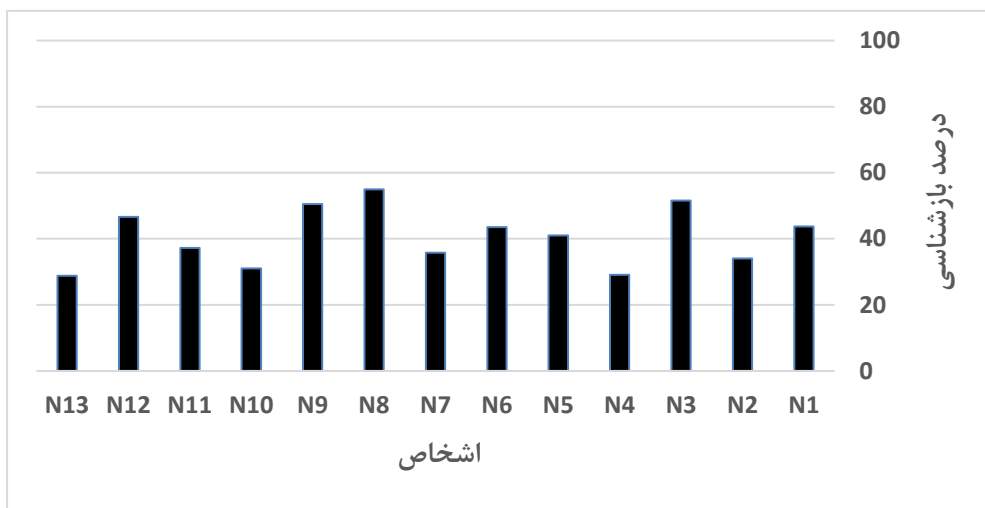
طبق نتایج به‌دست آمده بیشترین درصد بازشناسی مربوط به رقم ۸ و کمترین درصد بازشناسی مربوط به رقم ۲ است. در مقایسه با روش LDA مشاهده می‌شود که ارقامی که بیشترین و کمترین درصد بازشناسی را داشتند، تغییر کردند.

۵_۴_۳ استخراج ویژگی به روش DWT

روش دیگری که در استخراج ویژگی از آن استفاده شد، تبدیل موجک بود. این تبدیل بر روی ۱۹ کانال و تمام باندهای فرکانسی اعمال شد. به این صورت که بعد از پیش پردازش‌های لازم و حذف

نویزها و آرتیفکت‌ها، تبدیل موجک بر روی هر یک از ۱۹ کانال اجرا شد. با استفاده از این تبدیل سیگنال به ۴ سطح تجزیه شد. تابع هسته مورد استفاده در این تبدیل دابشیز ۴ است. با در نظر گرفتن ۲۵ ویژگی استخراج شده برای هر کانال و با توجه به این که ۱۹ کانال برای هر تصویر وجود دارد، در مجموع ۴۷۵ ویژگی برای هر تصویر به دست آمد.

بعد از استخراج ویژگی، آن ویژگی‌ها به طبقه‌بند داده شدند. همانند سایر روش‌های استخراج ویژگی که در این فصل به آن‌ها اشاره شد تصاویری که برای آموزش و آزمایش انتخاب شدند، تصادفی بودند. از ۷۰٪ داده‌ها جهت آموزش و ۳۰٪ باقیمانده آن‌ها جهت آزمایش استفاده شده است. نمودار ۵-۱۳ میانگین درصد‌های بازشناسی ارقام را برای هر یک از اشخاص نشان می‌دهد.

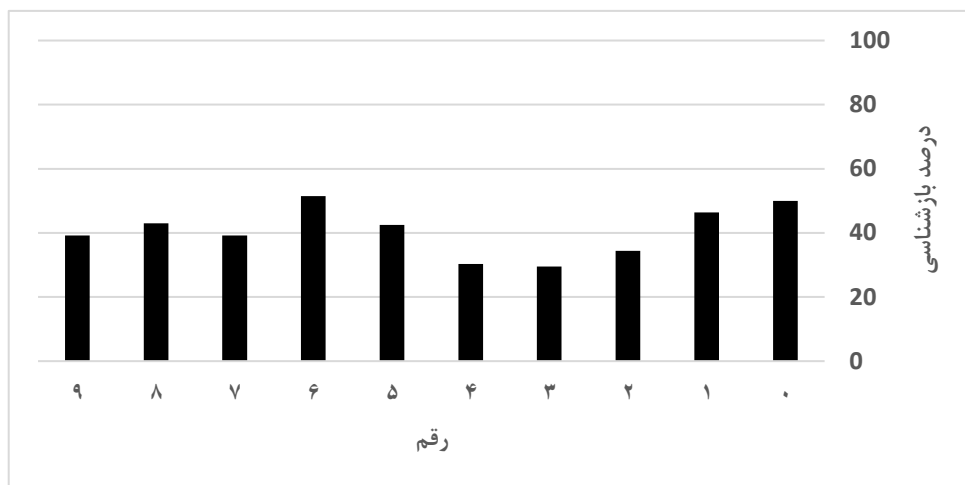


شکل ۵-۱۳: میانگین درصد بازشناسی با استفاده از استخراج ویژگی به روش DWT برای اشخاص

میانگین درصد بازشناسی به روش DWT برای همه‌ی اشخاص ۴۰/۶ درصد و میزان انحراف معیار آن برابر ۸/۷۷ است. جدول ۴-۵ و نمودار ۵-۱۴ میانگین درصد بازشناسی را برای هر یک از ارقام با استفاده از استخراج ویژگی به روش DWT نشان می‌دهد.

جدول ۴-۵: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم با استفاده از روش DWT

رقم	۰	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹
درصد بازشناسی	۵۰	۴۶/۴	۳۴/۴	۲۹/۵	۳۰/۳	۴۲/۵	۵۱/۵	۳۹/۲	۴۳	۳۹/۲



شکل ۵-۱۴: میانگین درصد بازشناسی برای هر رقم به روش DWT

همان طور که قابل مشاهده است، بیشترین و کمترین درصد بازشناسی به ترتیب متعلق به رقم‌های ۶ و ۳ است. روش تبدیل موجک در مقایسه روش‌های LDA و PSD کمترین میزان درصد بازشناسی ارقام را داشته باشد.

۵- نتیجه گیری

اولین قدم برای انجام آزمایشات، ایجاد یک پایگاه داده است که به طور مفصل در ابتدای این فصل در مورد نحوه جمع‌آوری آن توضیح داده شد. سپس روش‌های پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و نتایج حاصل از این روش‌ها بیان شد. طبق نتایج به دست آمده درصد بازشناسی با استفاده از LDA برابر ۴۷/۷۶ و با استفاده از PSD برابر ۵۲/۰۵ شده است. از این درصدهای بازشناسی به دست آمده شاید بتوان به این نتیجه رسید که با استفاده از الکترودهای سطحی و چنین روش‌های استخراج ویژگی نمی‌توان به عمق تفکر اشخاص دست یافت یا برای کاربردهایی مانند این تحقیق نیاز به دستگاه‌های ضبط‌کننده سیگنال با استاندارد روز و دقت بالا و استفاده از روش‌های استخراج ویژگی پیشرفته‌تر و پیچیده‌تر است.

فصل ۶ : نتیجه گیری و پیشنهادات

۱-۶ نتیجه گیری

هدف از این پایان نامه تشخیص و شناسایی ارقام صفر تا نه با استفاده از سیگنال های EEG بود. جهت انجام این کار، در ابتدا نیاز به یک پایگاه داده معتبر وجود داشت. با توجه به عدم وجود پایگاه داده ارقام فارسی، تصمیم گرفته شد که از تعدادی دانشجویان خواسته شود تا برای ضبط سیگنال از آن ها کمک گرفته شود. تهیه پایگاه داده در آزمایشگاه پردازش سیگنال دانشگاه صنعتی شاهرود انجام شد. در تهیه این پایگاه داده که بیش از یک ماه زمان برد، از ۱۳ نفر از داوطلبین آقا استفاده شده است. به طور کل هر رقم ۱۵ مرتبه به آنان نشان داده شد که با توجه به این که ۱۰ رقم وجود داشت، در مجموع ۱۵۰ تصویر به هر نفر نشان داده شد.

پس از تهیه پایگاه داده، پیش پردازش هایی جهت حذف نویز برق شهر و نویزهای دیگر و حذف آرتیفکت های پلک زدن و آرتیفکت های سیگنال های حیاتی دیگر مانند سیگنال های قلبی و ماهیچه ای بر روی داده ها انجام شد. سپس با استفاده از روش های LDA، PSD و DWT به استخراج ویژگی پرداخته شد و در نهایت این ویژگی های استخراج شده به طبقه بند SVM داده شدند.

درصدهای بازشناسی حاصل از طبقه بند SVM برای روش LDA برابر ۴۷/۷۶، برای روش PSD برابر ۵۲/۰۵ و برای روش DWT برابر ۴۰/۶ درصد است که این درصدهای بازشناسی کمتر از آن مقداری است که انتظارش می رفت. هدف نهایی این تحقیق ارائه روشی نوین جهت شناسایی ارقام بوده است اما متأسفانه در شبیه سازی مقالات [۲۶، ۲۷] علی رغم تلاش های فراوان نتوانستیم به نتایج آن مقالات نزدیک شویم، هر چند در انجام این کار زمانی نزدیک به ۱۰ ماه و هزینه های زیادی صرف شد. در جدول ۱-۶ مقایسه بین نتایج به دست آمده از این تحقیق و مقالات دیگر آورده شده است.

جدول ۱-۶: مقایسه نتایج کارهای انجام شده با نتایج این پایان نامه

مقالات	نتایج این پایان نامه			[۲۶]			[۲۷]	
دستگاه ضبط کننده سیگنال های مغزی	SD-UC24 محصول شرکت شعله دانش			RMS ^۱			Biopac	
تعداد شرکت کنندگان در آزمایش	۱۳ نفر - آقا			۶ نفر - آقا			؟	
تعداد کانال ها	۱۹	۱۹	۱۹	۱۹	-	-	(T6) ۱	(T6) ۱
روش های استخراج ویژگی	LDA	PSD	DWT	LDA	-	-	PSD	DWT

طبقه‌بند	SVM			SVM			SVM		
	۴۷/۷۶	۵۲/۰۵	۴۰/۶	۷۰/۹۳	-	-	-	۹۳/۷۵	۸۹/۴۷
درصدهای بازشناسی									

در آزمایشات انجام شده نه تنها از کانال T6 بلکه از تک تک کانال‌ها در همه‌ی روش‌های استخراج ویژگی استفاده شد که نتیجه‌ای در برنداشت و ارقام قابل شناسایی نبودند. به همین دلیل از تمام کانال‌ها استفاده شد و همین نتایج که بیشترین درصد بازشناسی را داشت، گزارش شده‌است.

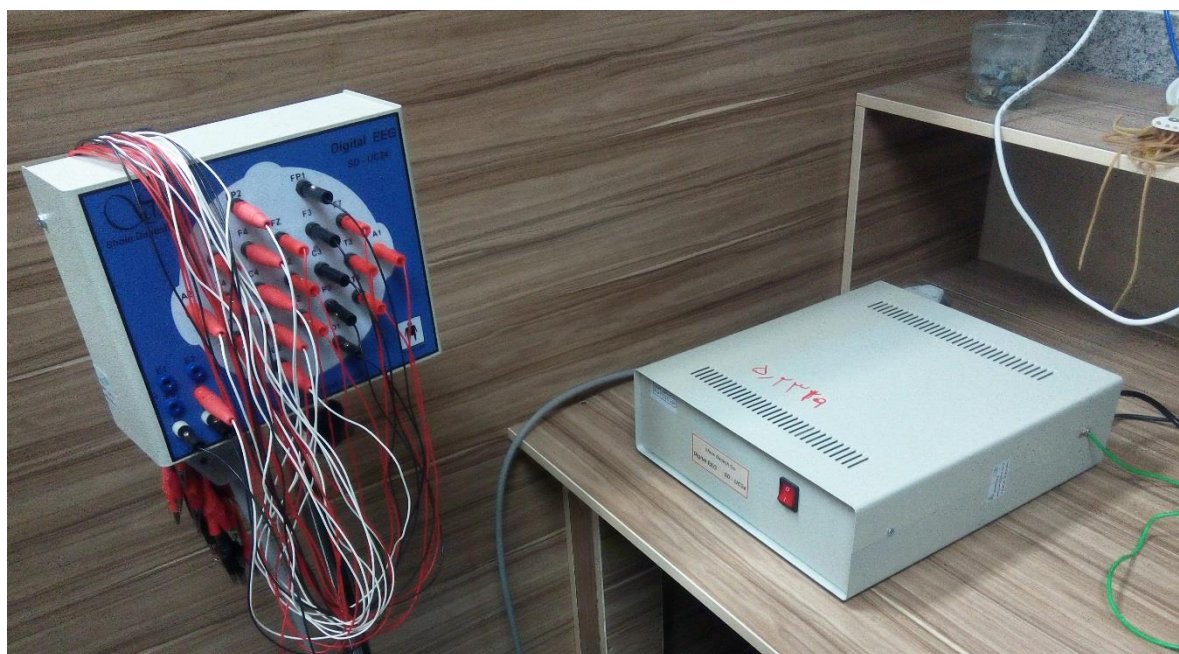
۶-۲ پیشنهادهایی برای کارهای آینده

- ❖ برای شروع و سادگی می‌توان با دو کلاس شروع کرد و دو تصویر کاملا متفاوت را به اشخاص نشان داد مثلا یک صفحه سفید در مقابل یک صفحه سیاه یا یک تصویر رنگی در مقابل یک تصویر سیاه‌سفید، اگر درصد بازشناسی خوبی نتیجه داد آن وقت می‌توان تعداد کلاس‌ها را افزایش داد.
- ❖ به جای استفاده از چندین نفر در ایجاد پایگاه داده ارقام از یک نفر استفاده شود، با این کار نحوه ایجاد پایگاه داده به ساده‌ترین شکل تغییر می‌کند و بسیاری از موارد که ممکن است در اشخاص مختلف متفاوت باشد، حذف می‌شود.
- ❖ داده‌های زیادی جمع‌آوری شود تا بتوان آن‌ها را در شبکه‌های عصبی مخصوصا شبکه‌های عصبی عمیق استفاده کرد.
- ❖ در تهیه پایگاه داده ارقام بهتر است از دستگاه‌های استاندارد که معمولا در تحقیقات مراکز تحقیقاتی معتبر به کار می‌رود، استفاده شود.

پوست ۱ : دستگاہ SD_UC24

۱-۱: دستگاه ضبط سیگنال مغزی

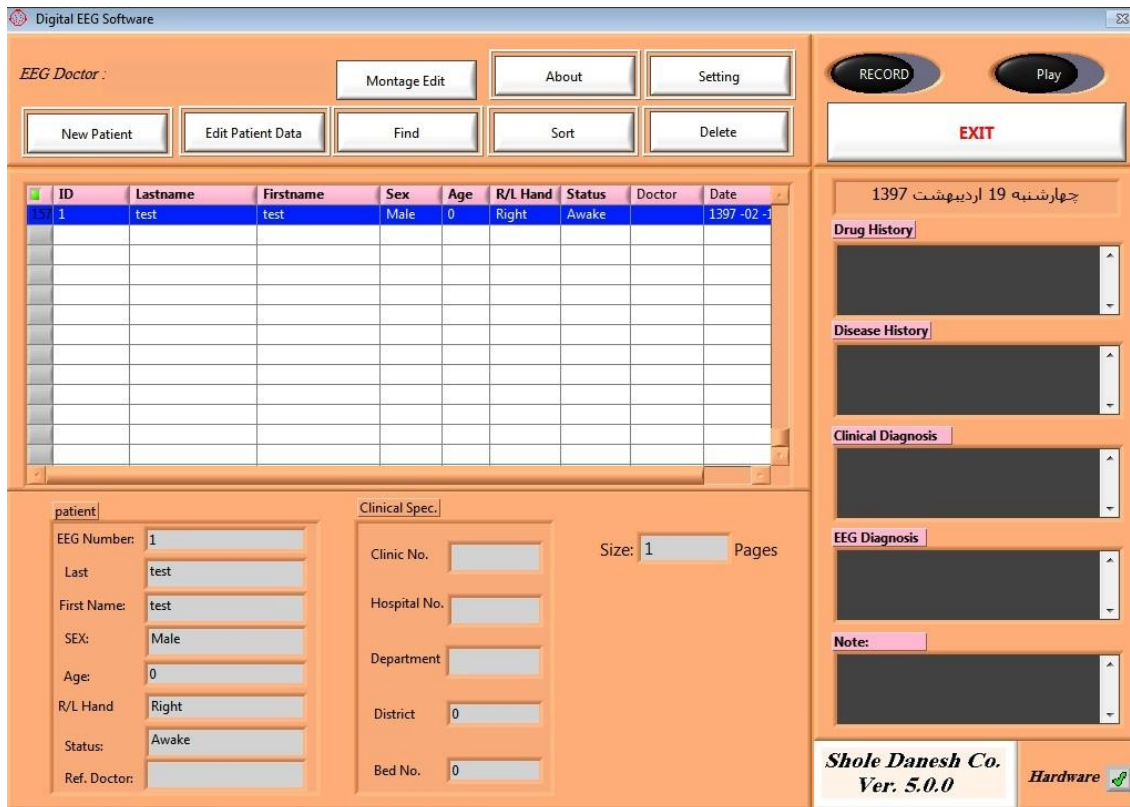
در این پایان نامه برای ضبط سیگنال EEG از دستگاه SD-UC24 محصول شرکت شعله دانش استفاده شده است که شامل یک پایه متحرک و یک قسمت ثابت است. پایه متحرک بوسیله سیم‌های رابط به الکترودها متصل می‌شود. همچنین بر روی قسمت ثابت دکمه خاموش و روشن وجود دارد که تغذیه دستگاه را قطع و وصل می‌کند. با استفاده از پورت USB قسمت ثابت این دستگاه به رایانه متصل می‌شود. شکل زیر تصویر دستگاه ضبط سیگنال مغزی را نشان می‌دهد.



شکل پیوست ۱-: دستگاه ضبط کننده سیگنال مغزی محصول شرکت شعله دانش

پس از روشن کردن دستگاه و اجرای نرم‌افزار، در صورتی که دستگاه توسط نرم‌افزار شناسایی شود در قسمت پایین صفحه اصلی نرم‌افزار تیک (✓) سبز رنگی به نمایش درمی‌آید، در غیر این صورت علامت ضربدر (×) قرمز رنگ مشاهده خواهد شد که نشان‌دهنده خطایی در کل مجموعه است. این خطا می‌تواند در قسمت نرم‌افزاری یا سخت‌افزاری رخ دهد.

شکل ۲ تصویر صفحه اصلی نرم افزار را نشان می دهد. پس از راه اندازی دستگاه و اجرای برنامه و بعد از شناسایی دستگاه توسط نرم افزار، ابتدا باید مشخصات شخص مورد آزمایش وارد برنامه شود که این کار با کلیک کردن بر روی گزینه New Patient امکان پذیر است. بعد از کلیک بر روی این گزینه صفحه جدیدی به نام New Patient باز می شود که در این صفحه باید اطلاعات شخص مورد آزمایش را وارد کرد. تصویر این صفحه در شکل شماره ۳ مشاهده می شود.



شکل پیوست - ۲: صفحه اصلی نرم افزار

این اطلاعات شامل شناسه (ID)، نام (First name)، نام خانوادگی (Last name)، سن (Age)، جنسیت (Sex)، راست دست یا چپ دست (R/L Hand) بودن، وضعیت (Status) که خواب یا بیدار بودن را مشخص می کند و ... می شود.

بعد از تکمیل کردن مشخصات دکمه OK را انتخاب کرده تا اطلاعات وارد شده ذخیره شود. اگر این کار به درستی انجام شود در صفحه اصلی نرم افزار می توان آن را مشاهده کرد.

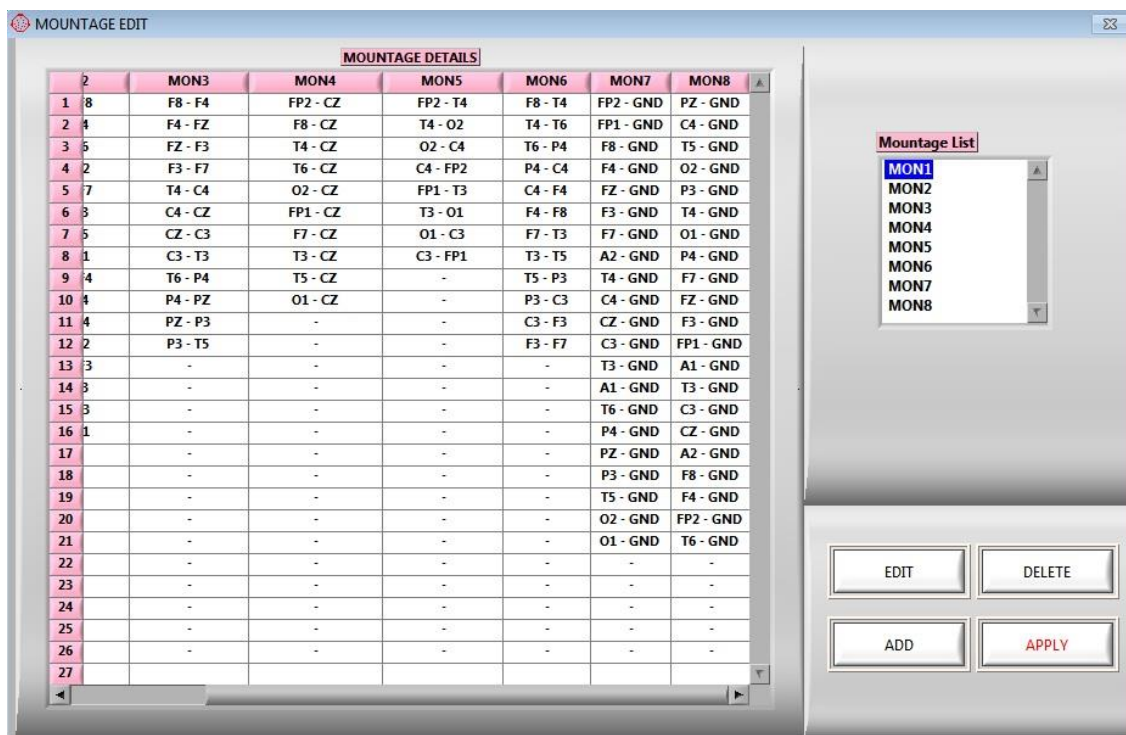
شکل پیوست - ۳: صفحه New Patient

حال اگر نیاز به تغییر مشخصات شخص بود، می‌توان در صفحه اصلی نرم‌افزار بر روی گزینه Edit Patient کلیک کرد. بعد از کلیک کردن بر روی این گزینه صفحه ای به این اسم باز می‌شود. شکل زیر تصویر صفحه جدید باز شده را نشان می‌دهد.

شکل پیوست - ۴: صفحه Edit Patient

در این قسمت می‌توان اطلاعات هر بخش را تغییر داد و سپس بر روی گزینه save کلیک کرد تا مشخصات جدید ذخیره شود.

در صفحه اصلی نرم افزار گزینه ای به نام Montage Edit وجود دارد که با کلیک بر روی آن صفحه جدیدی باز می‌شود. شکل زیر تصویر این صفحه را نشان می‌دهد. Montage روش جمع‌آوری داده را مشخص می‌کند و تعیین می‌کند که الکترودها نسبت به چه مرجعی اندازه‌گیری شوند. شرکت سازنده دستگاه چند نمونه از Montage های استاندارد را در این نرم افزار قرار داده‌است که می‌توان از آن استفاده کرد یا یک Montage جدید ساخت. در این پایان نامه از MON7 استفاده شده‌است، یعنی همه کانال‌ها نسبت به زمین سنجیده می‌شوند.

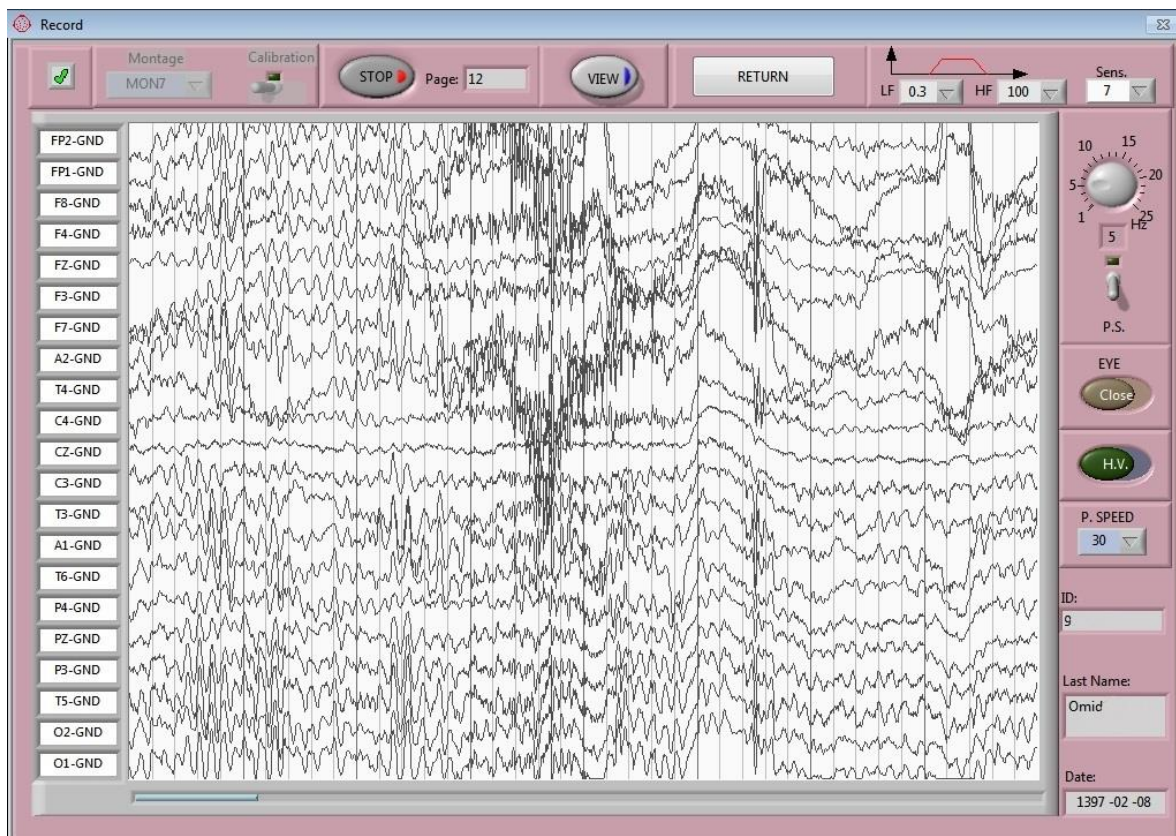


شکل پیوست - ۵: صفحه Montage Edit

بعد از وارد کردن مشخصات اشخاص و تنظیم Montage و به شرط این که دستگاه توسط نرم‌افزار شناسایی شده‌باشد، می‌توان ضبط سیگنال EEG را شروع کرد. برای این کار ابتدا در صفحه اصلی نرم‌افزار، شخص مورد نظر انتخاب می‌شود و سپس بر روی گزینه Record باید کلیک کرد تا صفحه‌ی جدید باز شود. شکل زیر تصویر این صفحه را نشان می‌دهد. در این صفحه گزینه‌هایی وجود دارد که باید قبل از ضبط سیگنال EEG آن‌ها را تنظیم کرد.

در بالای صفحه سمت چپ باید تیک (✓) سبز رنگی وجود داشته باشد که نشان‌دهنده عملکرد درست دستگاه است. در همان قسمت بالای صفحه اگر دکمه Calibration را فعال کنیم همه‌ی

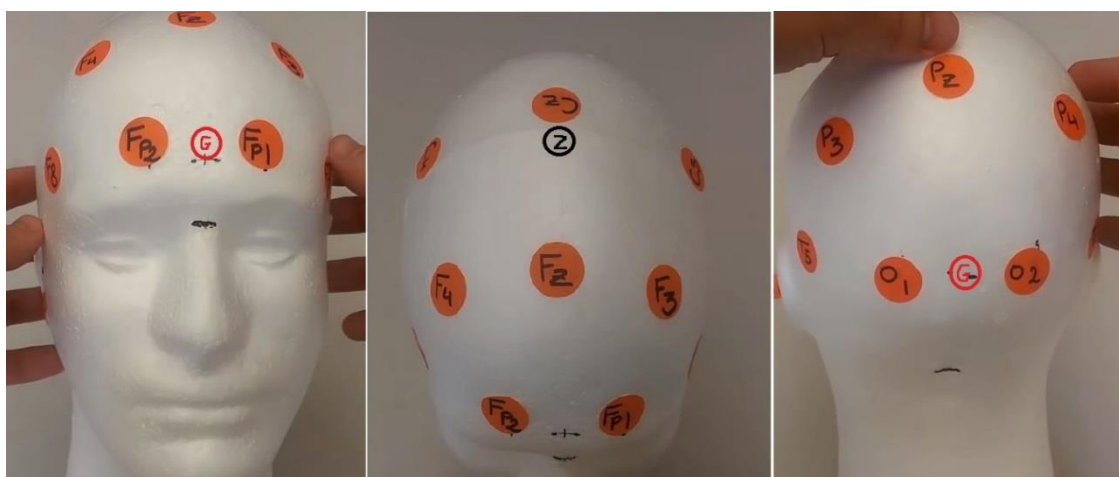
کانال‌ها سیگنال‌هایی به صورت ۷ و ۸ را نشان می‌دهند که مستقل از الکترودها است یعنی نیازی نیست که الکترودها بر روی سر قرار گرفته باشند. این کار برای آزمایش درستی دستگاه استفاده می‌شود. بعد از مطمئن شدن از این مرحله می‌توان ضبط سیگنال‌ها را شروع کرد.



شکل پیوست - ۵: صفحه Record

بعد از جایگذاری ۲۱ الکترودها بر روی پوست سر طبق آرایش بین‌المللی ۲۰-۱۰، سه الکترودها دیگر نیز جایگذاری می‌شوند. این سه الکترودها نقش زمین را دارند و اثر نویز را بر روی سیگنال مغزی تولید شده کاهش می‌دهند. یکی از دو الکترودها به نام G که از درون دستگاه به هم متصل هستند، در جلوی پیشانی و بین FP₁ و FP₂ قرار می‌گیرد و الکترودها دیگر در پشت سر بین O₁ و O₂ جایگذاری می‌شود. الکترودها سوم به نام Z نیز در نزدیکی CZ نصب می‌شود. محل قرارگیری این سه الکترودها در شکل شماره ۷ قابل مشاهده است.

بعد از جایگذاری صحیح الکترودها بر روی پوست سر، باید تنظیمات لازم بر روی نرم‌افزار انجام شود. تنظیمات مورد نیاز صفحه Record به شرح زیر می‌باشد:



شکل پیوست - ۶: مکان جایگذاری سه الکتروود G و Z

هنگام ضبط سیگنال‌های EEG، دکمه Calibration باید غیرفعال باشد. گزینه Montage را برای حالت دلخواه تنظیم می‌کنیم که در این پایان‌نامه MON7 انتخاب شده‌است. برای تنظیم فیلتر می‌توان مقادیر LF و HF را تغییر داد که این تغییرات با توجه به نوع آزمایش انتخاب می‌شود. حداکثر مقدار HF برابر ۱۰۰HZ و حداقل مقدار LF برابر ۰/۱HZ است.

گزینه Sens. حساسیت دستگاه را تنظیم می‌کند. با تغییر آن می‌توان دامنه سیگنال‌های در حال ضبط را تغییر داد که استاندارد آن ۷ است. گزینه P.S برای تنظیم فلاشر خارجی است که با آن می‌توان فرکانس فلاشر را تنظیم کرد. البته در این پایان‌نامه کاربردی نداشته است.

گزینه‌های EYE و H.V هر دو نشانگر هستند که به منظور علامت‌گذاری بر روی سیگنال‌ها استفاده می‌شوند. گزینه EYE برای مشخص کردن زمان باز یا بسته بودن چشم و H.V برای مشخص کردن زمانی که شخص نفس عمیق کشیده است به کار می‌رود. هر دوی این گزینه‌ها بیشتر به منظور تشخیص بیماری صرع استفاده می‌شوند و در این پایان‌نامه از آن‌ها استفاده نشده است. گزینه P.SPEED سرعت نمایش سیگنال‌ها بر روی نمایشگر رایانه را تنظیم می‌کند و با تغییر آن می‌توان سیگنال‌ها را بازتر یا جمع‌تر مشاهده کرد که استاندارد آن ۳۰ است.

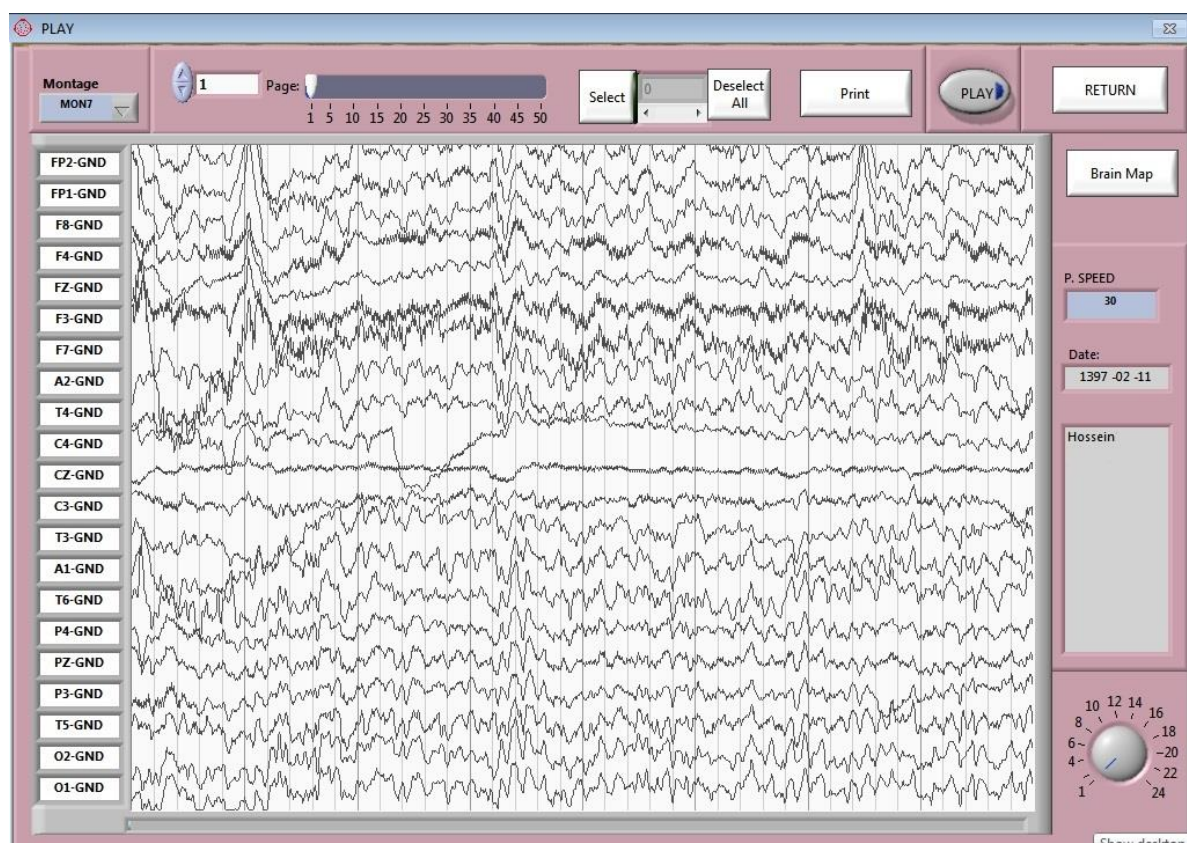
پس از اعمال تنظیمات مذکور و کلیک بر روی START، نرم افزار شروع به ضبط سیگنال‌ها با نرخ نمونه‌برداری ۱۵۰HZ می‌کند. شیوه کار این نرم‌افزار به این صورت است که در هر صفحه ۸ ثانیه از سیگنال‌ها که معادل ۱۲۰۰ نمونه است نشان می‌دهد. باید به این نکته توجه داشت که به دلیل اینکه ذخیره‌سازی نمونه‌ها صفحه به صفحه انجام می‌شود، اگر قبل از تمام شدن صفحه بر روی دکمه STOP کلیک شود، نمونه‌های آن صفحه ذخیره نمی‌شود. در نتیجه برای اینکه نمونه‌های آن صفحه را بتوان ذخیره کرد، باید منتظر بود تا آن صفحه به انتها برسد و صفحه جدید آغاز شود و سپس می‌توان

بر روی گزینه STOP کلیک کرد. با این کار نمونه‌ها در پوشه‌ای به نام EEG DATA و با پسوند EEG. ذخیره می‌شوند که می‌توان بعداً از آن‌ها استفاده کرد.

لازم به ذکر است، فایل‌های ذخیره شده با پسوند EEG. را نمی‌توان به طور مستقیم در نرم‌افزار متلب استفاده کرد. به همین منظور باید برنامه‌ای برای تبدیل این فایل به فایل قابل خواندن در متلب نوشت.

برای مشاهده سیگنال‌های ضبط شده کفایت بر روی گزینه PLAY در صفحه اصلی نرم افزار کلیک شود که در نتیجه صفحه‌ای با همان نام باز می‌شود. شکل پیوست-۷ نمونه‌ای از این صفحه را نشان می‌دهد.

از قسمت PAGE می‌توان مشخص کرد که سیگنال‌های کدام صفحه نشان داده شود. گزینه‌های دیگری مانند PRINT برای چاپ شکل سیگنال‌ها، PLAY برای اجرا درآوردن سیگنال‌های ضبط شده، Brain Map نقشه‌ای که نشان می‌دهد هر باند در قسمتی از مغز چه انرژی دارد و در نهایت Return برای بازگشت به صفحه اصلی است.



شکل پیوست - ۷: صفحه play

پوست ۲: برخی از کدهای متلب

در ادامه برخی از کدهای پایه‌ای متلب که قبل از هر نوع پردازشی بر روی سیگنال‌های EEG ضبط شده باید اجرا شود، آورده شده‌است. با استفاده از این کدها می‌توان داده‌های خروجی دستگاه ضبط‌کننده را که با فرمت EEG است، در محیط متلب خواند. سپس با استفاده از کد دوم می‌توان مرجع کانال‌ها را که زمین بود به الکترودهایی بر روی نرمی گوش تغییر داد.

۱-۲: کد متلب خواندن قالب EEG.

```

1  %{
2  ReadEEG : .EEG -----> page.mat
3  %}
4
5  % To read EEGdata of encopholograph system(SD_UC24)
6  % F = 150 Hz, Sampling Rate
7  clc;
8  clear;
9  close all;
10 K = 1200; % Number of Samples in 1 page for each Channel
11
12 fid1 = fopen('Filename.EEG','r');
13 % Read Filename.EEG file
14
15 fseek(fid1,352,'bof');
16 %{
17 fseek(fid,offset,origin) ,
18 sets the file position indicator offset bytes from origin in fid file.
19 Offset: Number of bytes to move from origin, specified as an integer
20 'bof' : Beginning of file
21 %}
22
23 buffer = fread(fid1,100);
24 %{
25 fread(fid, count) ,
26 reads data from an open binary file,with dimensions count
27 %}
28

```

دستگاه SD_UC24 سیگنال‌های EEG را با فرکانس نمونه‌برداری ۱۵۰ هرتز و به صورت صفحه‌به-صفحه ذخیره می‌کند. تعداد نمونه‌ها در هر صفحه از نرم‌افزار این دستگاه ۱۲۰۰ نمونه است. یعنی در هر صفحه اطلاعات سیگنال‌های مغزی مربوط به ۸ ثانیه قابل مشاهده است. در ابتدا فایل با قالب EEG خوانده می‌شود.

```

28
29  % {
30      Find the number of pages
31  % }
32  for i = 1:100
33      temp = buffer(i,1); % buffer (100,1)
34      if temp == 25;
35          n = buffer(i+29,1);
36          break % Find first 25 and exit the loop
37      end
38  end
39
40  fseek(fid1,352,'bof');
41  % sets the file position indicator to first position.
42
43  tt = 0;
44  i = 1;
45  j = 1;
46  ss = 0;
47  while j <= n % n = Number of pages
48      main = fread(fid1,1);
49      tt = tt + 1;
50      if main == 4
51          main1=fread(fid1,1);
52          ss = ss + 1;
53          if main1 == 176
54              fseek(fid1,4,'cof'); % 'cof' :Current position in file.
55              for counter = K:-1:1

```

طبق قالب فایل خوانده شده، با دستور حلقه for (خطوط ۳۸-۳۲) تعداد کل صفحات مشخص می‌شود. بعد از آن نشانگر فایل به جای اولیه برگردانده می‌شود. سپس از اطلاعات مربوط به هر صفحه، داده‌های هر کانال استخراج و در متغیری به نام همان کانال ذخیره می‌شود. نمونه‌برداری دستگاه به طوری است که در هر لحظه از تمام کانال‌ها نمونه می‌گیرد، سپس آن‌ها را با ترتیب خاصی پشت سرهم قرار می‌دهد. در نتیجه ترتیب کانال‌ها هنگام خواندن داده‌ها مهم است. به عبارت دیگر دو بایت پشت سرهم متعلق به دو کانال جدا هستند.

```

56 -
57 -         C4(j,i) = fread(fid1,1); %1
58 -         FZ(j,i) = fread(fid1,1); %2
59 -         FP2(j,i) = fread(fid1,1); %3
60 -         PZ(j,i) = fread(fid1,1); %4
61 -         T3(j,i) = fread(fid1,1); %5
62 -         F4(j,i) = fread(fid1,1); %6
63 -         T4(j,i) = fread(fid1,1); %7
64 -         FP1(j,i) = fread(fid1,1); %8
65 -         E2(j,i) = fread(fid1,1); %9
66 -         T5(j,i) = fread(fid1,1); %10
67 -         A1(j,i) = fread(fid1,1); %11
68 -         E3(j,i) = fread(fid1,1); %12
69 -         O1(j,i) = fread(fid1,1); %13
70 -         C3(j,i) = fread(fid1,1); %14
71 -         T6(j,i) = fread(fid1,1); %15
72 -         P3(j,i) = fread(fid1,1); %16
73 -         CZ(j,i) = fread(fid1,1); %17
74 -         E1(j,i) = fread(fid1,1); %18
75 -         P4(j,i) = fread(fid1,1); %19
76 -         F7(j,i) = fread(fid1,1); %20
77 -         F8(j,i) = fread(fid1,1); %21
78 -         O2(j,i) = fread(fid1,1); %22
79 -         F3(j,i) = fread(fid1,1); %23
80 -         A2(j,i) = fread(fid1,1); %24
81 -         Z3(j,i) = fread(fid1,1); %25
82 -         i = i+1;
83 -     end

```

```

83 -         end
84 -         j = j+1;
85 -         i = 1;
86 -     end
87 - end
88 - end
89
90 - % Creating page scheme
91 - p = n;
92 - i = 0;

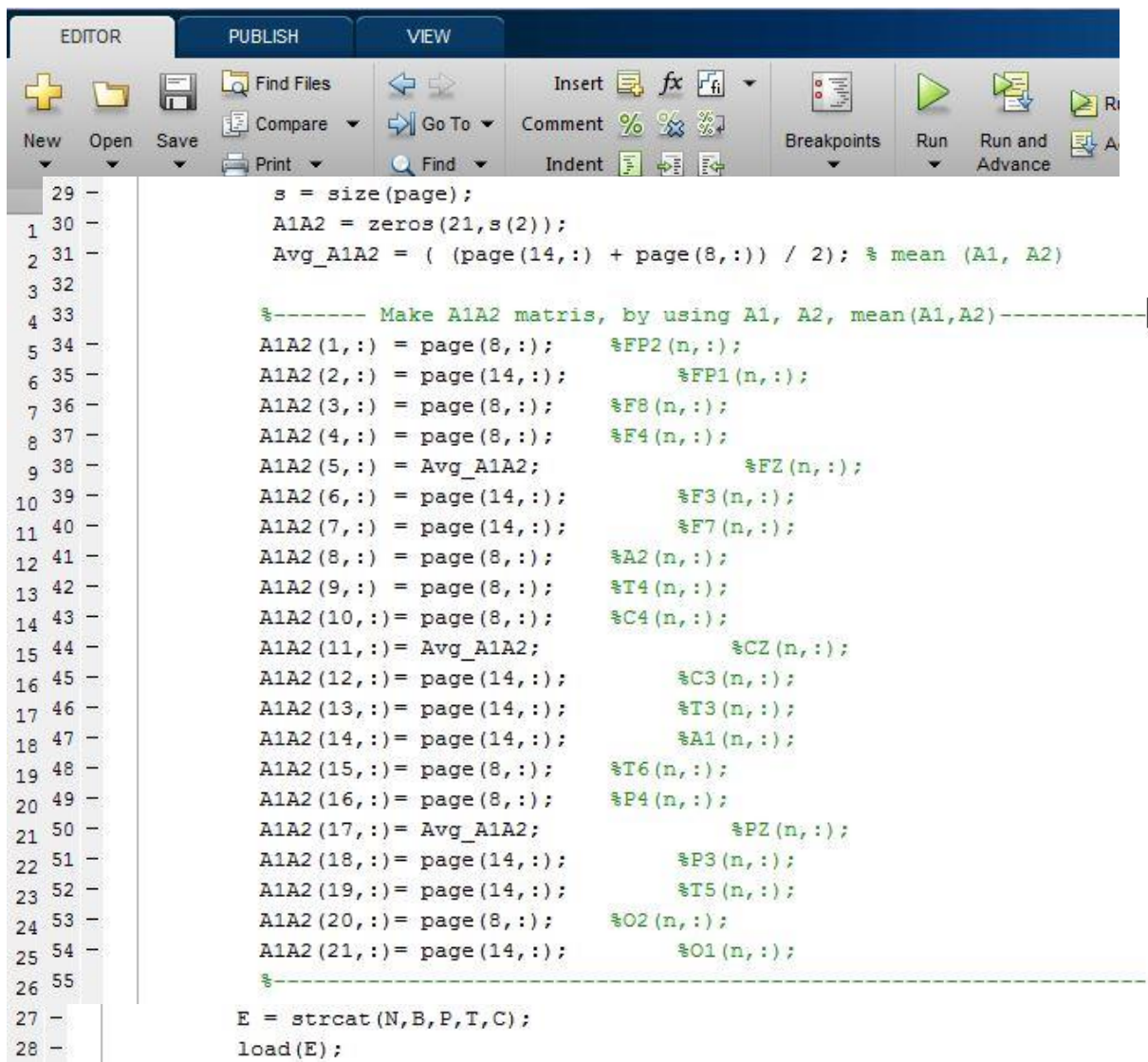
```


پس از آن که داده‌های هر کانال خوانده و ذخیره شد، برای این که داده‌ها را به همان صورت که نرم‌افزار دستگاہ نشان می‌دهد قابل مشاهده باشند، آن‌ها را در همان صفحه مخصوص به خود ذخیره می‌شوند. در پایان هم فایل باز شده، بسته می‌شود.

```
93 - page = zeros(21,p*K);
94 - StartPage = 1;
95 - for n = StartPage:StartPage+p-1
96 -     page(1,1+i:K+i) = FP2(n,:);
97 -     page(2,1+i:K+i) = FP1(n,:);
98 -     page(3,1+i:K+i) = F8(n,:);
99 -     page(4,1+i:K+i) = F4(n,:);
100 -    page(5,1+i:K+i) = FZ(n,:);
101 -    page(6,1+i:K+i) = F3(n,:);
102 -    page(7,1+i:K+i) = F7(n,:);
103 -    page(8,1+i:K+i) = A2(n,:);
104 -    page(9,1+i:K+i) = T4(n,:);
105 -    page(10,1+i:K+i) = C4(n,:);
106 -    page(11,1+i:K+i) = CZ(n,:);
107 -    page(12,1+i:K+i) = C3(n,:);
108 -    page(13,1+i:K+i) = T3(n,:);
109 -    page(14,1+i:K+i) = A1(n,:);
110 -    page(15,1+i:K+i) = T6(n,:);
111 -    page(16,1+i:K+i) = P4(n,:);
112 -    page(17,1+i:K+i) = PZ(n,:);
113 -    page(18,1+i:K+i) = P3(n,:);
114 -    page(19,1+i:K+i) = T5(n,:);
115 -    page(20,1+i:K+i) = O2(n,:);
116 -    page(21,1+i:K+i) = O1(n,:);
117 -    i = i+K;
118 - end
119 - fclose(fid1); % Close, Opened file
```

۲-۲: تغییر مرجع کانالها

در این کد ابتدا متغیرهای ذخیره شده با پسوند .mat. فراخوانی می‌شوند. سپس مقدار هر یک از الکترودها با توجه به این که در کدام نیم کره از سر قرار دارند، از مقدار ذخیره شده توسط الکترودها گوش در همان نیم کره کم می‌شود. کانال A2 در سطر هشتم و کانال A1 در سطر چهاردهم ذخیره شده‌اند. مقدار کانال A1 از الکترودهایی که با شماره‌های فرد نام‌گذاری شده‌اند و مقدار کانال A2 از الکترودهایی که با شماره‌های زوج نام‌گذاری شده‌اند، کم می‌شوند. همچنین میانگین A1 و A2 از کانال‌های Fz، Cz و Pz کم می‌شوند.



```
EDITOR PUBLISH VIEW
+ New Open Save Find Files Compare Print Find Go To Insert Comment Indent Breakpoints Run Run and Advance
29 - s = size(page);
1 30 - A1A2 = zeros(21,s(2));
2 31 - Avg_A1A2 = (page(14,:) + page(8,:)) / 2; % mean (A1, A2)
3 32
4 33 %----- Make A1A2 matrix, by using A1, A2, mean(A1,A2)-----
5 34 - A1A2(1,:) = page(8,:); %FP2(n,:);
6 35 - A1A2(2,:) = page(14,:); %FP1(n,:);
7 36 - A1A2(3,:) = page(8,:); %F8(n,:);
8 37 - A1A2(4,:) = page(8,:); %F4(n,:);
9 38 - A1A2(5,:) = Avg_A1A2; %FZ(n,:);
10 39 - A1A2(6,:) = page(14,:); %F3(n,:);
11 40 - A1A2(7,:) = page(14,:); %F7(n,:);
12 41 - A1A2(8,:) = page(8,:); %A2(n,:);
13 42 - A1A2(9,:) = page(8,:); %T4(n,:);
14 43 - A1A2(10,:) = page(8,:); %C4(n,:);
15 44 - A1A2(11,:) = Avg_A1A2; %CZ(n,:);
16 45 - A1A2(12,:) = page(14,:); %C3(n,:);
17 46 - A1A2(13,:) = page(14,:); %T3(n,:);
18 47 - A1A2(14,:) = page(14,:); %A1(n,:);
19 48 - A1A2(15,:) = page(8,:); %T6(n,:);
20 49 - A1A2(16,:) = page(8,:); %P4(n,:);
21 50 - A1A2(17,:) = Avg_A1A2; %PZ(n,:);
22 51 - A1A2(18,:) = page(14,:); %P3(n,:);
23 52 - A1A2(19,:) = page(14,:); %T5(n,:);
24 53 - A1A2(20,:) = page(8,:); %O2(n,:);
25 54 - A1A2(21,:) = page(14,:); %O1(n,:);
26 55 %-----
27 - E = strcat(N,B,P,T,C);
28 - load(E);
```



```

56
57 -       Ref_sgn = page - A1A2;
58 -       % make 19 channels matrix
59
60 -       Name = strcat('Ref_sgn_', 'N', B, '_', T, C);
61 -       Name2 = 'Ref_sgn';
62 -       Cmd = strcat('save(', '', Name, '', ', ', Name2, ', ', ')');
63 -       eval(Cmd);
64 -     end
65 - end

```

پس از تبدیل ۲۱ کانال به ۱۹ کانال، داده‌ها در متغیر جدیدی به اسم Ref_sgn ذخیره می-

شوند.

مرجع

1. Luck, S.J., "An introduction to the event-related potential technique ".2014, MIT press.
2. Sudhakar, M., *EEG-Artifacts-15175461*. 2015, SlideShare.
3. Malmivuo, P., J. Malmivuo, and R. Plonsey, "Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields". 1995, Oxford University Press, USA.
4. Maksud, A., et al." *Low-cost EEG based electric wheelchair with advanced control features*".2017, Malaysia, November 5-8, IEEE Region 10 Conference.
5. Abo-Zahhad, M., S.M. Ahmed, and S.N. Abbas, "A new multi-level approach to EEG based human authentication using eye blinking". 2016, Pattern Recognition Letters, 82: p. 216-225.
6. Navarro, X., F. Porée, and G. Carrault. "ECG removal in preterm EEG combining empirical mode decomposition and adaptive filtering". 2012, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP).
7. Azar, A.T., V.E. Balas, and T. Olariu, "Classification of EEG-based brain-computer interfaces, in *advanced intelligent computational Technologies and decision support systems*", B. Iantovics and R. Kountchev, Editors. 2014, Springer International Publishing: Cham. p. 97-106.
8. Zhao, Q., et al. "Improving individual identification in security check with an EEG based biometric solution in *Brain Informatics*". 2010, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
9. Hassanien, A.E. and A.A. Azar, "Brain-Computer Interfaces".2015, Switzerland: Springer International Publishing.
10. Vidal, J.J., "Toward direct brain-computer communication".1973, Annual review of Biophysics and Bioengineering, 2(1): p. 157-180.
11. Wolpaw, J.R., et al., "Brain-computer interfaces for communication and control", 2002, Clinical Neurophysiology. 113(6): p. 767-791.
12. Wolpaw, J.R., et al., "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting".2000, IEEE transactions on rehabilitation engineering, 8(2): p. 164-173.
13. Hill, N.J., et al. "Classifying event-related desynchronization in EEG, ECoG and MEG signals in *Pattern Recognition*". 2006, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
14. wikipedia. *Electroencephalography*.2018, June 23 Available from: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>.
15. Weiss, M.S., "Non-Gaussian properties of the EEG during sleep", 1973, Electroencephalography and clinical neurophysiology. 34(2): p. 200-202.
16. Lwin, Z. and M. Thaw, "Mental tasks classification from ElectroEncephaloGram (EEG) signal using Gabor based Matching Pursuit (MP)",2015, International Journal of Computer Science And Technology. 6(1): p. 22-26.
17. Lawhern, V., et al., "Detection and classification of subject-generated artifacts in EEG signals using autoregressive models",2012 , Journal of Neuroscience Methods, 208(2): p. 181-189.

18. Pfurtscheller, G., et al., "*Current trends in Graz brain-computer interface (BCI) research*". 2000, IEEE transactions on rehabilitation engineering, 8(2): p. 216-219.
19. Schlögl, A., S.J. Roberts, and G. Pfurtscheller. "*A criterion for adaptive autoregressive models*".2000, July 23-28, Chicago IL, Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference,.
20. Wolpaw, J.R., et al., "*EEG-based communication: improved accuracy by response verification*", 1998, IEEE transactions on Rehabilitation Engineering, 6(3): p. 326-333.
21. Iturrate, I., et al., "*A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation*", 2009, IEEE Transactions on Robotics, 25(3): p. 614-627.
22. Galán, F., et al., "*A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive brain-computer interfaces for continuous control of robots*", 2008, Clinical neurophysiology, 119(9): p. 2159-2169.
23. Khare, V., et al., "*Brain computer interface based real time control of wheelchair using electroencephalogram*", 2011, International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE), 1(5): p. 41-45.
24. King, C.E., et al. "*Noninvasive brain-computer interface driven hand orthosis*", 2011, August 30 - September 3, Boston, Massachusetts USA, Annual International Conference of the IEEE EMBS.
25. Luth, T., et al. "*Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a Brain-Computer Interface*", 2007, IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics.
26. Deore, R., B. Gawali, and S. Mehrotra, "*Digit recognition system using EEG signal, in Brain-Computer Interfaces*", 2015, Springer International Publishing Switzerland, p. 375-416
27. Nath, D., et al. "*Number recognition using salient features of beta rhythmic EEG signal*", 2015, 2nd Conf. on Electrical Engineering and Information & Communication Technology (ICEEICT).
28. Gonzalez, R.C., R.E. Woods, and S.L. Eddins 3rd, "*Digital Image Processing*", 2016: Pearson Education, New Jersey.
29. Bigler, E.D., et al., "*Aging, brain size and IQ*",1995, Intelligence, 21(1): p. 109-119.
30. Willerman, L., et al., "*In vivo brain size and intelligence*",1991, Intelligence, 15(2): p. 223-228.
31. Sutton, S., et al., "*Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty*".1965, Science, 150(3700): p. 1187-1188.
32. Mouli, S. and R. Palaniappan. "*Hybrid BCI utilising SSVEP and P300 event markers for reliable and improved classification using LED stimuli*".2017, April, Langkawi, Malaysia, IEEE (ISCAIE).
33. Pires, G., U. Nunes, and M. Castelo-Branco, "*Comparison of a row-column speller vs. a novel lateral single-character speller: Assessment of BCI for severe motor disabled patients*", 2012, Clinical Neurophysiology, 123(6): p. 1168-1181.

34. Technologies, G. *P300 Spelling*. 2018, July 01; Available from: <http://www.gtec.at/Products/Complete-Solutions/g.BCIsys-Specs-Features>.
35. Kleih, S.C., et al., "*Motivation modulates the P300 amplitude during brain-computer interface use*", 2010, *Clinical Neurophysiology*, 121(7): p. 1023-1031.
36. Kaufmann, T., et al., "*Effects of resting heart rate variability on performance in the P300 brain-computer interface*", 2012, *International Journal of Psychophysiology*, 83(3): p. 336-341.
37. Guger, C., et al., "*How many people are able to control a P300-based brain-computer interface (BCI)?*", 2009, *Neuroscience Letters*, 462(1): p. 94-98.
38. Pfurtscheller, G. and C. Neuper, "*Motor imagery and direct brain-computer communication*", 2001, *Proceedings of the IEEE*, 89(7): p. 1123-1134.
39. Pinheiro, O.R., L.R.G. Alves, and J.R. de Souza, "*EEG signals classification: Motor imagery for driving an intelligent wheelchair*", 2018, *IEEE Latin America Transactions*, 16(1): p. 254-259.

۴۰. خوش ضمیر، س.، "طراحی و ساخت یک دستگاه مبتنی بر پردازشگرهای سیگنال TMS320C55xx به منظور حرکت دادن بالا/پائین یک بازوی مکانیکی با استفاده از سیگنال‌های تصور مغز (EEG)"، ۱۳۹۲، وزارت علوم، تحقیقات و فناوری، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده برق.

41. Islam, M., et al. "*Human emotion recognition using frequency & statistical measures of EEG signal*", 2013, May, Dhaka, Bangladesh, IEEE (ICIEV).
42. Aydemir, O., "*Olfactory recognition based on eeg gamma-band activity*", 2017, *Neural computation*, 29(6): p. 1667-1680.
43. Li, M. and B.-L. Lu. "*Emotion classification based on gamma-band EEG*", 2009, September 2-6, Minnesota, USA, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis.
44. Klimesch, W., "*EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis*", 1999, *Brain research reviews*, 29(2-3) : p. 169-195.
45. Birbaumer, N., et al., "*Area-specific self-regulation of slow cortical potentials on the sagittal midline and its effects on behavior*", 1992, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 84(4): p. 353-361.
46. Tandle, A. and N. Jog. "*Classification of artefacts in EEG signal recordings and overview of removing techniques*", 2015, *International Conference on Computer Technology (ICCT)*.
47. Amin, H.U., et al., "*Feature extraction and classification for EEG signals using wavelet transform and machine learning techniques*", 2015, *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 38(1): p. 139-149.
48. Sun, S. and J. Zhou. "*A review of adaptive feature extraction and classification methods for EEG-based brain-computer interfaces*", 2014, *International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*.

49. Murugappan, M. and S. Murugappan. "*Human emotion recognition through short time Electroencephalogram (EEG) signals using Fast Fourier Transform (FFT)*", 2013, Kuala Lumpur, Malaysia, IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and its Applications.
50. Bishop, C.M., "*Neural networks for pattern recognition*", 1995, Oxford university press.
51. Duda, R.O., P.E. Hart, and D.G. Stork, "*Pattern classification*", 2012, John Wiley & Sons.
۵۲. آلن، ا.، آلن، و.، حمید، ن.، ۱۳۹۵، " سیگنال‌ها و سیستم‌ها"، دیانی، م.، موسسه علمی فرهنگی نص.
53. McFarland, D.J. and J.R. Wolpaw, "*EEG-based brain-computer interfaces*", 2017, Current Opinion in Biomedical Engineering, 4: p. 194-200.

Abstract

Surface potential changes on the scalp are measured by arrays of electrodes. EEG signals are the electrical activities of the brain. These signals are primarily used in medical diagnostics and brain function detection. One of these uses is the diagnosis of medical conditions and some psychological problems. It can also be useful in physically disabled patients who have lost their ability to see, move, and control part or all of their bodies.

Another use of BCI, which has become more important today, and research on it, is reading the mind. Efforts are in this direction to extract the data from the brain signals and use it in passing through the terms of imaginary password, and so on. This thesis attempts to investigate whether reading the mind using surface electrodes is possible or not, taking a small step in this fascinating path. Therefore, recognition of digits as the subject of this research was selected.

In this thesis, the goal is to detect the digits from zero to nine using the EEG signal. Due to the lack of suitable databases for Persian digits, as well as the special importance of the database for research, it was decided to create a suitable database. The database was compiled from 13 volunteers, which three videos are shown to each volunteers. These videos include digits from zero to nine in numerical order with BNazanin font in black. The ordering of the digits is random and is displayed after displaying each digit on the whiteboard. The difference between these videos is in the order of the figures.

To extract the characteristics of the collected data, the LDA, PSD and DWT methods were used and the SVM classification was used to classify the data. The results obtained from the experiments show that, although using surface electrodes and feature extraction methods, the specified percentages can be found to be acceptable percentages, but these methods are insufficient to achieve a high recognition rate.

Keywords Brain signals, EEG, Recognition of digits, Signal processing, Persian digits



**Shahrood University of
Technology**

Faculty of Electrical Engineering and Robotic

M.Sc. Thesis in Communication Systems Engineering

Recognition of digits 0-9 using EEG signals

By: Majid Kazemian

Supervisor:
Dr. Hossein Marvi

Advisor:
Dr. Hadi Grailu

January 2019