

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

رشته مهندسی مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

استخراج مؤلفه P300 از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام بمنظور تشخیص توجه پنهان در افراد

نگارنده: سید علیرضا عباسیان حسینی

استاد راهنما

دکتر سعیده فردوسی

استاد مشاور

دکتر وحید ابوالقاسمی

تیر ۱۳۹۸

شماره: ۲۰۸۸/۱۱۷
تاریخ: ۹۸/۴/۱۱

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای سید علیرضا عباسیان حسینی با شماره دانشجویی ۹۵۱۰۰۳۴ رشته مهندسی مکانیک گرایش مکترونیک تحت عنوان استخراج مولفه P300 از سیگنالهای الکتروانسفالوگرام بمنظور تشخیص توجه پنهان در افراد که در تاریخ ۹۸/۴/۲ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه): ☒ (شماره: ۱۰۰۳۴) ☐ مردود			
نوع تحقیق: ☒ نظری ☐ عملی			
عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر سعیده فردوسی	استادیار	
۲- استاد راهنمای دوم			
۳- استاد مشاور	دکتر وحید ابوالقاسمی	استادیار	
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر مهدی بامداد	استادیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر مهدی کفانی	استادیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر هادی گرایلو	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: محمد محسن شاه مردان

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).

تقدیم نامہ

تقدیم به وجود مبارک زیباترین یوسف خلقت، موعود مہربانی حضرت مہدی (عج الله تعالیٰ

فرجہ الشریف) کہ لحظہ لحظہی حیاتمان را وامدار اویم.

تقدیم به

پدر و مادر عزیزم

خدای را بسی شاکرم کہ از روی کرم، پدر و مادر فداکار نصیبم ساخته تا در سایہی وجودشان

بیاسایم و از ریشہی آن‌ها شاخ و برگ گیرم و از سایہی وجودشان در راه کسب علم و دانش تلاش نمایم.

سپاس‌گزاری

خداوند بزرگ را شاکرم که یاری‌ام کرد تا بخش دیگری از مسیر زندگی را بپیمایم. پیمودن این مسیر بدون لطف بی‌دریغ بسیاری از اساتید و دوستان عزیز بسیار دشوار می‌نمود. لذا بر خود وظیفه می‌دانم در این فرصت از ایشان یاد کرده و حداقل مراتب سپاس‌گزاری را بجای آورم.

ابتدا از اساتید گران‌قدرم خانم دکتر سعیده فردوسی و آقای دکتر وحید /بوالقاسمی که زحمت راهنمایی این پایان‌نامه را بر عهده داشتند، کمال سپاس را دارم.

همچنین لازم است از تمامی اساتید دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، برق و کامپیوتر و سایر اعضای هیئت علمی و مسئولین دانشگاه شاهرود که در دوران تحصیل در مقطع کارشناسی ارشد از حضورشان بهره‌ی علمی و معنوی بردم تشکر می‌کنم.

و در پایان از همه‌ی دوستان ارجمندم که مرا در انجام این تحقیق یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌نمایم.

تعمدنامه

اینجانب سید علیرضا عباسیان حسینی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشکده مهندسی مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه استخراج مؤلفه P300 از سیگنال های الکتروان سفالوگرام بمنظور تشخیص توجه پنهان در افراد تحت راهنمایی سرکار خانم دکتر سعیده فردوسی متعهد می شوم:

- 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 می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « **Shahrood University of Technology** » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

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

* متن این صفحه نیز باید در ابتدای نسخه های تکثیر شده پایان نامه وجود داشته باشد .

چکیده

بیماری اسکروز جانبی آمیوتروفیک (ALS)^۱ یک بیماری است که باعث انحطاط سیستم عصبی می‌شود. بطوریکه بیمار به مرور زمان توانایی حرکتی و تکلم خود را از دست می‌دهد. در مراحل پیشرفته‌تر، حتی ممکن است این بیماری بر کنترل حرکت چشم بیمار نیز اثر بگذارد و اصطلاحی که در این حالت به فرد بیمار داده می‌شود، سندروم قفل‌شدگی کامل است. خوشبختانه این بیماری بر مغز افراد بیمار تأثیر نمی‌گذارد. در نتیجه تنها راه کمک به این افراد، فراهم کردن سیستمی است که بیمار بتواند از طریق مغز با دنیای اطراف خود ارتباط برقرار کند. سیستم واسط مغز-رایانه (BCI) این ارتباط را فراهم می‌کند. یکی از مهم‌ترین روش‌های مورد استفاده در سیستم‌های BCI، مؤلفه‌های سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG) هستند که در اثر پاسخ مغز به رخداد تحریکات بصری، شناختی و حسی به وجود می‌آیند. P300 که یکی از انواع ERP است، در واسط‌های مختلفی از جمله واسط P300Speller مبتنی بر توجه آشکار و GeoSpell مبتنی بر توجه پنهان استفاده می‌شود. این واسط‌ها نیاز به آموزش زیادی به کاربر ندارند در نتیجه در بهبود کیفیت زندگی معلولان بسیار کاربردی هستند.

در این تحقیق، روش‌های مختلفی مبتنی بر فیلترهای فرکانس‌گزین، آنالیز مؤلفه‌های مستقل (ICA)^۲، مرجع میانگین مشترک^۳ بمنظور بهبود ویژگی‌های پتانسیل برانگیخته P300 استفاده شده‌است. این روش‌ها به تنهایی و یا بصورت ترکیبی برای پردازش داده‌های ثبت شده تحت دو پروتکل P300Speller و GeoSpell استفاده شدند. پس از پردازش داده‌ها توسط روش‌های فوق، از تکنیک متوسط‌گیری همزمان^۴ برای استخراج P300 استفاده شد. پس از محاسبه P300، از تست‌های آماری برای مقایسه P300 استخراج شده در داده دو پروتکل P300Speller و GeoSpell استفاده شد. نتایج

^۱ Amyotrophic lateral sclerosis

^۲ independent component analysis

^۳ Common Average Referencing

^۴ synchronized averaging

حاکمی از آن بود که حتی با توجه به تفاوت ساختاری این دو پارادایم، این دو پارادایم تفاوت معناداری نسبت به هم ندارند و روش GeoSpell که مختص بیماران مبتلا به سندروم قفل شدگی کامل^۱ است نیز می تواند بطور مؤثری P300 را تولید کند. همچنین پس از آشکارسازی مؤلفه های P300 و مقایسه ی آن با مقاله مرجع، مشاهده شد که در واسط GeoSpell تأخیر زمانی و میزان دامنه به ترتیب برابر ۳۷۸,۲۳ میلی ثانیه و ۲۲,۰۰۷ میکروولت بود که نسبت به مقاله مرجع با تأخیر زمانی ۴۵۳,۶۸ میلی - ثانیه و میزان دامنه حدود ۱,۸ میکروولت، عملکرد بهتری داشت. در واسط P300Speller نیز تأخیر زمانی و میزان دامنه به ترتیب برابر ۳۴۶,۹۵ میلی ثانیه و ۲۵,۹۳ میکروولت بود که این واسط نیز نسبت به مقاله مرجع با تأخیر زمانی ۳۶۶,۷۶ میلی ثانیه و میزان دامنه حدود ۲,۵ میکروولت، عملکرد بهتری داشت.

واژگان کلیدی:

اسکلروز جانبی آمیتروفیک (ALS)، واسط های مغز-رایانه (BCI)، پتانسیل برانگیخته وابسته به رخداد (ERP)، P300، پارادایم P300Speller، پارادایم GeoSpell، آزمون T-test

^۱ complete locking syndrome

فهرست مطالب

۱	فصل اول: مقدمه.....	۱
۲	۱-۱ پیشگفتار.....	۲
۸	۱-۲ بیان مسأله.....	۸
۱۰	۱-۳ ضرورت انجام تحقیق.....	۱۰
۱۰	۱-۴ روش تحقیق و نوآوری.....	۱۰
۱۱	۱-۵ ساختار پایان نامه.....	۱۱
۱۳	۲ فصل دوم: پیشینه تحقیق.....	۱۳
۱۴	۲-۱ مقدمه.....	۱۴
۱۷	۲-۲ نتایج کار گروه‌های مختلف در مسابقات BCI Competition.....	۱۷
۱۹	۲-۲-۱ مطالعات گروه تحقیقاتی سلس و همکاران.....	۱۹
۲۳	۲-۲-۲ مطالعه‌ی سایر گروه‌ها.....	۲۳
۳۳	۳ فصل سوم: مباحث نظری.....	۳۳
۳۴	۳-۱ مقدمه.....	۳۴
۳۵	۳-۲ میانگین‌گیری.....	۳۵
۳۵	۳-۳ جداسازی کور سیگنال‌های منبع.....	۳۵

۳۸	۳-۳-۱ کاربردهای BSS	
۳۹	۳-۳-۲ انواع کانال‌ها	
۴۱	۳-۳-۳ آنالیز مؤلفه‌های مستقل	
۵۱	۳-۴ جعبه‌ابزار EEGLAB	
۵۲	۳-۵ آزمون‌های آماری	
۵۵	فصل چهارم: فرایند پیشبرد پایان‌نامه	۴
۵۶	۴-۱ مقدمه	
۵۶	۴-۲ دادگان مورد استفاده	
۵۶	۴-۲-۱ تفاوت توجه آشکار و توجه پنهان	
۵۷	۴-۲-۲ پارادایم‌ها	
۵۸	۴-۲-۳ پروتکل آزمایش	
۶۱	۴-۳ مراحل فرایند پایان‌نامه	
۶۹	فصل پنجم: نتایج	۵
۷۰	۵-۱ مقدمه	
۷۰	۵-۲ نتایج بررسی مشخصات P300	
۷۰	۵-۲-۱ نتایج بصورت نمودار	
۸۰	۵-۲-۲ جمع‌بندی نتایج بررسی مشخصات P300	
۸۳	۵-۳ نتایج طبقه‌بندی با استفاده از 3-fold cross validation	
۸۳	۵-۳-۱ مرحله آموزش	

۵-۳-۲	مرحله آزمایش	۸۳
۵-۴	نتایج آزمون آماری T-test	۸۶
۵-۵	نمایش دوبعدی و سه بعدی ERP در دو واسط GeoSpell و P300Speller	۸۷
۵-۶	نتیجه کلی فصل	۹۰
۶	فصل ششم: جمع بندی و کارهای آینده	۹۳
۶-۱	جمع بندی	۹۴
۶-۲	کارهای آینده	۹۴
۷	پیوست ها	۹۷
	پیوست ۱: گام های کار با EEGLAB	۹۸
	پیوست ۲: توضیحات جامع درباره دادگان مورد استفاده	۱۱۶
	پیوست ۳: نتایج بررسی مشخصات P300	۱۲۰
	پیوست ۴: نتایج طبقه بندی با استفاده از ۳-fold cross validation مرحله آموزش	۱۲۴
	پیوست ۵: نتایج طبقه بندی با استفاده از ۳-fold cross validation مرحله آزمایش	۱۲۶
	پیوست ۶: نتایج آزمون آماری T-test	۱۳۴
	فصل هشتم: منابع	۱۴۳

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: نمونه‌هایی از سیستم‌های دریافت سیگنال EEG در پزشکی [۸]..... ۳
- شکل ۲-۱: نمونه‌ای از سیگنال EEG ۳
- شکل ۳-۱: سیگنال ERP و نام‌گذاری مؤلفه‌های آن [۱۵] ۵
- شکل ۴-۱: سیستم ۲۰-۱۰ و محل قرارگیری ۲۱ الکتروود آن [۴]..... ۶
- شکل ۵-۱: استانداردهای الکتروودگذاری ۲۰-۱۰ و ۱۰-۱۰ در یک نگاه [۱۷]..... ۷
- شکل ۶-۱: الف) روش GeoSpell (ب) روش سازماندهی گروهی در P300 Speller ۹
- شکل ۱-۲: مقایسه‌ی دو آزمایش P300 Speller ۱۹
- شکل ۲-۲: الف) پارادایم RCP (ب) پارادایم CBP ۲۲
- شکل ۳-۲: پارادایم نمایش منفرد (SD-Speller) ۲۴
- شکل ۴-۲: بلوک دیاگرام پردازش داده برای سیستم P300Speller ۲۶
- شکل ۵-۲: بلوک دیاگرام سیستم BCI طراحی شده توسط یانگ ۲۷
- شکل ۶-۲: الف) تأثیر افزایش تعداد کانال‌ها ، ب) تأثیر افزایش تعداد کانال‌ها ۲۷
- شکل ۷-۲: مقایسه مجموعه الکتروودهای مختلف در دقت الگوریتم آشکارسازی ۲۹
- شکل ۸-۲: مجموعه الکتروودهای مقایسه شده در شکل ۷-۲ ۲۹
- شکل ۱-۳: مثالی از جداسازی کور سیگنال‌های منبع ۳۶
- شکل ۲-۳: حالت ماتریسی جداسازی کور سیگنال‌های منبع ۳۷
- شکل ۳-۳: انواع حالت‌های مختلف تعداد سیگنال‌های منبع و دریافتی ۳۹
- شکل ۴-۳: ساز و کار ICA ۴۳

شکل ۳-۵: مراحل سفیدسازی بر نمودار پراکندگی سیگنال‌های منبع	۴۵
شکل ۳-۶: فیلتر خطی برای تخمین سیگنال منبع	۴۸
شکل ۳-۷: ساز و کار کلی جداسازی کور منابع	۵۰
شکل ۴-۱: تفاوت توجه آشکار و توجه پنهان	۵۷
شکل ۴-۲: الف) پارادایم GeoSpell ب) پارادایم P300Speller	۵۸
شکل ۴-۳: مجموعه $12 \times N = 2$ کاراکتر مورد استفاده در آزمایش	۶۰
شکل ۴-۴: فلوچارت مراحل پیشبرد پایان‌نامه	۶۱
شکل ۴-۵: فلوچارت مراحل به دست آوردن ضریب $R2$	۶۷
شکل ۵-۱: حالت Raw data: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell	۷۱
شکل ۵-۲: حالت Raw data: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller	۷۱
شکل ۵-۳: حالت Raw data: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین‌گیری بر	
روی تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell	۷۲
شکل ۵-۴: حالت FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell	۷۳
شکل ۵-۵: حالت FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller	۷۴
شکل ۵-۶: حالت FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین‌گیری بر	
روی تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell	۷۴
شکل ۵-۷: حالت ICA: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell	۷۶
شکل ۵-۸: حالت ICA: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller	۷۶
شکل ۵-۹: حالت ICA: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین‌گیری بر روی	
تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell	۷۷
شکل ۵-۱۰: حالت ICA و FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell	
.....	۷۸

شکل ۵-۱۱: حالت ICA و FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط	۷۹.....P300Speller
شکل ۵-۱۲: حالت ICA و FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین-گیری بر روی تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell	۷۹.....
شکل ۵-۱۳: نمایش دوبعدی ERP مربوطه به حالت ICA، شخص دوم و Run یکم در واسط	۸۸.....GeoSpell
شکل ۵-۱۴: نمایش سهبعدی ERP مربوطه به حالت ICA، شخص دوم و Run یکم در واسط	۸۹.....GeoSpell
شکل ۵-۱۵: نمایش دوبعدی ERP مربوطه به حالت Filter، شخص نهم و Run یکم در واسط	۸۹.....P300Speller
شکل ۵-۱۶: نمایش سهبعدی ERP مربوطه به حالت Filter، شخص نهم و Run یکم در واسط	۹۰.....P300Speller
شکل ۷-۱: جعبه‌ابزار EEGLAB	۹۸.....
شکل ۷-۲: منوی واردکردن اطلاعات مجموعه داده	۹۹.....
شکل ۷-۳: منوی تغییر اطلاعات کانال‌ها	۹۹.....
شکل ۷-۴: تعیین الکتروود مرجع	۱۰۰.....
شکل ۷-۵: نمایش زمانی سیگنال‌های ورودی	۱۰۱.....
شکل ۷-۶: پیغام هشدار برای حذف دستی داده‌ها	۱۰۱.....
شکل ۷-۷: حذف دستی سیگنال‌های ورودی	۱۰۲.....
شکل ۷-۸: نمایش دوبعدی کانال‌ها	۱۰۳.....
شکل ۷-۹: منوی واردکردن اطلاعات event	۱۰۳.....
شکل ۷-۱۰: منوی ویرایش مقادیر eventها	۱۰۴.....

- شکل ۷-۱۱: منوی نمایش طیف و نمایش کانال‌ها ۱۰۴
- شکل ۷-۱۲: نمودار طیف توان به همراه نمایش چند فرکانس خاص ۱۰۵
- شکل ۷-۱۳: نمایش طیف توان و فرکانس‌های یک کانال خاص ۱۰۶
- شکل ۷-۱۴: تعیین فرکانس‌های قطع بالا و پایین ۱۰۷
- شکل ۷-۱۵: منوی استخراج epoch‌های داده‌ها ۱۰۷
- شکل ۷-۱۶: هشدار حذف baseline ۱۰۸
- شکل ۷-۱۷: منوی اطلاعات ورودی جهت رسم ERP ۱۰۸
- شکل ۷-۱۸: نمودار رسم ERP به همراه نقشه دوبعدی سر ۱۰۹
- شکل ۷-۱۹: منوی انتخاب نوع نمایش ERP ۱۰۹
- شکل ۷-۲۰: نمایش ERP به صورت نقشه توپوگرافی ۱۱۰
- شکل ۷-۲۱: نمایش ERP به صورت آرایه‌ای ۱۱۰
- شکل ۷-۲۲: تنظیمات زمانی رسم ERP به صورت دوبعدی ۱۱۱
- شکل ۷-۲۳: نمایش زمانی ERP به صورت دوبعدی ۱۱۱
- شکل ۷-۲۴: هشدار قبل از تنظیمات رسم سه‌بعدی ERP ۱۱۲
- شکل ۷-۲۵: تنظیمات رسم سه‌بعدی ERP ۱۱۲
- شکل ۷-۲۶: نمایش سه‌بعدی ERP ۱۱۳
- شکل ۷-۲۷: منوی مربوط به تنظیمات الکترودها ۱۱۴
- شکل ۷-۲۸: منوی اجرای ICA ۱۱۵
- شکل ۷-۲۹: اطلاعات موجود در هر Run مجموعه داده ۱۱۶
- شکل ۷-۳۰: مثالی از یک مجموعه N (۶) کاراکتری ۱۱۹

فهرست جداول

جدول ۱-۲: الف) تعداد تشخیص‌های نادرست کاراکتر در میان ۳۱ الکتروود و با استفاده از ۳ کانال داده، ب) تعداد تشخیص‌های نادرست کاراکتر در میان ۳۱ الکتروود و با استفاده از ۱۰ کانال داده	[۴۷]
جدول ۱-۵: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۰ شخص مورد آزمایش در واسط GeoSpell	۸۱
جدول ۲-۵: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۶ الکتروود در واسط GeoSpell	۸۲
جدول ۳-۵: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۰ شخص مورد آزمایش در واسط P300Speller	۸۲
جدول ۴-۵: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۶ الکتروود در واسط P300Speller	۸۳
جدول ۵-۵: بهترین نتایج روش‌ها و واسط‌ها در تفاضل دامنه تحریک هدف و غیرهدف در مرحله آموزش	۸۳
جدول ۶-۵: بهترین نتایج مقادیر Stimulation Sequence های Dtotal در هر دو واسط در مرحله آزمایش	۸۵
جدول ۷-۵: مقایسه دامنه و تأخیر سیگنال P300 بین دو واسط GeoSpell و P300Speller در پایان‌نامه حاضر و مقاله [۲۰]	۹۱
جدول ۸-۵: مقایسه تفاوت معناداری دو واسط GeoSpell و P300Speller در پایان‌نامه حاضر و	

مقاله [۲۰]	۹۱
جدول ۷-۱: اختصاص دادن هریک از مجموعه‌های N کاراکتری با یک عدد در هر stimulation sequence	۱۱۹
جدول ۷-۲: نتایج دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۳ شخص برتر مورد آزمایش در دو واسط GeoSpell و P300Speller	۱۲۰
جدول ۷-۳: نتایج دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۳ الکتروود برتر مورد آزمایش در دو واسط GeoSpell و P300Speller	۱۲۲
جدول ۷-۴: مرحله آموزش. نتایج پیک‌های تفاضل تحریک‌های هدف و غیرهدف در واسط GeoSpell و P300Speller	۱۲۴
جدول ۷-۵: مرحله آزمایش. نتایج تفاضل تحریک‌های هدف و غیرهدف در واسط GeoSpell	۱۲۶
جدول ۷-۶: مرحله آزمایش. نتایج تفاضل تحریک‌های هدف و غیرهدف در واسط P300Speller	۱۳۰
جدول ۷-۷: نتایج آزمون T-test حالت اول	۱۳۴
جدول ۷-۸: نتایج آزمون T-test حالت دوم	۱۳۶
جدول ۷-۹: نتایج آزمون T-test حالت سوم	۱۳۹

۱ فصل اول: مقدمه

۱-۱ پیشگفتار

مبدع الکتروانسفالوگرافی (EEG)^۱ کنونی را می‌توان هانس برگر^۲ (۱۸۷۳-۱۹۴۱) پزشک و روانشناس آلمانی دانست. چرا که او نخستین کسی بود که برای اولین بار EEG را با اتصال دو الکتروود به پوست سر انسان ثبت کرد. او با اطلاع یافتن از تحقیقات کاتن بر روی حیوانات، مسیر تحقیقات خود را متوجه انسان‌ها نمود و پس از جنگ جهانی اول با استفاده از وسایل ابتدایی نظیر گالوانومتر توانست در سال ۱۹۲۰ میلادی نخستین ثبت خود را از افرادی که دارای جمجمه با فاصله‌ای فاقد استخوان بودند را انجام دهد. برگر عمل ثبت را روی کاغذ عکاسی و با حرکت یک نقطه نورانی نوسانی بر روی آن انجام داد و به این ترتیب بود که حرکات منظم با فرکانس تقریباً ۱۰ هرتز را کشف کرد و آن‌ها را که نخستین ریتم کشف شده در سیگنال مغزی بود را آلفا^۳ نامید.

وی در سال ۱۹۳۰ میلادی، ۱۱۳۲ ثبت را از ۷۶ مورد انسانی انجام داد و در مقاله بعدی خود، امواج آلفا و بتا را نام گذاری کرد و امواج بتا را ناشی از فعالیت مغزی و تمرکز ذهنی دانست [۲] و [۳] و [۴]. موج گاما توسط جاسپر^۴ و آندرو^۵ در سال ۱۹۳۸ کشف شد، درحالیکه موج‌های دلتا و تتا به وسیله‌ی والتر^۶ در ۱۹۳۶ کشف شد [۵].

امروزه دانشمندان به انواع مختلف سیگنال‌های EEG پی برده‌اند که می‌توان به پتانسیل‌های آهسته قشری مغز^۷، پتانسیل‌های حالت پایدار برانگیخته^۸، پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERP)^۹ مثل P50 و P300 و ریتم‌های مغزی مانند ریتم دلتا، تتا، آلفا، میو و بتا اشاره کرد. این سیگنال‌ها را می‌توان

^۱ Electroencephalography

^۲ Hans Berger

^۳ alpha

^۴ Jasper

^۵ Andrews

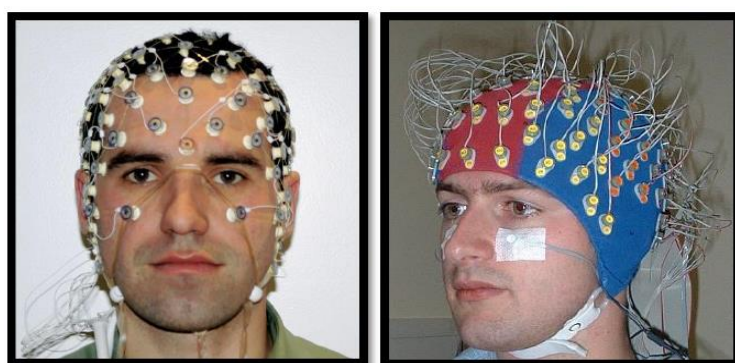
^۶ Walter

^۷ Slow Cortical Potentials (SCP)

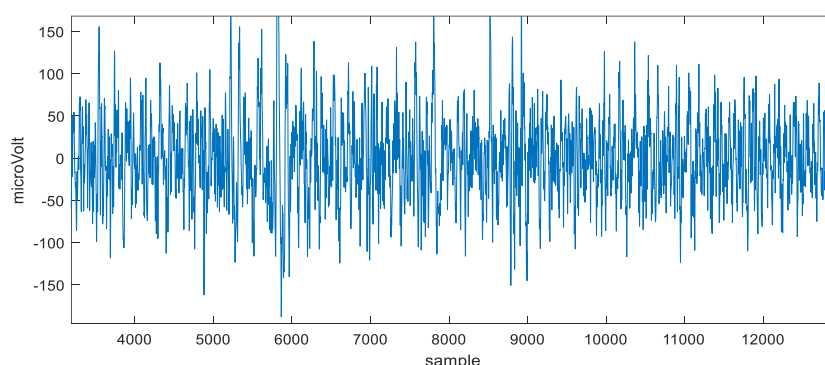
^۸ Steady State Evoked Potential

^۹ Event Related Potential (ERP)

بصورت تهاجمی (درون مغز)، نیمه تهاجمی (قشر مغز) و غیرتهاجمی (از روی پوست سر) با استفاده از سیستم‌های کامپیوتری به طور کامل ثبت کرد. دستگاه‌های ثبت EEG نیز به بسیاری از وسایل پردازش سیگنال، الکترودهای اندازه‌گیری ظریف و دقیق و حافظه کافی برای ثبت‌های طولانی مدت چند ساعته مجهز شده‌اند. استفاده از الکترودهای با سوزن‌های بسیار برای ثبت سیگنال از روی قشر مغز^۱ به منظور جلوگیری از تضعیف و اثرات غیرخطی ناشی از مجموعه از دیگر ویژگی دستگاه‌های امروزی برای ثبت سیگنال‌های مغزی است [۶] و [۷]. شکل ۱-۱ مثالی از ثبت سیگنال مغزی بصورت غیر هجومی و شکل ۲-۱ نمونه‌ای از یک سیگنال EEG را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱: نمونه‌هایی از سیستم‌های دریافت سیگنال EEG در پزشکی [۸]. شکل سمت راست ثبت سیگنال EEG همراه با کلاه الکترودی و شکل سمت چپ ثبت سیگنال EEG بدون کلاه الکترودی است.



شکل ۲-۱: نمونه‌ای از سیگنال EEG. این سیگنال براساس میکروولت به تعداد نمونه است و از واسط GeoSpell و شخص نفر دوم و Run یکم از منبع [۹] به دست آمده است.

^۱ electrocortigram

یکی از دستگاه‌هایی که می‌تواند از این سیگنال‌های مغزی برای تولید خروجی‌هایی استفاده کند که کاربران را قادر بسازد بدون دخالت عضلات یا اعصاب جانبی به برقراری ارتباط با محیط بپردازند، واسطه‌های مغز-کامپیوتر (BCI)^۱ هستند. در طراحی سیستم‌های BCI از رایانه برای تحلیل تغییرات سیگنال‌های مغزی که در نتیجه‌ی وقوع یک رخداد یا اراده فرد ایجاد می‌گردد، استفاده می‌شود [۷]. با این حال، چالشی که در BCI وجود دارد، استخراج الگوهای مربوطه از سیگنال‌های EEG تولید شده توسط مغز است [۱۰].

سیستم‌های رابط مغز-کامپیوتر کاربردهای فراوانی دارند. از جمله کاربردهای آن می‌توان به کنترل محیط (مانند کنترل دما، لامپ‌ها، تلویزیون)، به حرکت‌درآوردن یک ویلچر، کنترل یک بازوی مکانیکی و شناسایی حروف الفبایی که به صورت صفحه‌کلید روی نمایشگر درآمده و کاربر بر آن تمرکز کرده (برای کمک به بیماران فلج کامل مانند بیماران مبتلا به اسکروز جانبی آمیوتروفی (ALS)^۲) اشاره کرد.

همانطور که قبلاً هم گفته شد، یکی از اجزای مهم سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام که در سیستم‌های رابط مغز-کامپیوتر نیز کاربرد فراوانی دارد، پتانسیل‌های وابسته به رخداد^۳ هستند. این پتانسیل‌ها در پاسخ به یک تحریک (مانند تحریک دیداری، شنوایی، الکتریکی و غیره) به وجود می‌آیند. البته معمولاً سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام دارای نویز هستند و در نتیجه، پتانسیل‌های برانگیخته به سادگی قابل تشخیص نیستند. سیگنال ERP از قله‌ها و دره‌های مختلفی با دامنه و تأخیر مخصوص به خود تشکیل شده‌است که به آن‌ها مؤلفه‌های ERP گفته می‌شود [۱۱]. در تمامی مطالعات انجام شده در حوزه ERP، P300 برجسته‌ترین مؤلفه در بین مؤلفه‌های شناختی موجود در سیگنال‌های مغزی است [۱۲]. P300 یک مؤلفه از ERP با دامنه مثبت است که حدوداً ۳۰۰ میلی‌ثانیه بعد از تحریک کاراکتر هدف

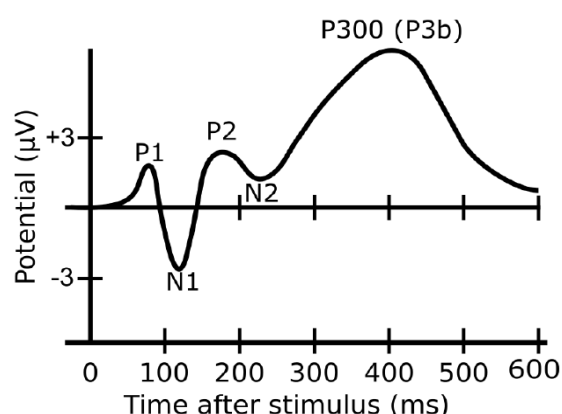
^۱ Brain Computer Interface

^۲ Amyotrophic Lateral Sclerosis

^۳ Event Related Potential (ERP)

شکل می‌گیرد [۱۳].

دامنه‌ی کم P300 باعث می‌شود که تشخیص و استخراج آن از سیگنال EEG با یک بار ثبت گرفتن سخت باشد و نیاز به تکرار تحریک و میانگین‌گیری وجود دارد [۱۴]. شکل ۱-۳ P300 و بعضی از مؤلفه‌های دیگر سیگنال ERP را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۳: سیگنال ERP و نام‌گذاری مؤلفه‌های آن [۱۵].

مؤلفه P300 کاربردهای مختلفی دارد. یکی از این کاربردها، برنامه‌های P300 BCI^۱ هستند که از این ویژگی سیگنال استفاده می‌کنند تا برنامه‌ای را کنترل کنند. P300Speller یکی از این برنامه‌هاست که از یک ماتریس شامل ردیف‌ها و ستون‌هایی از حروف که به طور متناوب چشمک می‌زنند، بعنوان تحریک استفاده می‌کند تا سیگنال P300 را تولید کند [۱۵]. با استفاده از سیگنال P300 به دست آمده و طبق الگوریتم‌هایی که برای واسط P300Speller و انواع دیگر واسط‌ها نوشته شده‌است، می‌توان سبب برقراری ارتباط کاربر با محیط اطراف فقط از طریق سیگنال مغزی شد.

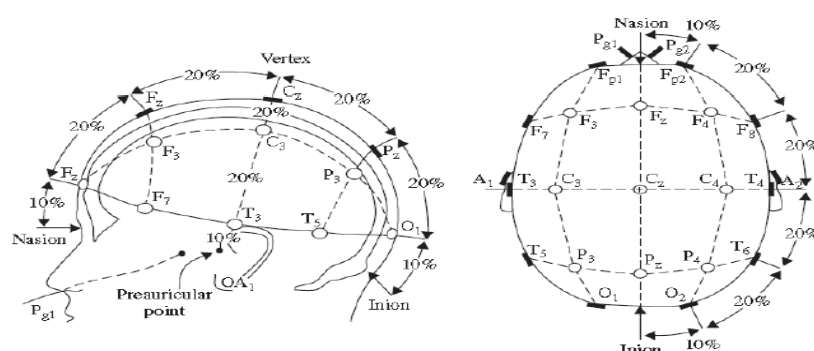
برای الگوی قرارگیری الکترودها بمنظور ثبت سیگنال EEG، استانداردهای مختلفی توسط محققین پیشنهاد شده‌است. برای اینکه بتوان نتایج حاصل از ثبت سیگنال‌های مغزی را در همه جای دنیا با هم مقایسه کرد، در سال ۱۹۴۹ میلادی یک شیوه الکترودگذاری تحت عنوان نحوه الکترودگذاری

^۱ P300 BCI یکی از واسط‌های مغز-رایانه است که براساس سیگنال P300 کار می‌کند.

استاندارد بین‌المللی از طرف انجمن بین‌المللی الکتروانسفالوگرام و فیزیولوژی عصبی بالینی^۱ به عنوان استاندارد الکتروگذاری ثبت EEG معرفی شده است. این چیدمان جهانی الکترودها به عنوان استاندارد ۱۰-۲۰ شناخته شد.

با توجه به اسامی ۵ ناحیه مغز Frontal (F)، Central (C)، Temporal (T)، Parietal (P) و Occipital (O) نام هر الکتروود بر اساس لوب و نیمکره‌ی الکتروود که در آن قرار می‌گیرد، مشخص می‌شود. به این صورت که نیمکره چپ را با اعداد فرد و نیمکره راست را با اعداد زوج نشان می‌دهند. سیستم استاندارد ۱۰-۲۰ را می‌توان در شکل ۴-۱ مشاهده کرد.

البته لازم به ذکر است که لوب مرکزی در بین لوب‌های جمجمه وجود ندارد و حرف C برگرفته از کلمه central به معنای مرکزی تنها با هدف نام‌گذاری مکان الکتروود مورد نظر استفاده شده است. زیرنویس Z هم مربوط به الکتروودهایی است که در مرز میان دو نیمکره قرار گرفته‌اند. همچنین دو الکتروود به نام‌های A1 و A2 برای نواحی استخوان پشت گوش‌های چپ و راست و یا لاله گوش^۲ در نظر گرفته شده است [۳]، [۱۶]، [۱۷] و [۱۸].



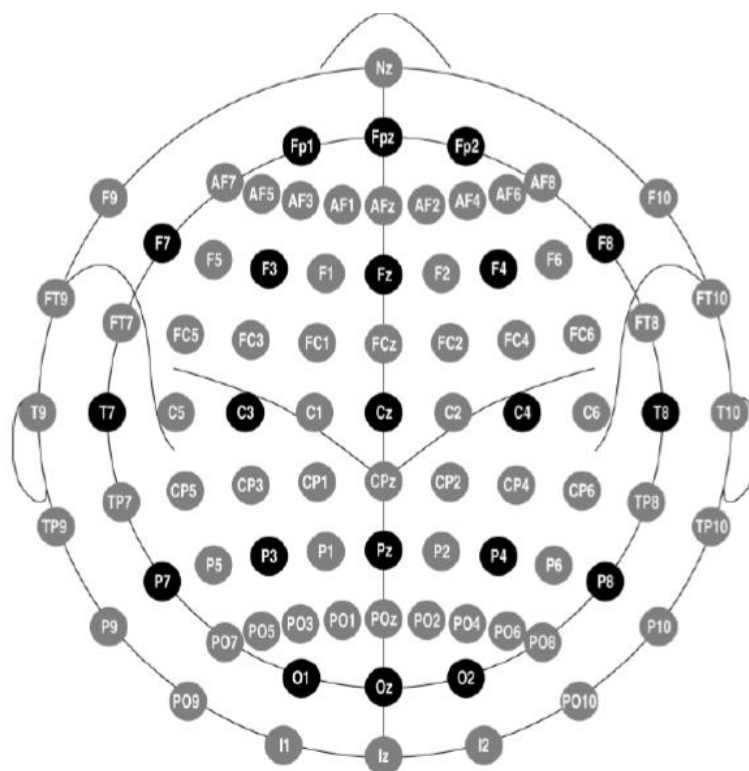
شکل ۴-۱: سیستم ۱۰-۲۰ و محل قرارگیری ۲۱ الکتروود آن [۴].

استاندارد ۱۰-۲۰ تنها ۲۱ مکان الکتروگذاری را پوشش می‌دهد. این مقدار برای تحقیقات مرتبط

^۱ Electroencephalography and Clinical Neurophysiology

^۲ Ear Lobe

با پتانسیل‌های شناختی مغز که نیاز به الکترودهای بیشتری دارند ناکافی است. به همین خاطر دو تعمیم برای استاندارد ۱۰-۲۰ با نام‌های استاندارد ۱۰-۱۰ و استاندارد ۱۰-۵ که به ترتیب ۸۱ و ۳۲۰ مکان الکتروگذاری را شامل می‌شوند، توسط محققین معرفی شد [۱۷]. شکل ۱-۵ محل‌های الکتروگذاری را بر اساس دو استاندارد ۱۰-۲۰ و ۱۰-۱۰ به صورت یک‌جا نشان می‌دهد.



شکل ۱-۵: استانداردهای الکتروگذاری ۱۰-۲۰ و ۱۰-۱۰ در یک نگاه [۱۷]. الکترودهای مشکی رنگ مربوط به الکتروگذاری ۱۰-۲۰ و الکترودهای خاکستری رنگ مربوط به الکتروگذاری ۱۰-۱۰ هستند.

لازم به ذکر است که محققین مختلف برای ثبت سیگنال P300 و استفاده در سیستم‌های P300 BCI لازم به چندین مکان را به عنوان مکان بهینه و اصلی معرفی کردند. الکترودهایی که در محل‌های FZ ، CZ و PZ قرار می‌گیرند، اصولاً بهترین محل‌ها برای ثبت سیگنال P300 هستند. گزارش شده است که دامنه مؤلفه شناختی P300 در مکان Pz از سایر نقاط قوی‌تر و در محل Fz از سایر نقاط ضعیف‌تر است به عبارت دیگر $Pz > Cz > Fz$ [۱۷].

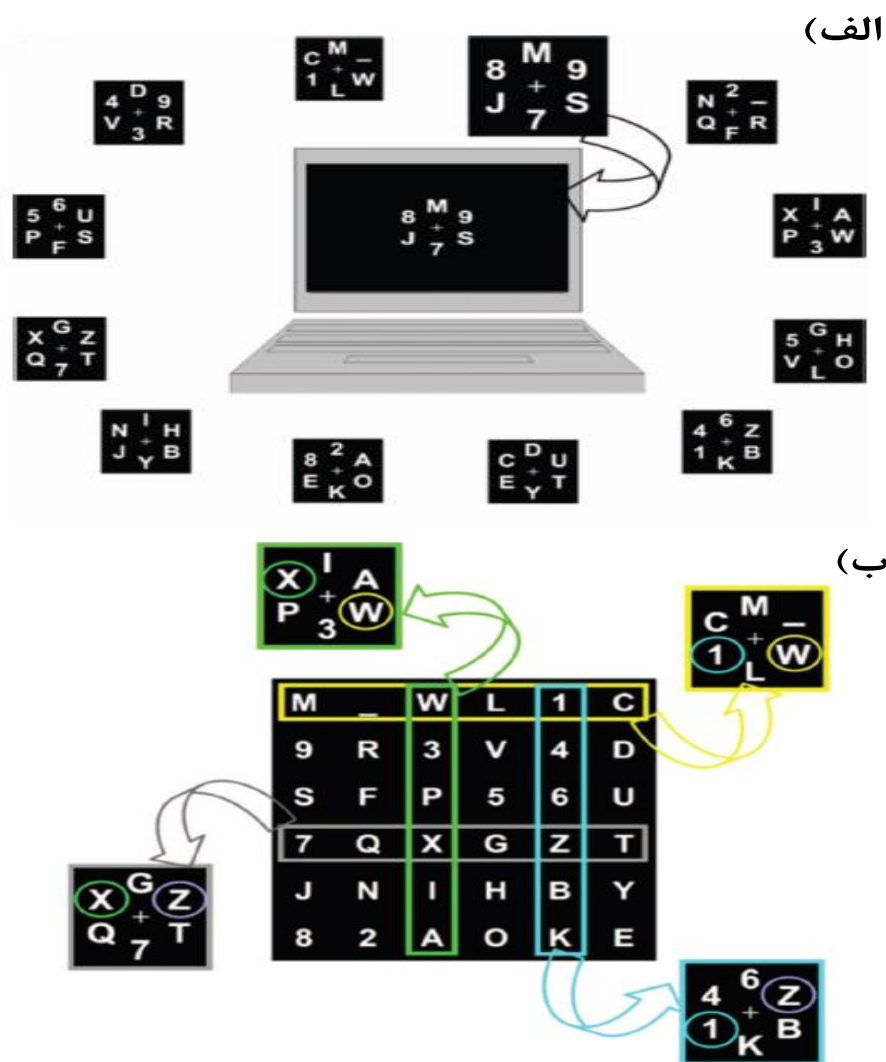
۲-۱ بیان مسأله

ALS، بیماری عصبی است که در آن فرد توانایی‌های حرکتی‌اش را به مرور زمان از دست می‌دهد. در مراحل پیشرفته‌تر، این بیماری حتی می‌تواند بر کنترل حرکت چشم نیز اثر بگذارد. بنابراین استفاده از رابط‌های مغز-کامپیوتر که مستقل از جهت نگاه بیمار می‌باشند و تنها با سیگنال‌های مغزی بیمار کار می‌کنند، می‌تواند کمک شایانی به برقراری ارتباط این اشخاص با محیط اطراف کند [۱۹]. در این زمینه رابط‌های مختلفی ارائه شده‌است که یکی از رایج‌ترین آن‌ها همانطور که در بخش قبلی اشاره شد، دستگاه P300 Speller است. این دستگاه در سال ۱۹۸۸ توسط فارول و دانچین طراحی شد [۲۰]. البته اساس کار این رابط به جهت نگاه کاربر وابسته است. در نتیجه زمانی که حرکت چشم دچار اختلال می‌شود (همانند دسته‌ای از بیماران مبتلا به ALS)، دقت تشخیص P300 Speller به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد [۲۱].

آلیوز و همکارانش در سال ۲۰۱۲، یک الگوریتم مبتنی بر P300 را پیاده‌سازی کردند که برای توجه بصری پنهان یا مستقل از جهت نگاه^۱ بهینه شده بود [۱]. به عبارت دیگر اگر زمانی حرکت چشم بیمار دچار اختلال شود و نتواند چشم‌های خود را حرکت دهد، این الگوریتم مبتنی بر P300 که توسط آلیوز و همکارانش ارائه شده‌است، می‌تواند بسیار کارساز باشد. برخلاف پارادایم ارائه شده در روش P300 Speller، این روش جدید از پارادایم نمایش دایره‌ای بجای نمایش ماتریسی استفاده می‌کند. در این روش جدید، کاراکترها به صورت ۱۲ گروه شش کاراکتری دور یک شش ضلعی نامرئی نمایش داده می‌شوند. یک علامت بعلاوه (+) در مرکز هر یک از گروه‌ها قرار دارد. وظیفه کاربر این است که در حین نمایش این گروه‌ها فقط به علامت + نگاه کند. هر زمانی که کاراکتر هدف در این گروه‌ها به کاربر نمایش داده شود، کاربر باید بدون نگاه کردن به آن کاراکتر هدف، توجه‌اش جلب شود^۲. در این حین سیگنالی در مغز وی ظاهر می‌شود که به P300 معروف است. حال باید آشکارسازی و دیگر فرایندهای پردازشی را

^۱ Gaze independent BCI^۲ اصطلاحاً به توجه‌ای که بدون نگاه کردن به سوژه رخ دهد، توجه پنهان نام دارد.

روی این سیگنال انجام شود [۲۲]. این روش جدید GeoSpell^۱ نام گذاری شد. شکل ۱-۶ نحوه نمایش کاراکترها در روش P300Speller و GeoSpell را نشان می دهد. حال اگر بخواهیم به هدف این تحقیق اشاره کنیم، طراحی و پیاده سازی الگوریتمی بهینه با حداقل پیچیدگی ها که از ویژگی های گذرای زمانی سیگنال نظیر P300 برای تشخیص جهت نگاه پنهانی استفاده می کند.



شکل ۱-۶: (الف) روش GeoSpell: هر گروه شامل ۶ آیتم الفبایی (یا الفبایی-عددی) است که بصورت تصادفی در مرکز صفحه ارائه می شوند. (ب) روش سازماندهی گروهی در P300 Speller: هر گروه شامل کاراکترهای یک ردیف یا یک ستون است؛ بنابراین واسط جدید همانند روش ردیف-ستونی P300 Speller برای تحریک عمل می کند ولی تفاوت در حالت استفاده از شرایط توجه پنهان است [۱].

^۱ Geometric Speller

۱-۳ ضرورت انجام تحقیق

همانطور که قبلاً نیز ذکر شد، رابط‌های مغز-رایانه در جنبه‌های مختلفی همچون درمان بیماران، بازگرداندن توانایی‌های از دست رفته به افراد معلول، تسهیل زندگی روزمره، سرگرمی و غیره کاربرد دارند. در این مسیر، محققان پارادایم‌های مختلفی نیز ارائه دادند که در بخش‌های قبلی نیز به آن‌ها اشاره شد.

ایده اولیه طراحی رابط‌های مستقل از جهت نگاه، با هدف کمک به بیماران مغزی که توانایی کنترل هیچ یک از عضلات بدن خود را ندارند شکل گرفت [۲۳]. چنین بیمارانی مانند بیماران مبتلا به ALS، توانایی کنترل تمامی عضلات بدن خود حتی چشم‌ها و پلک‌ها را نیز از دست می‌دهند. از این رو این افراد هیچ راه ارتباطی با دنیای بیرون ندارند و به کارگیری رابط‌هایی که به توجه پنهان^۱ متکی هستند و می‌توانند بدون زل زدن کاربر عمل کنند برای آن‌ها بسیار مفید است [۱] و [۲۴]. این رابط‌ها متکی بر سیگنال‌های مغزی هستند و با توجه به اینکه داده‌های EEG پیچیدگی زیادی دارند، نیاز به تحقیقاتی که تغییرات ایجاد شده در سیگنال‌های مغزی را استخراج و آنالیز کنند، ضروری است.

۱-۴ روش تحقیق و نوآوری

داده‌هایی که در این تحقیق استفاده شده‌است، تحت پروتکل توجه پنهان ثبت شده‌اند بطوریکه توجه به یک نقطه‌ی خاص از صفحه نمایش تأثیری بر جهت نگاه فرد نداشته است. با توجه به مخفی بودن توجه، دامنه مؤلفه P300 در سیگنال ثبت شده پایین است و استخراج آن با چالش همراه می‌باشد. هدف این مطالعه توسعه الگوریتم موثری جهت استخراج P300 بمنظور بهبود عملکرد رابط‌های مغز-رایانه مستقل از جهت نگاه است. حالت‌های مختلفی هم برای عملکرد بهتر رابط‌های مغز-رایانه مستقل از جهت نگاه در این پایان‌نامه به کار گرفته شده است که می‌توان به حالت‌های Raw data، FIR Filter، ICA، ICA & Average، Average Reference، FIR Filter & Average Reference، ICA & Average

^۱ Covert Attention

Reference. FIR Filter & Average Reference & ICA اشاره کرد.

داده‌های مورد استفاده در این تحقیق شامل سیگنال‌های ثبت شده از ۱۰ فرد سالم (۶ مرد و ۴ زن با میانگین سنی ۲۶/۸۲ و واریانس ۴/۲۱) می‌باشد. برای ثبت داده از ۱۶ الکترود شامل Fz, FCz, Cz, CPz, Pz, Oz, F3, F4, C3, C4, CP3, CP4, P3, P4, PO7, PO8 که براساس استاندارد بین‌المللی ۱۰-۱۰ روی سر قرار گرفته‌اند استفاده شده است [۱]. در تهیه این پایان‌نامه، هرچند که هدف اصلی پارادایم GeoSpell مبتنی بر توجه پنهان است، ولی برای مقایسه و مشاهده عملکرد آن نسبت به پارادایم‌های دیگر، از پارادایم P300 Speller نیز استفاده شده است.

۱-۵ ساختار پایان‌نامه

در فصل دوم، به پیشینه تحقیق پرداخته شده است. مباحث نظری از جمله میانگین‌گیری، جداسازی کور سیگنال‌های منبع، EEGLAB و آزمون‌های آماری در فصل سوم عنوان شده است. فصل چهارم مربوط به فرایند پیشبرد پایان‌نامه بوده و مباحثی شامل دادگان مورد استفاده، پروتکل آزمایش و فلوچارتی از مراحل انجام پایان‌نامه ارائه شده است. نتایج پردازش‌ها، در فصل پنجم ذکر شده است. فصل ششم نیز مربوط به مباحث جمع‌بندی و ارائه پیشنهادات آینده است.

۲ فصل دوم: پیشینه تحقیق

۱-۲ مقدمه

تقریباً همزمان با کشف سیگنال‌های EEG، دانشمندان به کشف ارتباط سیگنال‌های مغزی با فعالیت‌های ذهنی بودند و شاید از همان زمان ایده برقراری ارتباط مستقیم با مغز شکل گرفته باشد. اما با توجه به محدودیت وسایل ثبت و پردازش سیگنال در آن زمان امکان انجام پردازش بر روی سیگنال‌های مغزی میسر نبود. به همین دلیل تحقیقات در این زمینه تا چند دهه قبل منحصر به مجامع پزشکی بوده است و در سال‌های اخیر بیشتر مورد توجه مهندسان قرار گرفته است [۲]. در زیر به تعدادی از کارهای پیشین که در حوزه‌ی BCI و P300Speller صورت گرفته، می‌پردازیم.

پلی کف و همکاران در سال ۱۹۹۵ در تحقیقی جداگانه، برای کمک به افراد کاملاً فلج که هیچ‌گونه تحرکی ندارند، یک سیستم BCI مبتنی بر P300 ابداع کردند. در روش آن‌ها، تحریک به صورت علامت-هایی در چهار جهت اصلی به کاربر نشان داده می‌شد و هنگام نشان دادن جهت مورد نظر، فرد کار خاصی را انجام می‌داد. اینکار سبب تولید P300 می‌شود که با تشخیص آن، می‌توان جهت مورد نظر را شناسایی کرد. البته این روش نیاز به تعداد تحریک زیاد برای تشخیص P300 است که همین موضوع سبب کاهش سرعت آن می‌شود ولی با این حال برای کسی که قابلیت هیچ‌گونه حرکتی ندارد، این روش می‌تواند مفید باشد [۲۵].

بیشترین استفاده از رابط‌های مغز-کامپیوتر مبتنی بر P300 که برای تشخیص توجه پنهان و آشکار بکار می‌روند، متکی بر پارادایم P300Speller است که توسط فارول و دانچین در سال ۱۹۸۸ پیشنهاد شد. آن‌ها آزمایشی ترتیب دادند که در آن از فرد معلول خواسته شد که جلوی یک جدول سطری-ستونی که درایه‌های آن به صورت نوری چشمک می‌زنند و هر درایه حاوی یک کلمه است، بنشیند. قبل از آزمایش به فرد تعدادی کلمه‌ی هدف را معرفی می‌کنند و در هنگام آزمایش، هر از چند گاهی به صورت اتفاقی، یک سطر یا یک ستون روشن می‌شود. با توجه به اینکه توجه‌ی فرد به کلمه‌ی هدف که در تلاقی یک سطر و ستون قرار دارد، معطوف است، در هنگام روشن شدن آن سطر یا ستون

حاوی کلمه‌ی هدف، مؤلفه‌ی P300 به نشانه‌ی ادراک فرد در سیگنال مغزی وی ظاهر می‌شود [۲۰].

آلیسون و پیندا در سال ۲۰۰۶ آزمایشی با هدف بررسی تأثیر گذاری اندازه‌های مختلف ماتریس سیستم P300Speller بر دامنه و تأخیر P300 انجام دادند. آن‌ها از سه ماتریس با اندازه‌های 4×4 و 8×8 و 12×12 استفاده کردند. ورودی‌های این ماتریس‌ها به جای تک کاراکتر، زوج‌هایی از حروف بودند. نتایج نشان داد که با انتخاب ماتریس‌های بزرگتر، تأخیر P300 کاهش و دامنه‌ی آن افزایش می‌یابد [۲۶].

سربی و همکارانش نیز در سال ۲۰۰۵ با روشی مشابه روش فارول، از طریق انتخاب حروف از روی یک ماتریس 6×6 ، سیگنال P300 را برای واسط مغز-رایانه بکار بردند [۱۴]. آن‌ها آزمایش را روی شش نفر با دو روش برخط^۱ و برون خط^۲ انجام دادند. روش اول از الگوریتم آنالیز مؤلفه‌های مستقل (ICA)^۳ و در روش دوم از طبقه‌بند ML استفاده کردند. در حالت برون خط دقت تعیین حروف ۹۲٫۱٪ با نرخ ارسال ۵٫۴۵ نماد در دقیقه و در حالت برخط دقت ۷۹٫۵٪ با نرخ ارسال ۴٫۵ نماد در دقیقه حاصل شد. در این روش‌ها برای داشتن نرخ سیگنال به نویز بالا، از میانگین‌گیری استفاده شده است [۲۷].

دانچین نیز در سال ۲۰۰۰ در کاری مشابه نشان داد که وقتی به افراد کلمه‌ی هدف را معرفی کنند و افراد در مرحله‌ی بعد در جدولی از کلمات مختلف، همان کلمه را ببینند، سیگنال P300 ظاهر می‌شود که نشان دهنده‌ی تأیید کلمه‌ی مزبور توسط مغز فرد است. همچنین برای افزایش سرعت انتخاب کلمات، چندین الگوی تصویری ارائه داد که در بهترین حالت، نرخ تشخیص ۷٫۸ کاراکتر در دقیقه با صحت بالای ۸۰٪ گزارش شده است [۲۸].

قشونی در سال ۲۰۰۵ با استفاده از روش مبتنی بر شبکه‌های عصبی و الگوریتم ژنتیک و با

^۱ online

^۲ offline

^۳ independent component analysis (ICA)

استخراج ۷ ویژگی بهینه از کانال Pz، به دقت ۷۸ درصد در دادگان آموزش و ۷۱ درصد در دادگان آزمون رسید. همچنین تک‌ثبت‌های حاوی P300 از تک‌ثبت‌های فاقد آن تفکیک شده‌است [۲۹].

صالحی و همکاران در سال ۲۰۰۸ نیز برای تشخیص مؤلفه P300 از مدل مخفی مارکوف استفاده کردند [۳۰].

ابهری و رضایی، در سال ۲۰۰۹ نشان دادند که در پارادایم فارول و دانچین (P300Speller) خطای ادراکی انسانی وجود دارد. آن‌ها پارادایم جدیدی ارائه دادند که در آن به جای استفاده از پارادایم ماتریس سطری-ستونی، از پارادایم چندین ناحیه فلش استفاده می‌کرد. به این شکل که صفحه کامپیوتر به چند ناحیه (مثلاً ۷ ناحیه) تقسیم می‌شد و هر بار هدف مورد نظر در یکی از این نواحی فلش زده می‌شد. نتایج عملی بدست‌آمده از ۱۰ نفر نشان داد که دقت پارادایم پیشنهادی آن‌ها بالاتر از پارادایم فارول-دانچین است. پارادایم آن‌ها مزایای دیگری هم داشت، بعنوان مثال تعداد کاراکترها از ۳۶ به ۴۹ افزایش یافت و دامنه P300 هم در داده‌های ثبت شده آن‌ها بالاتر رفت [۱۰].

در تحقیق دیگری، برونر و همکارانش در سال ۲۰۱۰ عملکرد ۱۵ نفر از افراد سالم را با استفاده از رابط کاربری P300Speller در حالت‌های آشکار^۱ و مخفی^۲ ارزیابی کردند [۲۱]. آن‌ها با توجه به کاهش نرخ صحت بدست آمده در شرایط توجه پنهان نتیجه گرفتند که عملکرد P300Speller تا حد زیادی به جهت نگاه افراد^۳ بستگی دارد. این نتیجه‌گیری زمانی بسیار مهم است که رابط‌های مغز-کامپیوترهای مبتنی بر P300 به عنوان ابزارهای ارتباطی برای افراد با ناتوانی حرکتی کامل، شناخته می‌شوند. این مسئله توسط تردر و بلنکردز در سال ۲۰۱۰ مورد توجه قرار گرفت که سبب توسعه Hex-o-Spell مبتنی بر ERP شد [۳۱].

^۱ overt condition

^۲ covert condition

^۳ Gaze

لیو و همکارانش در سال ۲۰۱۱ دو روش هجی کننده مستقل از جهت نگاه افراد پیشنهاد دادند که از توجه بصری مخفی استفاده می کرد [۳۲]. با استفاده از این سیستم دقت دستگاه هجی کننده بر مبنای پارادایم فارول و دانچین بطور میانگین تا ۹۵٪ رسید. ولی فاصله وقوع تحریکها (SOA)^۱ در آن به ۴۰۰ میلی ثانیه رسید که به طور معناداری از SOA رابط مغز-کامپیوتر مبتنی بر P300 که ۱۶۰-۲۵۰ میلی ثانیه بود بیشتر شد [۲۶] و [۲۴]. درضمن این زمان بر زمان تایپ کاراکترها WSR^۲ نیز تاثیر منفی گذاشت.

تردر و همکارانش در سال ۲۰۱۱، رابط مستقل از جهت نگاهی ارائه دادند که در آن هر گروه از حرفها با رنگهای مختلف همراه بود. با استفاده از این کد رنگ، دقت تشخیص به طور میانگین بیش از ۹۰٪ شد. با این حال، برای موثر بودن روش پیشنهادی نیاز به این بود که شخص کدهای رنگ را به خاطر بسپارد [۲۴].

در تحقیق دیگری که توسط آلیوز و همکارانش در سال ۲۰۱۲ انجام شد رابط کاربری جدیدی بر مبنای توجه پنهان ارائه شد. آزمایشات بیانگر این بود که رابط پیشنهاد شده در آنالیز آفلاین نتایج بهتری دارد و در کاربردهای آنلاین موثر نیست [۱].

۲-۲ نتایج کار گروههای مختلف در مسابقات BCI Competition

از سال ۲۰۰۰ تا ۲۰۰۸، مسابقاتی تحت عنوان BCI Competition به صورت دوسالانه برگزار شد که یکی از بخشهای آن P300Speller بود که در آن سیگنال P300 حاصل از آزمایش انتخاب حروف از یک صفحه کلید را برای واسط مغز-رایانه، بکار بردند. نحوه کار سیستم P300Speller به این صورت است که یک ماتریس ۶×۶ که شامل ۳۶ کاراکتر است را به کاربر نشان می دهند. قبل از آن

^۱ stimulus onset asynchrony

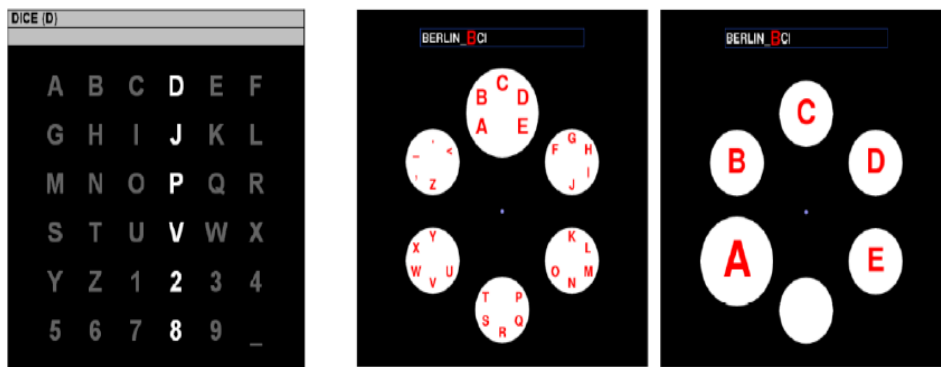
^۲ written symbol rate

کاراکتر هدف را برای کاربر تعیین کرده‌اند. هر یک از این سطر یا ستون‌ها به صورت تصادفی چشمک می‌زنند. در نتیجه سیگنال P300 زمانی ایجاد می‌شود که سطر یا ستونی که حاوی کاراکتر هدف است، نشان داده شود. شکل ۱-۲ مثالی از دو سیستم P300Speller را نشان می‌دهد. تصویر سمت چپ نشان‌دهنده‌ی سیستم مورد استفاده در [۲۰] است. دو تصویر سمت راست نیز یکی از سیستم‌های بهبود یافته به نام Hex-o-Spell را نشان می‌دهد. در روش دوم، کاراکترهای هدف در دو مرحله انتخاب می‌شوند. در مرحله‌ی اول ابتدا صفحه‌ای که حاوی چندین کاراکتر از جمله کاراکتر هدف است، انتخاب می‌شود. و در مرحله‌ی دوم، کاراکترهای صفحه‌ی انتخابی خود نیز در صفحاتی جداگانه قرار می‌گیرند. صفحه‌ی خالی نیز برای بازگشت به مرحله‌ی قبل تعبیه شده است.

به تازگی نیز نشان داده شده است که از مؤلفه P200 نیز می‌توان برای افزایش دقت P300Speller استفاده کرد. در نتیجه بهتر است که به کل سیگنال ERP توجه شود به جای آنکه فقط مؤلفه P300 مورد بررسی قرار گیرد [۱۴].

گروه وادسورس^۱ در سال ۲۰۰۳ دادگانی را که با سیستم P300Speller ثبت شده بود جهت استفاده در مسابقه BCI2003 در اختیار عموم گذاشت. این مسابقات در سال ۲۰۰۵ با دادگانی کامل‌تر برگزار شد. گروه‌های مختلفی بر روی این داده‌ها و دادگانی دیگر کار کرده‌اند که در ادامه به نتایج حاصل از کار آن‌ها می‌پردازیم. البته از آنجا که گروه سلرس و همکاران، یکی از فعال‌ترین گروه‌ها در این زمینه هستند، در بخشی جداگانه، مطالعات این گروه مورد بررسی قرار گرفته است [۱۴].

^۱ Wadsworth



شکل ۲-۱: مقایسه‌ی دو آزمایش P300 Speller [۲۰] و [۳۱].

۲-۲-۱ مطالعات گروه تحقیقاتی سلرس^۱ و همکاران

یکی از فعال‌ترین گروه‌ها در زمینه واسطه‌های مغز-رایانه مبتنی بر P300، گروه سلرس و همکاران هستند که برخی از اعضای آن در مرکز وادسورس فعالیت می‌کردند. در ادامه به مروری بر تحقیقات این گروه در سال‌های اخیر می‌پردازیم.

سلرس، کروسینسکی و همکاران در سال ۲۰۰۶، اثر اندازه‌ی ماتریس سیستم P300Speller و فاصله‌ی بین زمان‌های تحریک (ISI) را بر روی سیستم‌های BCI بررسی کردند. در تحقیق آن‌ها از دو ماتریس با اندازه‌ی 3×3 و 6×6 و همچنین دو فاصله‌ی زمان تحریک با مقادیر ۱۷۵ و ۳۵۰ میلی‌ثانیه استفاده شد. در این تحقیق، ثبت سیگنال مغزی در سیستم استاندارد ۱۰-۲۰ و از ۵ فرد در ۵ جلسه و طی ۳ هفته صورت گرفت. تفکیک داده‌های سیگنالی حاوی P300 و فاقد P300، از طریق طبقه‌بند SWLDA صورت گرفت. نتایج نشان داد که بهترین میزان صحت طبقه‌بندی با ماتریس 3×3 و ISI با مقدار ۱۷۵ میلی‌ثانیه به دست آمد ولی در عوض بهترین نرخ ارسال اطلاعات با ماتریس 6×6 و ISI با مقدار ۱۷۵ میلی‌ثانیه حاصل شد. نهایتاً در بهترین شرایط، صحت تشخیص بطور متوسط برای هر فرد، ۸۸٪ گزارش شد [۳۳].

^۱ Sellers

این گروه در همان سال، در مطالعه‌ای به مقایسه‌ی عملکرد چهار طبقه‌بند خطی شامل SWLDA، FLD، LSVM و PCM و یک طبقه‌بند غیرخطی شامل GSVM بر روی هشت کاربر و در حالت آفلاین پرداختند. طبق مطالعه‌ی آن‌ها، طبقه‌بند SWLDA و FLD بهترین نتایج را نشان می‌دهند. ولی SWLDA به علت توانایی آن در کنار گذاشتن ویژگی‌های کم اهمیت برای فضاهای ویژگی بزرگ و ناشناخته به صورت بالقوه، مزایای بیشتری نسبت به FLD دارد [۳۴].

سلرس و کروسینسکی در سال ۲۰۰۷ در تحقیقی مبنی بر اینکه آیا الگوهای مکانی مشترک (CSP)^۱ برای سیستم‌های BCI مبتنی بر ریتم و Sensory motor مناسب هستند، طرحی را با گسترش CSP تحت عنوان الگوهای مکانی-زمانی مشترک (CSTP)^۲ ارائه دادند که در آن الگوهای مکانی-زمانی برجسته هر کلاس استخراج می‌شود. در این آزمایش از سیستم P300Speller بر روی هفت فرد سالم استفاده شد. با به کارگیری دو طبقه‌بند FLD و SWLDA، میانگین درصد صحت طبق‌بندی در هر دو روش، ۹۲٫۱٪ به دست آمد [۳۵].

سلرس و همکاران در سال ۲۰۰۸، عملکرد سیستم BCI مبتنی بر P300 برای بیماران ALS و با معلولیت بالا را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها با رعایت قوانین سیستم BCI2000، با استفاده از ماتریس اعداد و حروف و به کارگیری طبقه‌بند SWLDA در دو حالت برخط و برون خط و در دو فاز مختلف از نظر کانال‌های استفاده شده، تعداد افراد و ابعاد ماتریس آزمایش، به نتایج زیر رسیدند. در فاز اول، با ثبت ۱۶ کانال و ماتریس ۶×۶، میانگین صحت طبقه‌بندی برای شش نفر در حالت برخط ۶۲٪ و در حالت برون خط ۸۲٪ به دست آمد. در فاز دوم، با تغییر دو الکترود ثبت، با ماتریس ۷×۷، میانگین صحت تشخیص برای چهار نفر در حالت برخط ۷۹٪ بدست آمد [۳۶].

همین گروه در سال ۲۰۱۰ سعی کردند که با تغییر پارادایم تحرک، دقت تشخیص P300 را بالا

^۱ Common Spatial Patterns

^۲ Common Spatial Temporal Patterns

ببرند. آن‌ها اعتقاد داشتند که در هنگام استفاده از پارادایم فارول و دانچین موسوم به RCP^۱ خطاهایی رخ می‌دهد که بر دقت سیستم تأثیر می‌گذارد. یکی از مهم‌ترین خطاها، خطایی است که در کاراکترهای مجاور کاراکتر هدف و در همان سطر و ستون متعلق به کاراکتر هدف رخ می‌دهد. علت آن هم این است که در هنگام روشن شدن کاراکتر هدف، کاراکترهای موجود در سطر یا ستون کاراکتر هدف نیز روشن می‌شود و P300 برای تمام آن‌ها ایجاد می‌شود.

هرچند که کاراکتر هدف در محل تقاطع یک سطر و ستون است و یکتا می‌باشد، اما زمانی این خطا خود را نشان می‌دهد که کاراکترهای اطراف کاراکتر هدف نیز مورد توجه کاربر قرار گیرند و سبب تشکیل مؤلفه P300 برای آن‌ها شوند. به این خطا، خطای سردگمی مجاورت^۲ می‌گویند. به همین دلیل برای جلوگیری از چنین مشکلی، این گروه پیشنهاد دادند که از پارادایم جدید تخته شطرنجی^۳ که یک ماتریس ۹×۸ شطرنجی با خانه‌های سیاه و سفید است، به جای پارادایم RCP استفاده کنند.

همانطور که در شکل ۲-۲ می‌بینید، این ماتریس را می‌توان مجازاً به دو ماتریس ۶×۶ سفید و سیاه تقسیم کرد که هرگز به کاربر نشان داده نمی‌شود. وظیفه‌ی آن‌ها نیز جلوگیری از ایجاد خطای سردرگمی مجاورت است. در این پارادایم، سطر و ستون‌های دو ماتریس مجازی به صورت متوالی و تصادفی بر روی ماتریس ۹×۸ روشن می‌شوند که در این صورت دیگر کاراکترهای مجاور کاراکتر هدف روشن نمی‌شوند و از رخداد سردرگمی مجاورت جلوگیری می‌کند [۳۷].

این گروه در سال ۲۰۱۵ تحقیقی با شرکت دو گروه سالم و مبتلا به بیماری ALS به منظور تسهیل در کار با BCI برای افراد معلول انجام دادند. تحقیق آن‌ها رسیدن به جواب چند پرسش بود. (۱) آیا تفاوتی در سرعت انتقال و صحت سیستم BCI مبتنی بر P300 در افراد معلول و سالم وجود دارد یا

^۱ Row/ Coloumn Paradigm

^۲ Adjacency- distraction

^۳ Checkerboard paradigm (CBP)

خیر، ۲) ویژگی‌های ERP در این دو گروه چه تفاوت‌هایی دارند و ۳) چه عواملی بر بهبود ERP در کاربرد BCI برای افراد معلول تأثیرگذار است.

برای پاسخ‌گویی به این سؤال‌ها، سیگنال EEG ثبت شده توسط سیستم P300Speller با ۱۶ کانال را برای این دو گروه به کار بردند. اشخاص مبتلا به ALS یا توانایی حرکتی ناچیزی داشتند و یا قادر به حرکت نبودند. در این تحقیق از یک ماتریس ۶×۶ استفاده شده و با استفاده از تحلیل تفکیک گام به گام (SWLDA) کاراکتر مورد نظر کاربر را شناسایی کردند. روند تجزیه و تحلیل در حالت آفلاین صورت گرفت و زمان شروع تحریک، دامنه و مکان ERP هدف و غیرهدف برای هر دو گروه سالم و ALS ارزیابی شد.

(الف)

WADSWORTH (W)							
A	B	C	D	E	F	G	H
I	J	K	L	M	N	O	P
Q	R	S	T	U	V	W	X
Y	Z	Sp	1	2	3	4	5
6	7	8	9	0	.	Ret	BS
?	,	;	\	/	+	-	Alt
Ctrl	=	Del	Home	UpAr	End	PgUp	Shift
Save	'	F2	LfAr	DnAr	RtAr	PgDn	Pause
Esc	F5	Tab	EC	Esc	email	F11	Sleep

(ب)

A	B	C	D	E	F	G	H
I	J	K	L	M	N	O	P
Q	R	S	T	U	V	W	X
Y	Z	Sp	1	2	3	4	5
6	7	8	9	0	.	Ret	BS
?	,	;	\	/	+	-	Alt
Ctrl	=	Del	Home	UpAr	End	PgUp	Shift
Save	'	F2	LfAr	DnAr	RtAr	PgDn	Pause
Caps	F5	Tab	EC	Esc	email	I	Sleep

3	Bz	Init	H	Sp	EC
I	R	Y	7	?	W
Scrr	PG	M	Pt	9	i
B	E	PgDn	End	email	-
V	F	Home	.	D	4
D	T	X	Sleep	/	DnAr
Tab	Del	S	C	1	E
Ubl	U	W	3	Ltr	Z
O	J	S	L	-	U
S	G	N	P	A	+
LfAr	.	Esc	6	PgUp	Capt
UpAr	Pause	Alt	\	I	RtAr

WADSWORTH (W)							
A	B	C	D	E	F	G	H
I	J	K	L	M	N	O	P
Q	R	S	T	U	V	W	X
Y	Z	Sp	1	2	3	4	5
6	7	8	9	0	.	Ret	BS
?	,	;	\	/	+	-	Alt
Ctrl	=	Del	Home	UpAr	End	PgUp	Shift
Save	'	F2	LfAr	DnAr	RtAr	PgDn	Pause
Esc	F5	Tab	EC	Esc	email	F11	Sleep

شکل ۲-۲: الف) پارادایم RCP برای یک ماتریس ۸*۹ با فلاشینگ یک سطر. ب) پارادایم CBP برای ماتریس ۸*۹. تصویر سمت چپ الگوی شطرنجی، تصویر وسط ماتریس‌های مجازی و در تصویر سمت راست ماتریس با فلاشینگ برای سطر اول ماتریس مجازی سفید نشان داده شده است [۳۵] و [۳۷].

نتایج حاصل از این آزمایش نشان داد که دقت و سرعت انتقال اطلاعات بین این دو گروه تفاوت چندانی ندارد. همچنین از نظر ریخت‌شناسی، گرچه که ERP برای هر دو گروه مشابه بود، ولی ERP هدف به

صورت قابل توجهی از منظر دامنه و موقعیت P300 و N200 بین این دو گروه تفاوت داشت. همچنین نشان دادند که تفاوت بین ERP هدف در این دو گروه، با این ادعا که ممکن است بیماری ALS بر عملکرد قشری مغز تأثیر بگذارد، تطابق دارد. گرچه که تحقیقات امروزی بر روی سیستم‌های BCI بر روی افراد سالم شروع شده‌است تحقیقات گروه سلس نشان داد با توجه به اینکه تفاوت در ERP بین افراد سالم و معلول، ممکن است بر کانال‌های انتخابی و حتی الگوی آزمایش (طراحی ماتریس و نرخ تحریک) مؤثر باشد، لازم است این مطالعات و تحقیقات به سوی افراد ناتوان جسمی سوق پیدا کند [۳۸].

۲-۲-۲ مطالعه‌ی سایر گروه‌ها

بوستانو در مسابقه BCI2003 روش جدیدی را برای استخراج ویژگی از ERP با استفاده از تابع موجک و توزیع آماری T-student ارائه داد. وی در ابتدا برای تک‌تک سیگنال‌های مربوط به هر کلاس، تبدیل موجک پیوسته را محاسبه نمود. سپس با استفاده از آزمون آماری T-test مقادیر اکسترمم مقدار t به دست آمده برای ضرایب موجک پیوسته P300 را یافته و از این ضرایب به عنوان بردار ویژگی استفاده نمود. و در نهایت از آنالیز تفکیک خطی (LDA) برای جداسازی الگوها استفاده کرد که به میزان ۱۰۰٪ در تشخیص کاراکتر دست یافت [۳۹].

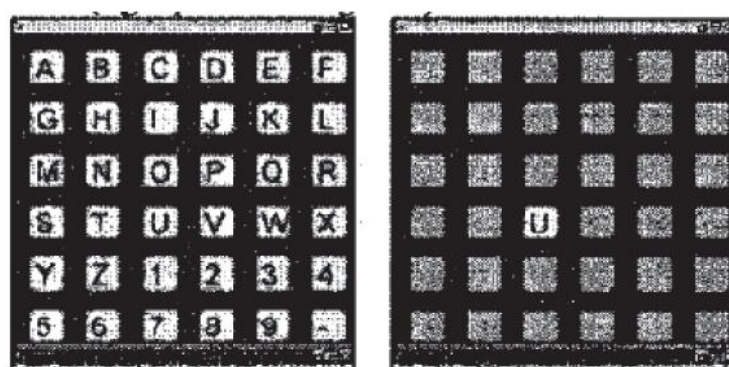
نگ ژو نیز در مسابقه BCI2003 برای شناسایی P300 از آنالیز مؤلفه‌های مستقل (ICA) استفاده کرد تا جداسازی منابع مستقل سیگنال از هم و حذف قطعات زمانی مشکوک را انجام دهد. در آخر با استفاده از متوسط سیگنال در بازه‌ی زمانی ۲۷۵ تا ۳۷۰ میلی‌ثانیه، و به کارگیری ویژگی انتخاب قله، شناسایی P300 به میزان ۱۰۰٪ رسید [۴۰].

کپر هم در مسابقه BCI2003 با به کار بردن سیگنال ۱۰ کانال از زمان اعمال تحریک تا ۶۰۰ میلی‌ثانیه بعد از آن به عنوان ویژگی و استفاده از ماشین بردار پشتیبان (SVM) با کرنل گوسی، به

صحت ۱۰۰٪ رسید [۴۱].

راکوتمامونجی و گایجو از برندگان BCI-competition در سال ۲۰۰۵ طرحی پیشنهاد دادند که بر طبق آن برای یافتن سیگنال‌های حاوی P300، از ۱۷ طبقه‌بند SVM به صورت موازی استفاده کردند که به دقت ۹۶٫۵٪ در حالت آفلاین رسیدند [۴۲].

گوآن و همکارانش در سال ۲۰۰۴ در تحقیق خود و با این اصل که دامنه P300 با احتمال رخداد تحریک، نسبت عکس دارد، پارادایمی طراحی کردند که فرکانس هر تحریک از $1/N$ به $1/N^2$ برسد (N تعداد سطرها یا ستون‌ها است)، در نتیجه دامنه مؤلفه P300 و دقت آشکار سازی آن، افزایش می‌یابد. آن‌ها اسم این پارادایم را پارادایم نمایش منفرد (SD-Speller) نامیدند (شکل ۲-۳) و با پارادایم فارول و دانچین (FD-Speller) مقایسه کردند. نتیجه نشان داد که نرخ انتقال اطلاعات پارادایم جدید نسبت به FD دو برابر شد. یعنی به طور مثال در پارادایم جدید برای رسیدن به دقت مشخصی (مثلاً ۹۰٪) به ۸ ثانیه زمان نیاز داریم، برای دستیابی به دقت مشابه در پارادایم FD به حداقل ۱۵ ثانیه زمان نیاز داریم. ولی با این حال هنوز برتری این روش به اثبات نرسیده و همچنان اکثر محققان از پارادایم FD استفاده می‌کنند [۴۳].



شکل ۲-۳: پارادایم نمایش منفرد (SD-Speller) [۴۳].

هافمن در سال ۲۰۰۵ با به کارگیری دادگان مسابقه BCI2003، برای آشکار سازی P300 از روش Boosting استفاده کرد. وی با متوسط‌گیری روی چهار بار تکرار تحریک ماتریس P300Speller، به

میزان صحت ۱۰۰٪ رسید [۴۴].

یانگ لیو در سال ۲۰۰۵ برای پردازش اطلاعات عصبی مربوط به P300 وابسته به BCI، دیدگاه T-Weighted را مورد بررسی قرار داد. وی برای تحقیق خود از دادگان BCI2003-IIb و BCI2005-II استفاده کرد. او در کار خود ابتدا داده‌ها را از فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۴ هرتز عبور داده و سپس آن‌ها را به بازه‌های ۷۰۰ میلی‌ثانیه از شروع هر تحریک تقسیم بندی کرد. در مرحله بعد، بمنظور کاهش همبستگی، روی سیگنال‌های ۶۴ کانال، PCA اجرا شود. زیرا استخراج ویژگی توسط T-Weighted به ناهمبستگی میان نقاط احتیاج دارد. در ادامه تمام کانال‌ها نرمالیزه می‌شوند تا واریانس همه‌ی کانال‌های تغییر شکل یافته، به یک برسد. از جمع T-Weighted برای طبقه‌بندی کردن ویژگی‌ها استفاده می‌شود. به این ترتیب که ابتدا یک جمع وزن‌دار بر روی ویژگی‌ها (که در اینجا مقادیر سیگنال هر کلاس هستند) بسته می‌شود و سپس با معیار t-test، بهترین مقدار برای وزن هر ویژگی محاسبه می‌شود.

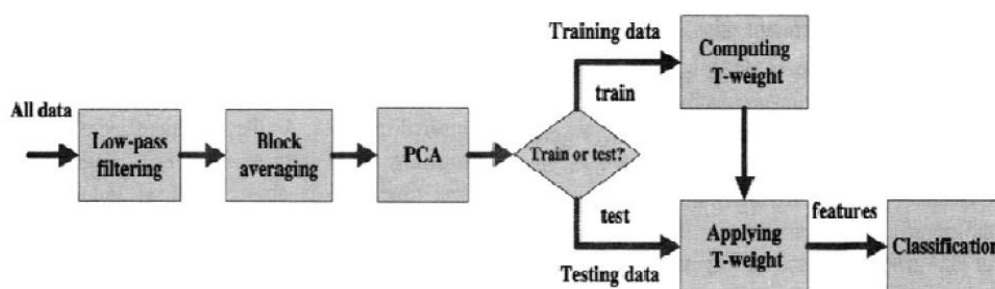
طبق نتایج به دست آمده روی داده‌های سال ۲۰۰۳ با هشت تکرار، به میزان صحت ۱۰۰٪ در تشخیص کاراکتر و روی داده‌های سال ۲۰۰۵ با ۱۵ تکرار، به میزان صحت ۹۰٪ دست یافتند. دلیل استفاده از T-Weighted را می‌توان کلی بودن دیدگاه و سریع بودن پروسه آموزش، که هیچ تکرار یا بهینه سازی را شامل نمی‌شود را عنوان کرد. در این صورت این روش را می‌توان برای آموزش آنلاین مناسب دانست. در شکل ۲-۴ بلوک دیاگرام تشخیص P300 توسط یانگ لیو نشان داده شده‌است [۴۵].

وانگ در سال ۲۰۰۵ یک سیستم BCI مبتنی بر P300 معرفی کرد که از دو بخش تشخیص کلمه و کنترل اجسام از راه دور تشکیل شده است (شکل ۲-۵). این سیستم قادر به تشخیص ۴ تا ۶ کلمه در دقیقه است [۴۶].

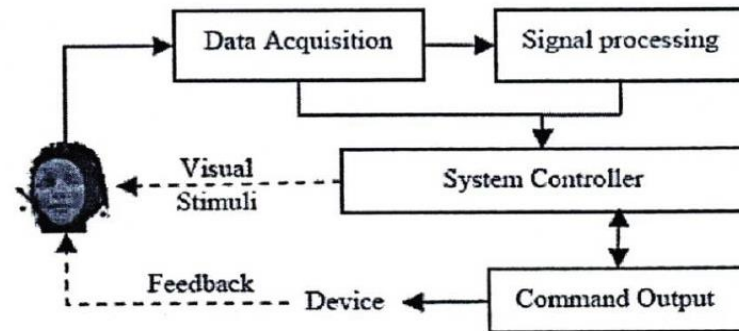
قاسمی و همکاران در سال ۲۰۰۶ با استفاده از دادگان مسابقات BCI2003-IIb، اثر ۵ نوع طبقه‌بند را در دو حالت استفاده از PCA برای کاهش بعد و استفاده نکردن از کاهش بعد و همچنین در

دو فاز استفاده از ۳ کانال (Fz, Pz, Cz) و استفاده از ۱۰ کانال (Fz, Cz, Pz, Oz, P3, P4, C3, PO7,) و استفاده از ۵ طبقه‌بند شامل FLD, KFD, LSVM, RSVM و شبکه عصبی MLP دولایه و سه لایه هستند.

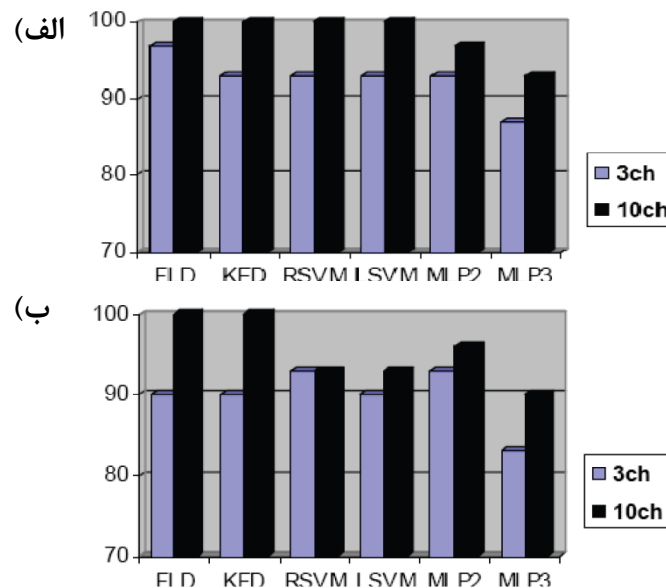
نتایج به دست آمده حاکی از آن است که در فاز اول و در حالت استفاده از PCA، بیشترین صحت متعلق به FLD و در فاز دوم و در حالت استفاده از PCA، چندین طبقه‌بند به بهترین نتیجه یعنی ۱۰۰٪ رسیدند که در مقایسه با برنده مسابقات BCI2003 که از پنج ثبت استفاده کرد، در اینجا به خاطر استفاده از چهار ثبت، در نتیجه نرخ اطلاعات در این تحقیق بیشتر بوده است. در شکل ۲-۶، اثر افزایش تعداد کانال‌ها در حالت استفاده از کاهش بعد و عدم استفاده از آن را می‌بینید. در هر دو شکل همانطور که مشاهده می‌کنید، صحت طبقه‌بندی با افزایش تعداد کانال بیشتر می‌شود و همچنین در حالت عدم استفاده از کاهش بعد، اثر تعداد کانال بر بعضی طبقه‌بندها مانند SVM و FLD مشهودتر است.



شکل ۲-۴: بلوک دیاگرام پردازش داده برای سیستم P300Speller [۴۵].



شکل ۲-۵: بلوک دیاگرام سیستم BCI طراحی شده توسط یانگ [۴۶].



شکل ۲-۶: (الف) تأثیر افزایش تعداد کانال‌ها (در حالت استفاده از کاهش بعد)، (ب) تأثیر افزایش تعداد کانال‌ها (در حالت عدم استفاده از کاهش بعد) [۴۷].

چند نکته دیگر که از این تحقیق باید توجه کرد این است که اولاً باید مصالحه‌ای بین تعداد کانال‌ها و نرخ بیت برقرار شود. زیرا هرچند که با افزایش تعداد کانال‌ها، صحت بالاتر می‌رود ولی به علت سختی و هزینه ثبت EEG زمان لازم برای طبقه‌بندی بیشتر شده که در نتیجه سبب کاهش نرخ بیت می‌شود. دوم اینکه باید روش کاهش بعدی را انتخاب کرد که سبب کاهش صحت طبقه‌بندی نشود. این تحقیق، PCA سبب افزایش صحت و سرعت طبقه‌بندی می‌شود. سوم اینکه هرچند در گزارشات قبلی از SVM به عنوان بهترین طبقه‌بندی نام برده می‌شد ولی در این آزمایش FLD گزینه بهتری است. در ضمن

زمان لازم برای آموزش و آزمایش برای FLD از سایر طبقه‌بندها نیز کمتر است و در کاربردهای بلادرنگ روش مناسبی محسوب می‌شود. و در آخر اینکه روش MLP ضعیف‌ترین نتایج و زمان طولانی‌تر از SVM و KFD را کسب کرده است و افزایش تعداد لایه‌ها هم تأثیر منفی بر صحت طبقه‌بندی گذاشته است. جدول ۱-۲ نتایج عددی را نشان می‌دهد [۴۷].

جدول ۱-۲: الف) تعداد تشخیص‌های نادرست کاراکتر در میان ۳۱ الکتروود و با استفاده از ۳ کانال داده، ب) تعداد تشخیص‌های نادرست کاراکتر در میان ۳۱ الکتروود و با استفاده از ۱۰ کانال داده [۴۷].

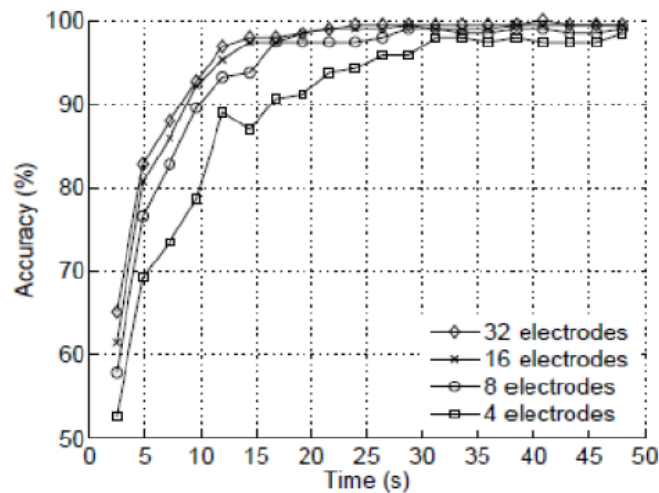
	FLD	KFD	LSVM	RSVM	MLP2	MLP3	
PCA	۱	۲	۲	۲	۲	۴	الف)
None	۳	۳	۳	۲	۲	۵	

	FLD	KFD	LSVM	RSVM	MLP2	MLP3	
PCA	.	.	.	.	۱	۲	ب)
None	.	.	۲	۲	۱	۳	

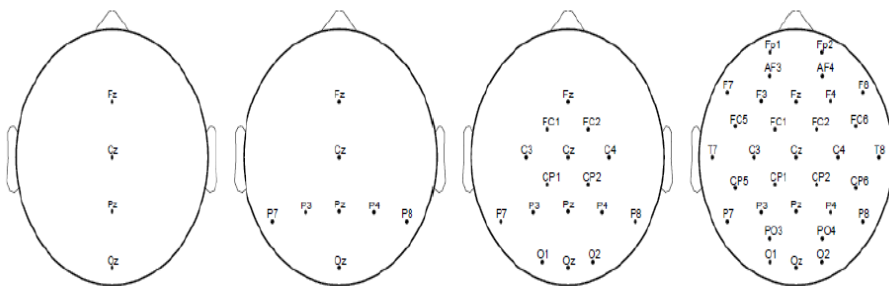
تولاسیداس و جی‌آنکان در سال ۲۰۰۶، مجموعه کانال‌هایی که استخراج ویژگی از آن‌ها سبب افزایش دقت تشخیص مؤلفه P300 می‌شود را بررسی کردند. نتایج کار آن‌ها در شکل ۲-۷ نشان داده شده است. همانطور که می‌بینید کانال‌های گروه دوم با ۸ الکتروود نسبت به گروه‌های دیگر دقت قابل قبولی دارد. کانال‌های مقایسه شده در این چهار گروه در شکل ۲-۸ نمایش داده شده است [۴۸].

سالواریس و همکاران در سال ۲۰۰۹ طی تحقیقی روی دادگان BCI2003 و BCI2005، برای

استخراج ویژگی سیگنال‌های مغزی از تبدیل موجک گسسته (DWT)^۱ استفاده کردند. سپس داده‌های ورودی طبقه‌بند را قطعه‌بندی کرده و برای هر قطعه یک FLD به کار بردند و نمره‌ی هر طبقه‌بند را حساب و آن‌ها را با هم جمع کرده و بهترین رتبه برای قطعه را به دست می‌آوردند.



شکل ۲-۷: مقایسه مجموعه الکترودهای مختلف در دقت الگوریتم آشکارسازی [۴۸].



شکل ۲-۸: مجموعه الکترودهای مقایسه شده در شکل ۲-۷ [۴۸].

طبق نتایج به دست آمده، میزان صحت این روش با برنده BCI2003 یکسان و برابر ۱۰۰٪ به دست آمد. البته قابل ذکر است که در این تحقیق از چهار ثبت استفاده شد. در مقایسه با برنده BCI2005 در مورد فرد B، صحت در این روش بالاتر ولی در مورد فرد A کمتر بود. ولی به طور میانگین برای هر دو فرد

^۱ discrete wavelet transform

در حالت ۵ ثبت، صحت برابر ۷۱,۵٪ در مقایسه با ۷۳,۵٪ برنده و در حالت ۱۵ ثبت، صحت برابر ۹۵٪ در مقایسه با ۹۶,۵٪ برنده به دست آمد. ولی باید به این نکته اشاره کرد که برندگان هر دو سال از ESVM^۱ استفاده کردند ولی در این تحقیق از EFLD^۲ استفاده شد. حجم محاسبات کمتر و قابلیت کار در حالت آنلاین نیز از ویژگی‌های تحقیق آن‌ها بود [۴۹].

امینی در سال ۱۳۸۹ با استفاده از شناسایی آماری الگو به آشکارسازی مؤلفه P300 پرداخت. وی با استفاده از دادگان مسابقه BCI2005 و به کارگیری شش ویژگی شامل قطعه‌بندی، ضرایب موجک، الگوهای مکانی مشترک، ویژگی‌های شکلی-زمانی، ویژگی‌های فرکانسی و دسته ویژگی ترکیبی الگوهای مکانی مشترک و قطعه‌بندی، به استخراج ویژگی پرداخت. سپس این ویژگی‌ها را به صورت تک‌تک و گروهی با استفاده از معیارهای مختلف، مورد ارزیابی قرار داد. در آخر ترکیب بهینه از مجموع این ویژگی‌ها را به طبقه‌بند SWLDA سپرد و به درصد صحت طبقه‌بندی ۹۷,۵٪ رسید [۱۲].

پیرس و همکارانش در سال ۲۰۱۱ برای آشکارسازی مؤلفه P300، استفاده از سه فیلتر مکانی را پیشنهاد دادند. این سه فیلتر شامل فیلتر مکانی براساس ماکزیمم نمودن نسبت توان سیگنال به نویز (Max-SNR)، فیلتر مکانی براساس معیار فیشر (FC) و فیلتر مکانی با تلفیق FC و Max-SNR که همزمان ویژگی‌های بهینه هر دو معیار را برآورده می‌نمود (C-FMS). آن‌ها در آزمایش خود از ۱۹ فرد سالم و ۵ فرد معلول استفاده کردند. نتایج نشان داد که به طور متوسط تفاوت در میزان صحت و سرعت انتقال بیت افراد معلول نسبت به افراد سالم اندک است. متوسط درصد صحت و نرخ انتقال اطلاعات با روش C-FMS برای ۲۳ نفر از کل ۲۴ شرکت کننده، به ترتیب ۹۱,۸٪ و ۴,۳۳ سمبل بر دقیقه به دست آمد [۵۰].

تورنیپ و همکاران در سال ۲۰۱۳ برای بهبود صحت و سرعت انتقال پتانسیل برانگیخته‌ی P300،

^۱ Ensemble of SVM

^۲ Ensemble of FLD

دو طرح تطبیقی معرفی کردند. یکی طرح استخراج ویژگی بوسیله‌ی ترکیب فیلتر بازگشتی تطبیقی و مدل خودکاهشی تطبیقی و دیگری طرح طبقه‌بندی با استفاده از شبکه عصبی چندلایه (MNN). آن‌ها با استفاده از این دو طرح به میزان دقت ۱۰۰٪ برای همه‌ی افراد رسیدند. همچنین نرخ انتقال اطلاعات نیز، افزایش قابل توجهی داشت [۵۱].

چندرا و همکارانش در سال ۲۰۱۳ تحقیقی بر روی الگوریتمی که بتواند مقدار داده‌های مورد نیاز برای سیستم P300 Speller را به صورت خودکار تعیین کند، انجام دادند. به علت تأثیرگذاری میزان داده‌ی جمع‌آوری شده بر میزان دقت و سرعت سیستم، آن‌ها امیدوار بودند که با این روش، دقت و سرعت را بهبود دهند. برای اینکار، کنترل جمع‌آوری داده‌ها بوسیله‌ی سطح آستانه‌ای که بر روی احتمال هدف بودن داده‌ی ورودی است، انجام می‌شود. این احتمالات با هر اندازه‌گیری به طور مکرر بروز می‌شوند. این روش بیزین با سایر روش‌های دینامیکی جمع‌آوری داده که بر روی یک کاربر مستقل تکیه می‌کردند متفاوت بود، متریک آن‌ها برای توقف براساس احتمال انجام می‌شد. نهایتاً پس از مقایسه‌ی نرخ صحت و انتقال اطلاعات برای جمع‌آوری دینامیکی و استاتیکی داده‌ها برای ۲۶ کاربر، به این نتیجه رسیدند که میزان دقت و سرعت انتقال اطلاعات در داده‌های دینامیکی، افزایش قابل توجهی داشت [۵۲].

اسپولر و همکاران در سال ۲۰۱۴ برای ساخت فیلتر مکانی، روش آنالیز همبستگی کانونی (CCA)^۱ را معرفی کردند. آزمایش‌های آن‌ها بر روی پنج مجموعه داده (چهار مجموعه ثبت شده EEG و یک مجموعه ثبت شده با ECoG) و مقایسه چندین روش فیلترینگ مکانی، به این نتیجه رسیدند که روش فیلترینگ مکانی CCA بهتر از سایر روش‌های متداول عمل می‌کند [۵۳].

^۱ Canonical correlation analysis

۳ فصل سوم: مباحث نظری

۳-۱ مقدمه

برای استخراج ERP ها که از اجزای گذرای سیگنال مغزی محسوب می شوند با دو چالش مواجه هستیم. در چالش اول، همپوشانی طیف فرکانسی سیگنال های EEG و ERP است. در نتیجه نمی توان از فیلترهای معمول فرکانسی برای تفکیک مؤلفه سیگنال EEG استفاده کرد. چالش دوم، نسبت سیگنال به نویز (SNR) پایین مؤلفه ERP است. دامنه ی ERP در محدوده ی ۱۰ تا ۱۵ میکروولت و سیگنال های EEG در محدوده ی ۶۰ تا ۸۰ میکروولت است. در نتیجه سیگنال EEG همانند یک نویز بسیار قوی بر روی سیگنال ERP اثر گذاشته و مشاهده این مؤلفه ها را با مشکل روبرو می کند.

حال با توجه به موارد فوق، مسائل پیش رو در استخراج سیگنال ERP را می توان به موارد زیر تقسیم بندی کرد:

○ آشکارسازی ERP

هدف اصلی آشکارسازی ERP بررسی حضور یا عدم حضور مؤلفه های ERP است که بیشترین کاربرد آن هم در واسطه های مغز و رایانه مانند P300Speller است.

○ تخمین پارامترهای مؤلفه های ERP

هدف اصلی، تخمین برخی مشخصات مانند دامنه یا تاخیر یک یا چند مؤلفه ی خاص است.

○ استخراج ERP

هدف استخراج ERP، به دست آوردن و بازسازی شکل موج کامل سیگنال ERP در ثبت های نویزی است. در واقع این الگوریتم ها به استخراج ERP از دل سیگنال های پس زمینه EEG می پردازد [۱۱]. روش های مختلفی در بررسی موارد فوق و حذف نویز وجود دارد که در ادامه به توضیح مختصری از آنها می پردازیم.

۲-۳ میانگین‌گیری

روش سنتی و متداول در استخراج سیگنال‌های ERP، افزایش SNR از طریق میانگین‌گیری همگام شده^۱ است. بدین صورت که چندین تحریک متوالی به فرد اعمال شده و پاسخ مغز فرد به این تحریک‌ها که شامل ERP است، ثبت می‌شود. حال از آنجا که سیگنال EEG همانند یک نویز تصادفی عمل می‌کند، پس از میانگین‌گیری از این ثبت‌ها، سیگنال EEG حذف شده و سیگنال ERP باقی می‌ماند [۱۱].

۳-۳ جداسازی کور سیگنال‌های منبع^۲

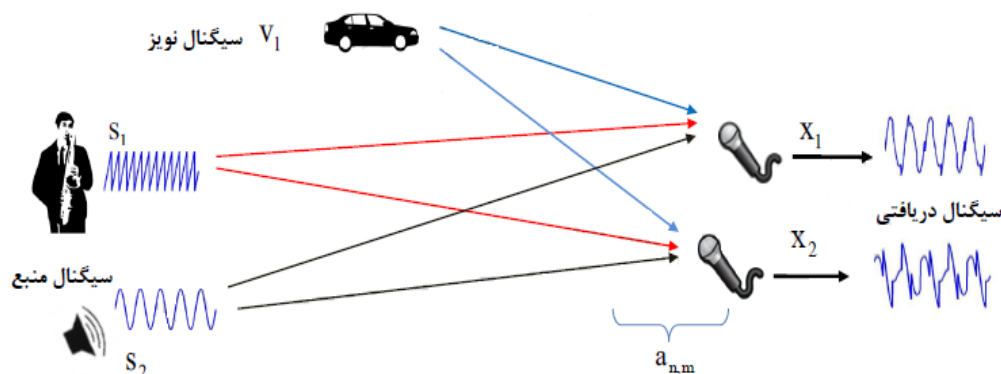
اگر اطلاعات کافی از چگونگی تولید سیگنال‌های منبع و نویزی و همچنین نحوه‌ی ترکیب آن‌ها با یکدیگر نداشته باشیم، مسأله‌ای تحت عنوان جداسازی کور سیگنال‌های منبع می‌گیرد.

به طور مثال در شکل ۱-۳ دو سیگنال منبع مستقل از هم S_1 و S_2 داریم و در طرف مقابل هم دو گیرنده (در اینجا میکروفن) داریم که وظیفه دریافت سیگنال‌های تولید شده را دارند. میکروفن اول وظیفه ضبط سیگنال تولید شده از S_1 و میکروفن دوم وظیفه ضبط سیگنال تولید شده از S_2 را دارد. هر یک از سیگنال‌های منابع S_1 و S_2 هم با ضرایب متفاوتی وارد گیرنده‌ها می‌شوند. همانطور که از خروجی گیرنده‌ها قابل مشاهده است، این سیگنال‌ها ترکیبی از دو سیگنال منبع و نویز است. یعنی در خروجی گیرنده اول، علاوه بر سیگنال منبع S_1 ، اثر سیگنال منبع S_2 و نویز هم در آن دیده می‌شود. همچنین در خروجی گیرنده دوم، علاوه بر سیگنال منبع S_2 ، اثر سیگنال منبع S_1 و نویز نیز در آن دیده می‌شود. حال هدف این است که با توجه به سیگنال‌های دریافتی در گیرنده‌ها، باید به تخمین سیگنال S_1 و S_2 برسیم. میزان عملکرد این تخمین نیز با پارامترهایی از جمله سیگنال به نویز بررسی می‌شود.

^۱ Synchronized Averaging^۲ Blind Source Separation

اگر در اینجا سیگنال نویز V_1 هم در نظر گرفته شود، این نویز با ضرایب متفاوتی وارد گیرنده‌ها می‌شود.

اگر مسأله را به صورت ماتریسی بررسی کنیم، در این صورت منابع‌ها را به صورت $S_m(t)$ در نظر می‌گیریم که $m=1,2,\dots,M$ تعداد منابع و t زمان طول سیگنال است. همچنین نویزها را به صورت $V_n(t)$ در نظر گرفته که $n=1,2,\dots,N$ تعداد گیرنده‌ها و t نیز طول سیگنال است. گیرنده‌ها با $X_n(t)$ نشان داده می‌شوند که $n=1,2,\dots,N$ تعداد گیرنده‌ها و t زمان طول سیگنال است. نحوه‌ی ترکیب ضرایب سیگنال‌های منبع را نیز با ماتریس $a_{n,m}$ نمایش می‌دهیم.



شکل ۳-۱: مثالی از جداسازی کور سیگنال‌های منبع

به طور خلاصه می‌توان گفت که :

Blind به معنای عدم وجود اطلاعات از ماتریس ترکیب کننده و یا وجود فرضیات خیلی کم روی منابع، Source به معنای سیگنال‌های منبع و یا مؤلفه‌های مستقل و Separation به معنای اعمال ماتریس معکوس $a_{n,m}$ روی سیگنال‌های دریافتی، جهت به دست آوردن سیگنال‌های منبع است. به عبارت دیگر، بعد از تخمین ماتریس A با محاسبه معکوس آن (W) می‌توان سیگنال‌های منبع (مؤلفه‌های مستقل) را تخمین زد.

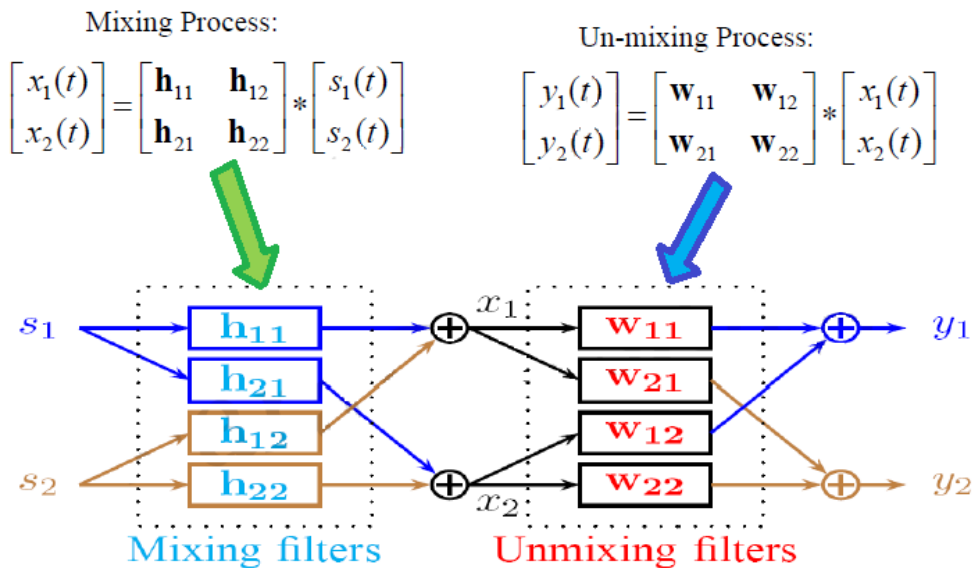
موارد گفته شده را می‌توان به صورت معادلات ریاضی (۳-۱) و (۳-۲) نوشت:

$$X_n(t) = \sum_{m=1}^M a_{n,m} S_m(t) + V_n(t) \quad ۱-۳$$

$$X(t) = A \times S(t) \quad ۲-۳$$

پس هدف مسأله ابتدا یافتن سیستم معکوس (جداساز) $W^T = \tilde{A}$ و سپس به دست آوردن خروجی سیستم به صورت $Y(t) = W^T X(t)$ است. $Y(t)$ همان سیگنال تخمینی است $(\hat{S}(t) = Y(t))$.

حالت ماتریسی هم به صورت شکل ۲-۳ است:



شکل ۲-۳: حالت ماتریسی جداسازی کور سیگنال‌های منبع

Mixing Process به معنای پردازش ماتریس ترکیب کننده و Un-Mixing Process به معنای

پردازش ماتریس معکوس ترکیب کننده است.

می‌توان مرحله‌های پردازش ماتریس ترکیب کننده و پردازش ماتریس معکوس ترکیب کننده را به

صورت فیلترهای ترکیب‌کننده^۱ و فیلترهای معکوس ترکیب‌کننده^۲ نیز در نظر گرفت.

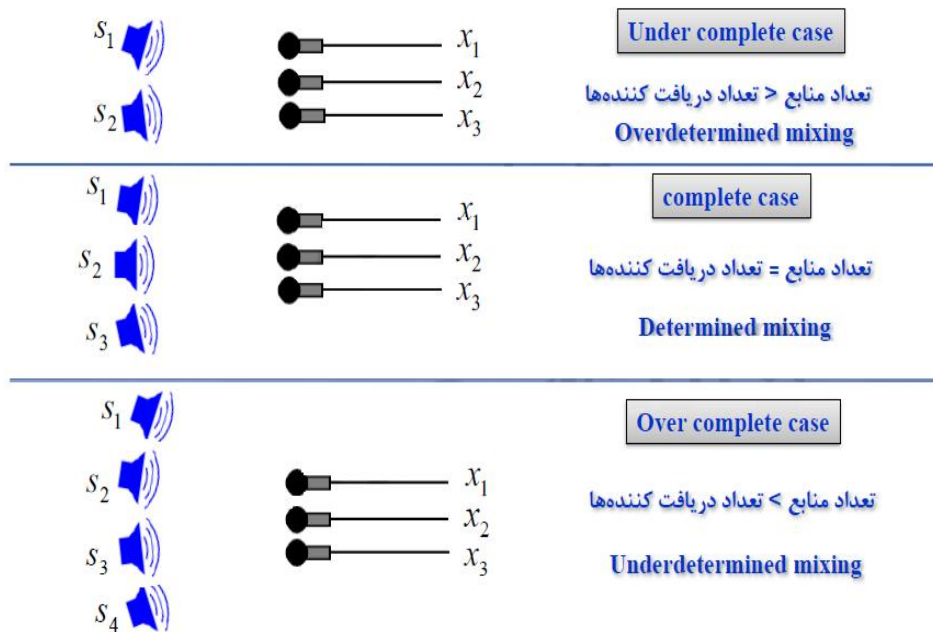
۱-۳-۳ کاربردهای BSS

از جمله کاربردهای BSS در زمینه‌های مختلف شاخه‌های مهندسی می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- حذف نویز از سیگنال‌ها
 - آنالیز سیگنال‌های بیولوژیکی بویژه EEG و ECG
 - جداکردن سیگنال‌های صحبت
 - ارتباطات راه دور
- تعداد سیگنال‌های منبع و سنسورهای گیرنده برای تعداد N منبع اصلی و M گیرنده را به سه صورت شکل ۳-۳ می‌توان بررسی کرد:

^۱ Mixing Filters

^۲ Un-Mixing Filters



شکل ۳-۳: انواع حالت‌های مختلف تعداد سیگنال‌های منبع و دریافتی

یکی از نکات مهم در مسأله تفکیک کور، تعداد گیرنده‌ها و منابع است. در اکثر مسائل فرض می‌شود که تعداد گیرنده‌ها بیشتر و یا مساوی تعداد منابع است که یا در ابتدای الگوریتم تعداد منابع مشخص است و یا در حین اجرای الگوریتم تخمین زده می‌شود. این فرضیات در آسان‌سازی مسائل، نقش مؤثری دارد. برای حالتی که تعداد گیرنده‌ها بیشتر از تعداد منابع است، مسأله را می‌توان به راحتی با شیوه‌ی کاهش بعد از جمله روش تحلیل مؤلفه‌های اساسی (PCA) به حالت برابری تعداد گیرنده و منابع تبدیل کرد.

۳-۲-۳ انواع کانال‌ها

چگونگی ترکیب منابع (S ها)، تحت عنوان انواع کانال‌های ترکیب مطرح است. دو نوع کانال ترکیب داریم. یکی به صورت غیرخطی و دیگری خطی. در ادامه این کانال‌ها را مورد بررسی قرار می‌دهیم.

الف) کانال غیرخطی:

در این حالت، تابعی ($f_n(t)$) بر روی ترکیبی از منابع ($s_m(t)$) اعمال می‌شود و سیگنال دریافتی یا

مرکب $(X_n(t))$ حاصل می‌شود (معادله ۳-۳). معمولاً این توابع با هم متفاوت هستند ولی اگر تمامی سیگنال‌ها از یک کانال دریافت شوند، تابع غیرخطی f برای همه‌ی سیگنال‌ها به یک نحو اعمال می‌شوند و یک تابع غیرخطی بیشتر نخواهیم داشت.

$$X_1(t) = f_1(s_1(t), s_2(t), \dots, s_M(t))$$

$$X_2(t) = f_2(s_1(t), s_2(t), \dots, s_M(t))$$

$$\vdots$$

$$X_N(t) = f_N(s_1(t), s_2(t), \dots, s_M(t))$$

۳-۳

در رابطه ۳-۳ $n=1,2,\dots,N$ تعداد گیرنده‌ها و $m=1,\dots,M$ تعداد منابع است. اگر بخواهیم معادلات ۳-۳ را به صورت ماتریسی بنویسیم، خواهیم داشت (معادله ۳-۴):

$$\left. \begin{array}{l} S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_M(t)]^T \\ X(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_N(t)]^T \end{array} \right\} \longrightarrow X(t) = T\{S(t)\} \quad ۴-۳$$

در اینجا T یک عملگر غیرخطی است.

ب) کانال خطی:

در این حالت، تعدادی ضرایب و اعداد ثابت $(a_{n,m})$ به منابع $(s_m(t))$ اعمال می‌شوند. یعنی تابعی که به منابع اعمال می‌شود، به صورت خطی است که در نتیجه سبب تولید سیگنال‌های مرکب $(X_n(t))$ می‌شوند (معادله ۳-۵).

$$\left\{ \begin{array}{l} X_1(t) = a_{1,1}s_1(t), a_{1,2}s_2(t), \dots, a_{1,M}s_M(t) \\ X_2(t) = a_{2,1}s_1(t), a_{2,2}s_2(t), \dots, a_{2,M}s_M(t) \\ \vdots \\ X_N(t) = a_{N,1}s_1(t), a_{N,2}s_2(t), \dots, a_{N,M}s_M(t) \end{array} \right. \quad ۵-۳$$

در رابطه (۵-۳) $n=1,2,\dots,N$ تعداد گیرنده‌ها و $m=1,\dots,M$ تعداد منابع است. اگر بخواهیم معادلات (۵-۳) را به صورت ماتریسی بنویسیم، خواهیم داشت (معادله (۶-۳)):

$$X(t) = A \times S(t) \quad ۶-۳$$

که در رابطه بالا، A ماتریس مرکب (ترکیب کننده) به صورت معادله (۷-۳) است:

$$A = [a_{n,m}]_{N \times M} = \begin{bmatrix} a_{1,1} & \cdots & a_{1,M} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{N,1} & \cdots & a_{N,M} \end{bmatrix}_{N \times M} \quad ۷-۳$$

۳-۳-۳ آنالیز مؤلفه‌های مستقل^۱

همانطور که گفته شد، جداسازی کور منابع به معنای بازیابی منابع تولید کننده‌ی سیگنال با در دست داشتن خروجی سنسورهای در حال ثبت این سیگنال‌ها است. کلمه کور هم به این واقعیت اشاره دارد که اطلاعات چندانی راجع به منابع مذکور و حتی چگونگی ترکیب آن‌ها وجود ندارد. در ابتدا شاید به نظر رسد که حل چنین مسأله‌ای غیرممکن است، ولی با ارائه مدل‌های ریاضی و فرضیات راجع به منابع تولید کننده با ابزار عملی، می‌توان به کاربردهای متعددی دست یافت.

ICA یکی از روش‌های موجود در جداسازی کور منابع (BSS) به منظور تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی است. ایده اولیه آن در سال ۱۹۸۰ میلادی در زمانی که افرادی همچون Jutten، Ans و

^۱ Independent Component Analysis (ICA)

Herault با بررسی بر روی این مسأله که چگونه رشته‌های عصبی، پیام‌ها را به سیستم عصبی مرکزی (CNS) منتقل می‌کنند و سیستم عصبی مرکزی قادر است که پیام‌های عصبی را با وجود تعدد منابع سیگنالی بازیابی کند، شکل گرفت. پس از آن، ICA به عنوان یک ابزار پردازش سیگنال مورد بررسی قرار گرفت و الگوریتم‌های مختلفی در رابطه با آن مطرح شد. روش کار این تکنیک بدین شکل است که می‌توان منابع مستقلی که به صورت خطی با هم ترکیب شده اند و دارای ضرایب نامعلومی هستند را بازیابی کرد. این روش در موارد مختلفی استفاده می‌شود که می‌توان به کاهش نویز و افزایش نسبت سیگنال به نویز سیگنال‌های مغزی و همچنین شناسایی پتانسیل‌های برانگیخته‌ای از جمله P300 اشاره کرد.

۳-۳-۱ فرضیات ICA

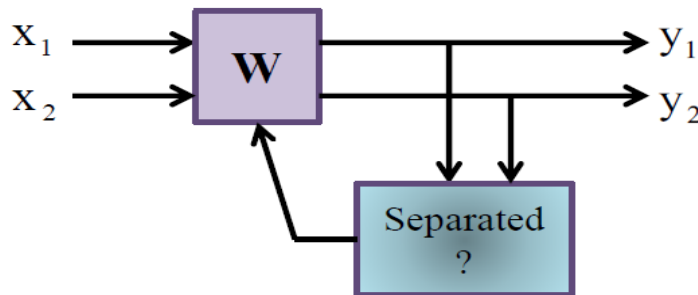
بعضی معیارها و فرضیات باید در ICA در نظر گرفته شود. از جمله:

- سیگنال‌های منبع از یکدیگر مستقل باشند.
 - تعداد سیگنال‌های مرکب از تعداد منابع بیشتر یا حداقل با آن‌ها برابر باشند.
 - A یا ضرایب ماتریس ترکیب‌کننده، یک ماتریس با مرتبه کامل باشد.
 - بردارهای X و S میانگین صفر و واریانس واحد داشته باشند.
 - نداشتن توزیع گوسی از منابع و یا داشتن توزیع گوسی نهایتاً یکی از سیگنال‌های منبع
- برای داشتن این فرضیات در مسأله BSS، باید پیش‌پردازش‌هایی روی سیگنال‌های منبع صورت گیرد تا نهایتاً به این فرضیات اولیه ICA برسیم. در بخش بعدی به این پیش‌پردازش‌ها می‌پردازیم.

۳-۳-۲ ساز و کار الگوریتم ICA

• مقدمه

در آنالیز مؤلفه‌های مستقل، ابتدا یک تابع هزینه (هدف) مناسب تعریف می‌شود و سپس با استفاده از الگوریتم‌های افقی، تابع هزینه بهینه می‌شود. وظیفه‌ی الگوریتم‌های افقی، توصیف شیوه‌ی تغییر پارامترها با توجه به شرایط سیستم است. به طور مثال فرض کنید دو سیگنال دریافتی X_1 و X_2 داریم. هدف این است که یک ماتریس W به دست آوریم و با ترانهاد کردن آن و ضرب در سیگنال‌های دریافتی، بتوانیم Y_1 و Y_2 که سیگنال‌های تخمینی از منابع هستند را به دست آوریم. از آنجا که از الگوریتم‌های افقی استفاده می‌کنیم، به صورت تکراری در هر مرحله W بنحوی بروز رسانی می‌شود که میزان شباهت Y_1 و Y_2 به سیگنال‌های منبع بیشتر شود (شکل ۳-۴).



شکل ۳-۴: ساز و کار ICA

یکی از توابع هدف، همبستگی غیرخطی سیگنال‌های تخمینی با فرم $E\{f(y_i).f(y_j)\}$ است. منظور از همبستگی این است که میزان شباهت سیگنال y_i و y_j به یکدیگر تخمین زده شود. و منظور از غیرخطی این است که توابع غیرخطی را بر سیگنال‌های y_i و y_j اعمال کنیم. حال برای اجرای همبستگی غیرخطی، کافی است که این سیگنال‌ها را در هم ضرب کرده و از آن‌ها امید ریاضی بگیریم. هرچه این مقدار بیشتر باشد، بدین معنی است که این دو سیگنال به هم شبیه‌تر هستند.

در مورد الگوریتم‌های وفقی هم می‌توان به الگوریتم LMS^۱ و تکرار نیوتن اشاره کرد. الگوریتم LMS، ضرایب را طوری تغییر می‌دهد تا میانگین مربعات خطا را به حداقل برساند. تکرار نیوتن نیز ضرایب W را به صورت تکراری بروز رسانی می‌کند.

در بخش‌های بعدی توضیحات بیشتری درباره‌ی تابع هدف و الگوریتم‌های وفقی ارائه خواهد شد.

• پیش‌پردازش آنالیز مؤلفه‌های مستقل

هدف از پیش‌پردازش، حذف داده‌های اضافی از سیگنال اصلی است. در همین راستا، ابزارهای مختلفی برای پیش‌پردازش به کار گرفته شده است که می‌توان به روش کاهش مدل مانند PCA^۲، سفیدسازی^۳، فیلترینگ و ویولت اشاره کرد. با به کارگیری این ابزارها، اثر مشاهدات نویزی کم و یا به حذف می‌شوند. همچنین از پیش‌پردازش‌ها، برای ساده‌سازی و بهبود شرایط ICA و استخراج مؤلفه‌های مهم و معنی‌دار استفاده می‌شود.

همانطور که در بخش ۳-۳-۱ بیان شد، یکی از فرضیات مهم روش ICA این است که سیگنال‌های مشاهدات (مرکب) دارای میانگین صفر و واریانس واحد بوده و نسبت به هم ناهمبسته باشند. حال برای اینکه داده‌هایی با میانگین صفر و واریانس واحد داشته باشیم، کافی است پیش‌پردازش انجام دهیم. برای اجرای فرض اول، باید میانگین کل داده‌ها را به دست آورده و از تک‌تک داده‌ها کم کنیم تا داده‌هایی با میانگین صفر ایجاد شود و برای اجرای فرض دوم، فیلتر سفیدسازی کمک می‌کند تا ماتریس مرکب را به فاکتورهای متعامد^۴ یا واحد^۵ تبدیل شود. در ادامه با ذکر مثالی، درباره‌ی فیلتر سفیدسازی توضیح بیشتری داده خواهد شد.

^۱ Least Mean Square

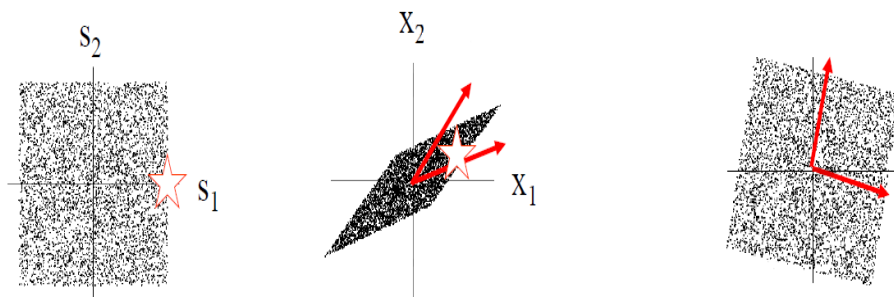
^۲ Principal component analysis

^۳ whitening

^۴ Orthogonal Factor

^۵ Unitary Factor

فرض کنید که دو سیگنال منبع S_1 و S_2 از هم مستقل اند. یعنی راستای جهت گیری آن‌ها برهم عمود است (شکل ۳-۵). اطلاعاتی که توسط سنسورها دریافت شده، به صورت سیگنال‌های X_1 و X_2 در شکل نمایش داده شده است. همانطور که از نمودار پراکندگی سیگنال‌های مشاهده شده پیداست، راستای پراکندگی آن‌ها برهم عمود نیست (دو فلش قرمز در شکل ۳-۵) و دارای زاویه کمتر از ۹۰ درجه هستند. یعنی اگر یک نقطه ستاره‌دار در شکل ۳-۵ فقط در راستای S_1 است، همان نقطه در شکل ۳-۵ علاوه بر اطلاعات X_1 ، اطلاعاتی از X_2 را نیز دربردارد. حال، هدف از فیلتر سفیدساز این است که جهت‌گیری‌های محورهای X_1 و X_2 ، دارای بیشترین فاصله از هم باشند و زاویه بین آن‌ها به ۹۰ درجه برسد. یعنی طبق شکل، اگر فیلتر سفید ساز را با V نمایش دهیم، و آن را در سیگنال‌های دریافتی X ضرب کنیم، نسخه سفید شده‌ی $X(\tilde{t})$ به دست می‌آید و از آنجا که خود $X = A \times S(t)$ است، گویا V بر A تأثیرگذار است (معادله ۳-۸).



شکل ۳-۵: مراحل سفید سازی بر نمودار پراکندگی سیگنال‌های منبع. شکل سمت چپ، سیگنال‌های مستقل منبع $S(t)$ ؛ شکل وسط، سیگنال‌های مشاهده شده $X(t)$ ؛ و شکل سمت راست، سیگنال سفید شده $X(\tilde{t})$ توسط فیلتر V را نشان می‌دهد [۵۴].

$$\tilde{X}(t) = V \times X(t) = V \times A \times S(t) \quad ۳-۸$$

○ رابطه ریاضی سفیدسازی:

اگر بخواهیم سفیدسازی را به صورت فرمول بیان کنیم، هدف این است که داده‌های X را طوری انتقال

دهیم که دارای واریانس واحد و غیرهمبسته باشند. بدین منظور ابتدا طبق معادله (۳-۹)، ماتریس کواریانس سیگنال‌های دریافتی را به دست آورده (مفهوم کواریانس این است که میزان پراکندگی یا توزیع داده‌ها نسبت به هم، به چه صورتی خواهد بود)، سپس با استفاده از مقادیر ویژه (معادله (۳-۱۰)) و بردار ویژه (E^T) متناسب با هر مقدار ویژه کواریانس و طبق معادله ۳-۱۱، فیلتر سفیدساز V را تشکیل می‌دهیم. حال طبق معادله (۳-۱۲) به نسخه سفیدشده‌ی سیگنال دریافتی می‌رسیم. حال اگر بخواهیم میزان پراکندگی داده‌ها را نسبت به هم بعد از سفیدسازی دست بیاوریم، کافی است کواریانس $\tilde{X}(t)$ را محاسبه کنیم. همانطور که طبق معادله (۳-۱۳) مشاهده می‌کنید، از آنجا که سیگنال‌های منبع از هم مستقل‌اند و دارای واریانس واحد هستند، مقدار $E\{SS^T\}$ یک است و میزان کواریانس نهایی $\tilde{X}$ ، برابر ماتریس همانی I می‌شود که این بدین معنی است که واریانس $\tilde{X}$ دارای واریانس واحد است.

$$C_x = E\{XX^T\} \quad ۹-۳$$

$$D = \text{diag}(d_1, d_2, \dots, d_i, \dots, d_N) \quad ۱۰-۳$$

$$V = D^{-\frac{1}{2}} E^T \quad ۱۱-۳$$

$$\tilde{X}(t) = V \times X(t) = D^{-\frac{1}{2}} E^T A S = \tilde{X} S \quad ۱۲-۳$$

$$E\{\tilde{X}\tilde{X}^T\} = \tilde{A} E\{SS^T\} \tilde{A}^T = \tilde{A} \tilde{A}^T = I \quad ۱۳-۳$$

• فیلتر خطی برای تخمین سیگنال منبع

یکی از مواردی که برای جداسازی کور سیگنال‌های منبع انجام می‌دهیم، طراحی یک فیلتر خطی برای تخمین سیگنال‌های منبع است. در شکل ۳-۶ این فیلتر خطی را مشاهده می‌کنید. همانطور که طبق معادله ماتریسی (۳-۱۵) مشاهده می‌کنید، هر سیگنال منبع تخمینی S_i از مجموع ضرب سیگنال‌های دریافتی X_N در ضریب W_{Ni} است. در اینجا به W_{Ni} ماتریس ضرایب گفته می‌شود. برای یافتن میزان شباهت و همبستگی بین زمان‌های مختلف دریافت سیگنال، از نسخه تأخیر یافته آن نیز استفاده می‌شود. یعنی اگر سیگنال دریافتی نسخه تأخیر یافته باشد، سیگنال منبع تخمینی هم به صورت تأخیریافته

است. در معادله (۳-۱۴)، τ میزان تأخیر در نظر گرفته شده است.

$$\hat{S}_i(t-\tau) = W_i^T X(t-\tau) \quad ۱۴-۳$$

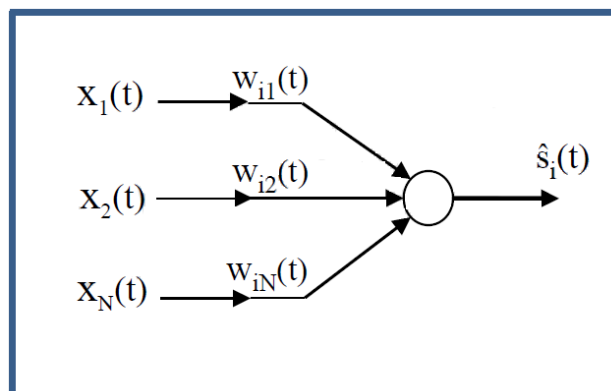
فرم ماتریسی رابطه بالا به صورت زیر است:

$$\begin{bmatrix} \hat{S}_1 \\ \vdots \\ \hat{S}_i \end{bmatrix}_{i \times 1} = \begin{bmatrix} W_{11} & \cdots & W_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ W_{i1} & \cdots & W_{iN} \end{bmatrix}_{i \times N} \times \begin{bmatrix} X_1 \\ \vdots \\ X_N \end{bmatrix}_{N \times 1} \quad ۱۵-۳$$

• همبستگی خطی و غیرخطی برای محاسبه ضرایب فیلتر تخمینی

یکی از توابع هدفی که در مسائل ICA اشاره کردیم، تابع همبستگی خطی و غیرخطی برای محاسبه ضرایب فیلتر تخمینی است. هدف این است که W_i (ماتریس ضرایب) را بیشینه کنیم. در این حالت تابع هدف بر حسب W_i تعیین می‌شود که برابر است با مجموع میزان همبستگی سیگنال S_i و نسخه تأخیر یافته آن یعنی $S_i(t-\tau)$ در تأخیرهای زمانی $k=1, \dots, n$ (معادله ۳-۱۶). ولی از آنجا که بار محاسباتی زیاد می‌شود، معمولاً یک تأخیر مناسب (مثلاً $\tau = 10$) را در نظر می‌گیرند.

$$\underbrace{\max \psi(W_i)}_{\|W_i\| = 1} = \sum_{k=1}^n E\{\tilde{S}_i(t)\tilde{S}_i(t-\tau_k)\} \quad ۱۶-۳$$



شکل ۳-۶: فیلتر خطی برای تخمین سیگنال منبع

همانطور که گفته شد، دو مدل خطی و غیرخطی تعیین میزان همبستگی وجود دارد که به ترتیب در معادلات (۱۷-۳) و (۱۸-۳) نشان داده شده است. هرچه میزان همبستگی سیگنال منبع و نسخه تأخیر یافته آن بیشتر باشد، مسلماً به میزان W_i مطلوب نزدیک‌تر شده‌ایم. توجه شود که در حالت خطی، میزان همبستگی خود سیگنال منبع به دست می‌آید، در صورتی که در حالت غیرخطی، ابتدا یک تابع غیرخطی را در نظر گرفته و در سیگنال منبع اعمال کرده و در نهایت میزان همبستگی آن را به دست می‌آوریم. از جمله توابع غیرخطی که می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد، می‌توان به $G(X) = X^2$ و $G(X) = \log \cosh(x)$ اشاره کرد.

$$\underbrace{\max \psi(W_i)}_{\|W_i\| = 1} = E\{\tilde{S}_i(t)\tilde{S}_i(t - \tau)\} \quad ۱۷-۳$$

$$\underbrace{\max \psi(W_i)}_{\|W_i\| = 1} = E\{G(\tilde{S}_i(t))G(\tilde{S}_i(t - \tau))\} = E\{G(W_i^T \tilde{X}(t))G(W_i^T \tilde{X}(t - \tau))\} \quad ۱۸-۳$$

پس از نوشتن روابط بالا، باید با الگوریتم‌هایی مقدار W_i را طوری به دست آوریم که توابع هدف ما در روابط بالا بهینه شوند. در ادامه به دو مورد از این الگوریتم‌ها اشاره می‌کنیم.

• پیشنهاد سازای توسط الگوریتم LMS یا تکرار نیوتن

در الگوریتم تکرار نیوتن، با استفاده از معادله (۳-۱۹)، در هر مرحله مقدار W_i در لحظه $k+1$ به دست می‌آید و در هر گام نیز مقدار W_i نرمال‌سازی می‌شود (معادله ۳-۲۰). این عملیات به ازای مقادیر مختلف k که توسط برنامه‌نویس تعریف شده‌است (به طور مثال برنامه‌نویس تعداد تکرار را ۱۰۰ بار در نظر می‌گیرد)، تکرار می‌شود تا به ازای k بار، W_i بروز رسانی شود.

$$W_i(k+1) \leftarrow W_i(k) - \left(\frac{\partial^2 \psi}{\partial W_i^2} \right)^{-1} \left(\frac{\partial \psi}{\partial W_i} \right) \quad ۱۹-۳$$

$$W_i \leftarrow W_i / \|W_i\| \quad ۲۰-۳$$

○ الگوریتم LMS

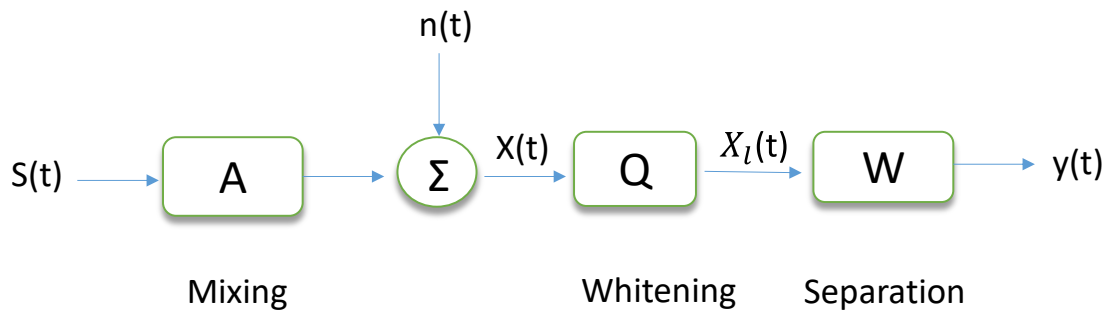
این الگوریتم سعی دارد که طوری ضرایب را تغییر دهد که میانگین مربعات خطا به حداقل برسد. رابطه LMS را در معادله (۳-۲۱) مشاهده می‌کنید. در این رابطه μ گام حرکت یا میزان بروز رسانی ضرایب در W_i است. در این الگوریتم هم مانند تکرار نیوتن، عملیات بروز رسانی به میزان k بار تکرار می‌شود. هر بار هم مقدار W_i نیز نرمال‌سازی می‌شود (معادله ۳-۲۲).

$$W_i(k+1) \leftarrow W_i(k) - \mu \frac{\partial \psi}{\partial W_i} \quad ۲۱-۳$$

$$W_i \leftarrow W_i / \|W_i\| \quad ۲۲-۳$$

• مراحل کلی عمل جداسازی

مراحل کلی که در جداسازی منابع کور انجام می‌شود را می‌توان در چارت شکل ۳-۷ بطور خلاصه بیان کرد.



شکل ۳-۷: ساز و کار کلی جداسازی کور منابع

همانطور که در شکل قابل مشاهده است، ابتدا سیگنال‌های منبع $S(t)$ با ماتریس A ترکیب شده و ممکن است با نویز نیز ترکیب شوند و سیگنال مرکب X را به ما تحویل می‌دهند. از آنجا که ممکن است سیگنال‌های x با هم همبسته باشند، در جهت حفظ استقلال آن‌ها و یا داشتن میانگین صفر و واریانس واحد، از فیلتر سفیدساز استفاده می‌کنیم. نتیجه این مرحله، $X_l(t)$ نامیده می‌شود. سپس باید برای W_i مقدار دهی اولیه صورت گیرد و روی $X_l(t)$ به دست آمده، عملیات جداسازی را با استفاده از الگوریتم‌هایی مانند تکرار نیوتن و LMS انجام دهیم. شرط خاتمه الگوریتم هم می‌تواند بر حسب میزان تکرار (k) باشد. همچنین می‌توان شرط خاتمه را نیز تعریف کرد که اگر میزان تغییرات W_i در لحظه k ام و $k+1$ ام از مقدار مشخصی کمتر باشد، الگوریتم خاتمه یابد. در آخر که مقدار W_i بهینه به دست آمد، سیگنال‌های منبع با استفاده از فیلتری که در بخش‌های قبلی به آن اشاره شد، با استفاده از ضرب W_i و $X_l(t)$ به دست می‌آید.

• SNIR^۱

یکی از مواردی که می‌توان با آن میزان صحت سیگنال منبع تخمینی را سنجید و میزان تأثیرگذاری نویز به سیگنال را بررسی کرد، استفاده از پارامتر نرخ تداخل سیگنال به نویز است. رابطه این پارامتر در معادله (۳-۲۳) آورده شده است. مقدار این پارامتر بر حسب دسی‌بل است. همانطور که از فرمول

^۱ Signal Noise Interference Rate

SNIR پیداست، ورودی این معادله سیگنال منبع اصلی و منبع تخمینی است. هرچه میزان SNIR بیشتر باشد، میزان شباهت این دو سیگنال نیز بیشتر است.

$$SNIR_i = 10 \log \frac{(S_i(t))^2}{(S_i(t) - \tilde{S}_i(t))^2} \quad ۲۳-۳$$

۳-۳-۳-۳ کاربردهای ICA

برخی از کاربردهای آنالیز مؤلفه‌های مستقل را می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- جداسازی کور منابع
- حذف نویز از تصاویر
- پردازش سیگنال‌های پزشکی
- استخراج ویژگی
- تشخیص چهره
- فشرده‌سازی، کاهش افزونگی
- نقش آب‌زنی^۱
- آنالیز سری زمانی [۵۴]، [۵۵] و [۵۶].

۳-۴ جعبه‌ابزار EEGLAB

EEGLAB یک جعبه‌ابزار رایگان و متن باز به صورت محیط رابط کاربری گرافیکی^۲ در نرم‌افزار متلب

^۱ Watermarking

^۲ graphic user interface

است. EEGLAB شامل توابعی برای پردازش‌های سیگنال EEG، MEG و دیگر دیتاهای الکتروفیزیولوژیکی است. این توابع پردازشی شامل آنالیز مؤلفه‌های مستقل (ICA)، آنالیز زمان-فرکانسی، حذف آرتیفکت و آمارهای مرتبط با رخداد است. EEGLAB مستقل از انواع سیستم (ویندوز، مک و لینوکس) و همچنین بسیار توسعه‌پذیر است. کاربران این جعبه‌ابزار می‌توانند افزونه‌های خودشان را در جهت اجرای تحلیل‌هایی که در جعبه‌ابزار EEGLAB و یا دیگر افزونه‌های نوشته شده توسط کاربران (از جمله ERPLab) وجود ندارند را بنویسند. همچنین EEGLAB از مزایای توانایی‌های گرافیکی قدرتمند نرم‌افزار MATLAB بهره می‌گیرد و چندین حالت سودمند تجسم داده‌ای را فراهم می‌کند [۵۷].

در پیوست ۱، توضیحاتی درباره‌ی کار با EEGLAB ارائه شده‌است [۵۸].

۳-۵ آزمون‌های آماری

آزمون آماری t-test در واقع یک آزمون فرضیه است که اختلاف یک کمیت در دو گروه مورد مطالعه را بررسی کرده و معیارهایی را برای میزان معنادار بودن این اختلاف ارائه می‌دهد. از این رو در کارهای آماری t-test را جزء روش‌های مقایسه میانگین نیز دسته‌بندی می‌کنند.

در این آزمون، ابتدا فرضیه‌ای به نام فرضیه صفر (H_0) مطرح می‌شود که اظهار می‌کند هیچ تفاوتی بین میانگین‌های گروه ۱ و گروه ۲ وجود ندارد (رابطه (۳-۲۴)).

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 \quad ۲۴-۳$$

و برای قبول این فرضیه، یک سطح معناداری مرتبط با فرضیه صفر، تعیین می‌شود که این سطح به تصمیم پژوهشگر متکی است ولی در بسیاری از کارهای آماری مانند آمارهای پزشکی از سطح ۰,۰۵ استفاده می‌شود. حال باید به محاسبه مقدار معیار t پرداخته شود (رابطه (۳-۲۵)). به این صورت که:

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{(n_1-1)S_1^2 + (n_2-1)S_2^2}{n_1+n_2-2} \left[\frac{n_1+n_2}{n_1 n_2} \right]}} \quad ۲۵-۳$$

در این رابطه $\bar{X}_i$ میانگین گروه i ، n_i تعداد دادگان گروه i و S_i^2 واریانس گروه i است. پس از یافتن مقدار t ، با داشتن درجه آزادی که برابر با $n_1 + n_2 - 2$ است، مقدار p -value که معیاری از معنادار بودن تغییرات کمیت مورد نظر بین دو گروه است را از نمودار توزیع t می‌توان به دست آورد. اگر این مقدار از سطح معناداری که در ابتدا تعیین نموده‌ایم (برای مثال ۰,۰۵) بیشتر بود، فرضیه صفر تایید و در غیر اینصورت رد می‌شود. رد فرضیه صفر به این معناست که برابر بودن میانگین دو کلاس را نپذیرفته‌ایم و دو گروه را به طور معناداری متفاوت از یکدیگر می‌دانیم. عکس این مسأله نیز برقرار است، به این نحو که پذیرفتن فرضیه صفر را می‌توان به معنادار نبودن اختلاف دو گروه تعبیر نمود.

زمانی که از آزمون t برای انتخاب ویژگی‌های برتر استفاده می‌نماییم، تلاش می‌کنیم ویژگی‌هایی را برگزینیم که قدرمطلق t بزرگتر یا به عبارت دیگر p -value کوچکتری نسبت به سایر ویژگی‌ها داشته باشند. زیرا در این صورت برای تفکیک نمودن دو گروه تواناترند [۱۲].

فصل چهارم: فرایند پیشبرد پایان نامه

۴-۱ مقدمه

در فصل قبل، به توضیح مختصری از چهار عملیات میانگین‌گیری، ICA، EEGLAB و تست‌های آماری که در این پایان‌نامه استفاده شده‌است پرداختیم. در این فصل ابتدا به جزئیات دادگان مورد استفاده در این پایان‌نامه اشاره کرده و سپس ترتیب به‌کارگیری انواع حالت‌ها و نتایجی که در پی خواهد داشت را بیان می‌کنیم.

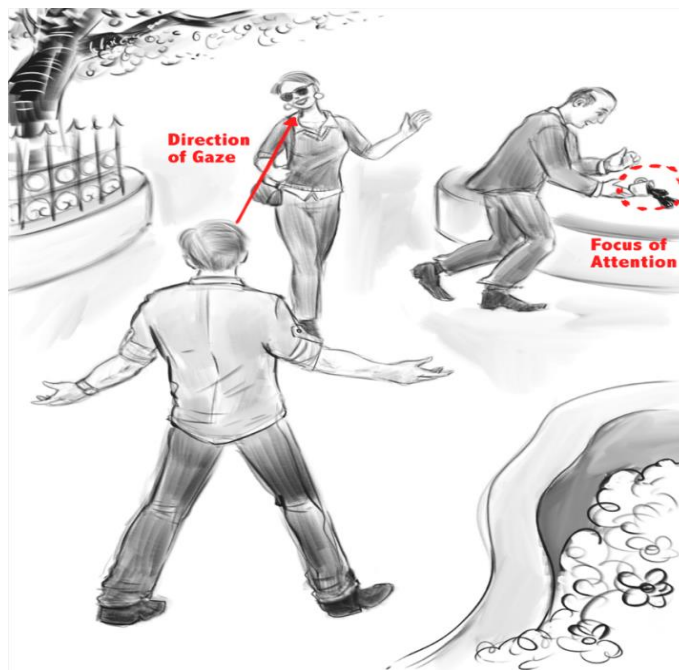
۴-۲ دادگان مورد استفاده

مجموعه داده‌ی استفاده شده در این تحقیق حاوی یک ثبت کامل از پتانسیل‌های برانگیخته P300 است که تحت پروتکل BCI2000 در دو پارادایم مختلف ثبت شده‌است. اولین پارادایم بر مبنای P300Speller است که توسط فارول و دانچین در سال ۱۹۸۸ معرفی شد. دومین پارادایم بر مبنای واسط GeoSpell است که توسط آلویز و همکاران در سال ۲۰۱۲ ارائه شد. پارادایم‌های اول و دوم به ترتیب تحت شرایط توجه آشکار و توجه پنهان طراحی شده‌است. در این آزمایش‌ها از ۱۰ فرد سالم استفاده شده است که وظیفه‌ی آن‌ها در طول آزمایش، توجه به کاراکتر هدف بود [۹] و [۱]. لازم به ذکر است که هرچند هدف اصلی این پایان‌نامه تمرکز بر روی توجه پنهان و واسط GeoSpell است ولی توجه آشکار و واسط P300Speller بیشتر برای هدف مقایسه مورد بررسی قرار گرفته‌است.

۴-۲-۱ تفاوت توجه آشکار و توجه پنهان

توجه آشکار مربوط به شرایطی است که چرخش سر به سمت کاراکتر هدف امکان‌پذیر است. در حالی که در توجه پنهان کاربر فقط به کاراکتر هدف توجه می‌کند؛ بدون آنکه چرخش سر و چشم داشته‌باشد. دانستن همین شرایط سبب شد که محققان دستگاه‌هایی بر مبنای توجه آشکار و توجه پنهان طراحی کنند که نتیجه آن هم تولید دستگاه هجی‌کننده P300Speller توسط فارول و دانچین در سال ۱۹۸۸ و دستگاه هجی‌کننده GeoSpell توسط آلویز و همکاران در سال ۲۰۱۲ شد. در شکل ۴-۱ تفاوت این دو شرایط توجه آشکار و مخفی را مشاهده می‌کنید. همانطور که طبق این شکل مشاهده می‌کنید،

جهت نگاه فردی که پشت به تصویر است به سمت خانمی هست که به سمت او می‌آید. در این حین، محتویات لیوانی که در دست آقایی که در سمت چپ خانم قرار دارد می‌ریزد و ناخودآگاه توجه فرد پشت به تصویر با حفظ موقعیت جهت نگاه‌اش به خانم، به سمت لیوان می‌رود. جهت نگاه فرد به خانم را توجه آشکار و توجه به سمت لیوان بدون نگاه کردن به آن را توجه پنهان می‌گویند.



شکل ۴-۱: تفاوت توجه آشکار (Direction of Gaze) و توجه پنهان (Focus of Attention)

۴-۲-۲ پارادایم‌ها

یکی از مزایای واسطه‌های مغز-رایانه مبتنی بر P300 این است که نیاز به تمرین زیاد ندارند؛ چون مؤلفه P300 از عملکرد مغزی بر مبنای توجه داخلی نتیجه می‌گیرد [۱۵]. در همین راستا دو پارادایم معروف را اشاره می‌کنیم.

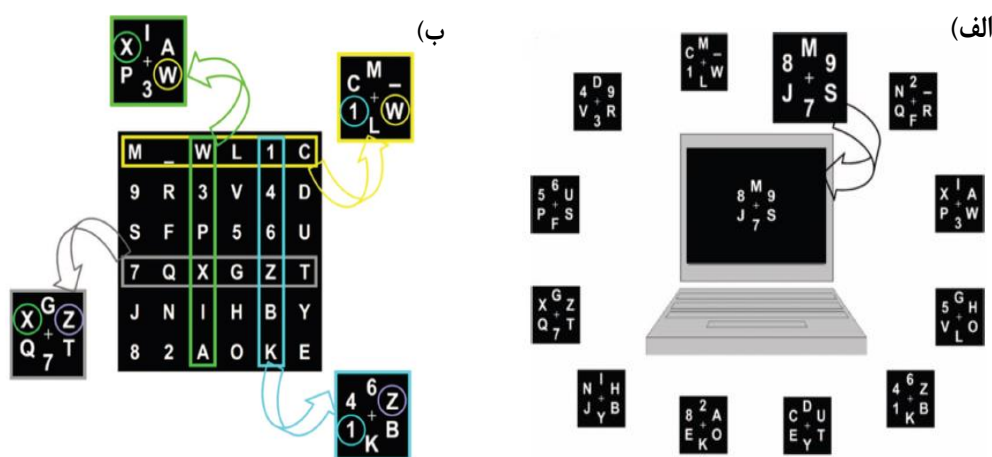
۴-۲-۲-۱ پارادایم GeoSpell-توجه پنهان

در اولین واسطه، فقط ۶ کاراکتر در یک زمان به شخص نشان داده می‌شود که کاراکترها در رئوس یک ۶ ضلعی نامرئی قرار دارند. در این پارادایم شخص به یک علامت + که در وسط این ۶ ضلعی قرار دارد،

خیره میشود و هر وقت که کاراکتر هدف نشان داده شد، شخص با توجه پنهان، بر روی آن هدف تمرکز می کند. در این حالت سیگنال P300 در سیگنال های مغزی شخص ظاهر می شود (شکل ۴-۲ الف).

۴-۲-۲ پارادایم P300Speller-توجه آشکار

در دومین واسط، یک صفحه ماتریسی 6×6 شامل حروف الفبا و اعداد را که به طور دائم نمایش داده می شوند و هر بار فقط یک ردیف یا یک ستون بطور جداگانه و بعنوان تحریک بینایی، برجسته می شود تا شخص به کارکتر هدف نگاه کند و سیگنال P300 در سیگنال های مغزی ظاهر شود (شکل ۴-۲ ب).



شکل ۴-۲: الف) پارادایم GeoSpell ب) پارادایم P300Speller

۴-۲-۳ پروتکل آزمایش

همانطور که گفته شد، در این آزمایش از ۱۰ فرد سالم (جنسیت: زن، میانگین سن 26.8 ± 5.6) استفاده شده است که تجربه سه جلسه ثبت داده ی مربوط به واسط P300Speller را دارند.

حداکثر مقاومت الکترودها بیشتر از ۱۰ کیلو اهم نیست. در این آزمایش از ۱۶ الکتروود نقره-

نقره کلرید (Ag/AgCl) با استاندارد ۱۰-۱۰ استفاده شده است که این الکترودها شامل: (Fz, FCz,

Cz, CPz, Pz, Oz, F3, F4, C3, C4, CP3, CP4, P3, P4, PO7, PO8) هستند. از الکترودهای لاله

گوش بعنوان مرجع استفاده شده و از استخوان پشت گوش سمت راست بعنوان زمین استفاده شده است.

فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۶ هرتز است. فیلتر به کارگرفته شده یک فیلتر میان‌گذر با فرکانس پایین ۰٫۱ هرتز و فرکانس بالای ۲۰ هرتز است. الگوی به کارگرفته شده در این آزمایش، استفاده از $N \times N$ کاراکتر مختلف در دسته‌بندی $2 \times N$ مجموعه‌ی N کاراکتری است (یعنی هر کاراکتر ۲ بار تکرار شده است: $2 \times N \times N$). در اینجا فرض بر این است که $N = ۶$ است. مکان هر کاراکتر نیز در هر دو مجموعه‌ای که تکرار می‌شود، یکسان می‌باشد. برای هر فرد ۴ جلسه^۱ ثبت انجام شده است. هر جلسه شامل سه Run و هر Run شامل شش trial و هر trial شامل هشت Stimulation sequenc و هر Stimulation sequence شامل دو تحریک^۲ هدف^۳ است. هر تحریک به مدت ۱۲۵ میلی‌ثانیه نمایش داده می‌شود و بین دو تحریک متوالی نیز ۱۲۵ میلی‌ثانیه فاصله زمانی است. در مجموع ۲۵۰ میلی‌ثانیه بین دو تحریک فاصله است. برای جلوگیری از پدیده‌ی تداخل پلک‌زدن^۴، فاصله بین دو هدف باید بیش از ۵۰۰ میلی‌ثانیه باشد [۹].

۴-۲-۳-۱ نکات

- ۱- مجموعه داده‌هایی که از منبع [۹] گرفته شده‌اند، شامل ۱۰ فایل mat. در ارتباط با هر کدام از واسطه‌های P300speller و Geospell هستند و هر فایل mat دارای فقط یک جلسه هست.
- ۲- طبق تحلیلی که از مجموعه داده‌ها در محیط متلب به‌دست آمد، شروع نمونه برداری در حدود ۶ ثانیه بعد از آغاز آزمایش انجام شده‌است و طبق مقاله‌ی اصلی [۱]، این جلسه مربوط به جلسه آنلاین است.

- ۳- معرفی بعضی از واژه‌های مورد استفاده در این مقاله [۱]:

^۱ session

^۲ intensification

^۳ target

^۴ The attentional blink phenomenon

○ Stimulation sequence:

نمایش $2 \times N$ تحریک (مجموعه کاراکترها) بطوریکه هر مجموعه فقط یکبار نمایش داده می‌شود. اعداد و حروفی که در هر مجموعه N کاراکتری تنظیم شده‌اند، ثابت‌اند و تغییر نمی‌کنند و تنها ترتیب نمایش $2 \times N$ مجموعه برای کاربر تغییر می‌کند. همچنین مکان هر کاراکتر در هر دو مجموعه‌ای که تکرار می‌شود، یکسان است (شکل ۳-۴).

از آنجا که در $2 \times N$ مجموعه کاراکترها فقط یک هدف داریم و هر هدف هم دو بار تکرار می‌شود، پس در هر Stimulation sequence ، هدف دو بار نشان داده می‌شود.



شکل ۳-۴: مجموعه $2 \times N = 12$ کاراکتر مورد استفاده در آزمایش

○ Trial:

مجموعه‌ای از Stimulation sequence ها بطوریکه که هدف تغییر پیدا نمی‌کند. در مجموعه داده‌های موجود، تعداد Stimulation sequence 8 در هر Trail داریم. در نتیجه یک هدف ۱۶ بار تکرار می‌شود.

○ Run:

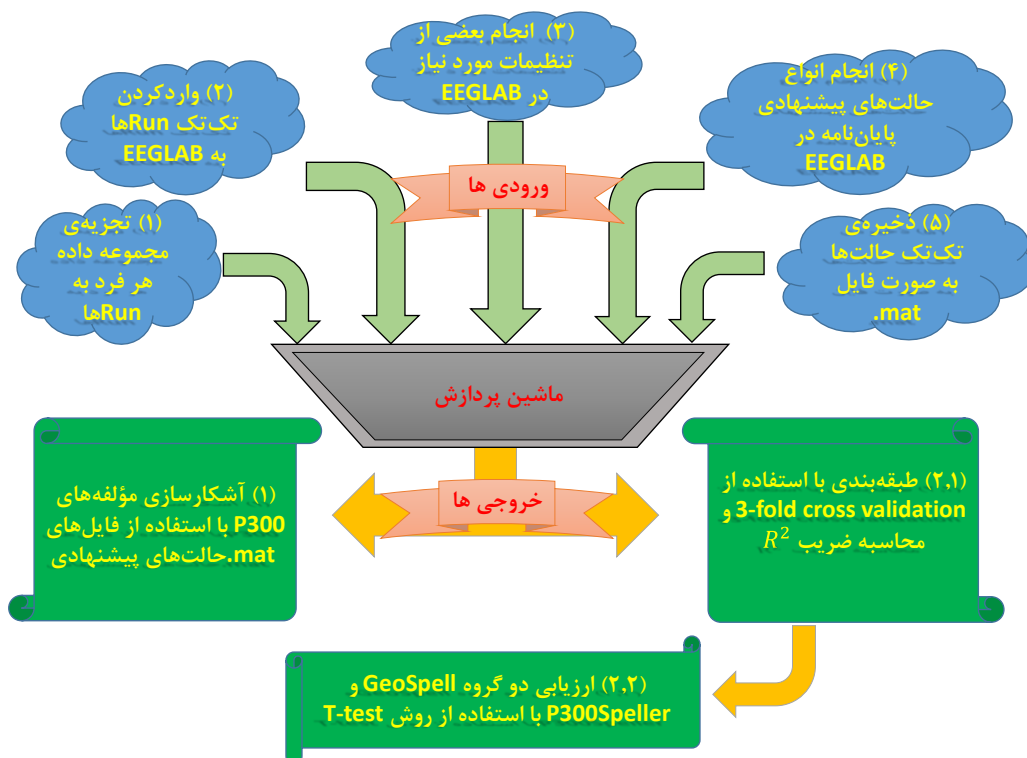
مجموعه‌ای از trial ها که ثبت داده بدون وقفه انجام گیرد. هر Run حدود ۱۹۶ ثانیه طول می‌کشد.

Session ○

مجموعه‌ای از یک یا چند Run ، بدون اینکه کلاه الکترونها از سر شخص مورد نظر برداشته شود. Sessionهای مختلف، در روزهای مختلف انجام شده‌است.

۴-۳ مراحل فرایند پایان نامه

همانطور که در ابتدای این فصل ذکر شد، در این فصل قصد داریم که مراحل فرایند پایان نامه و نتایج حاصل از آن‌ها را که در جهت تشخیص هرچه بهتر و سریع‌تر مؤلفه P300 است بیان کنیم. بدین منظور، فلوجارتی از گام‌هایی که در جهت پیشبرد اهداف این پایان نامه مدنظر است، در شکل ۴-۴ به نمایش درآمده‌است. در ادامه به توضیح مفصل این مراحل می‌پردازیم.



شکل ۴-۴: فلوجارت مراحل پیشبرد پایان نامه

همانطور که در شکل ۴-۴ مشاهده می‌کنید، مرحله‌ای که برای پیشبرد این پایان نامه استفاده شده است شامل سه بخش ورودی‌ها، ماشین پردازش و خروجی‌ها است. ورودی‌ها به ترتیبی که در شکل

هم نمایش داده شده‌است باید وارد ماشین پردازش^۱ شوند و پس از انجام تمام ۵ مرحله ورودی، سه خروجی خواهیم داشت. در ادامه به توضیح بیشتری می‌پردازیم.

○ تجزیه‌ی مجموعه داده هر فرد به Run‌ها:

تعداد ثبت‌ها موجود در مجموعه داده که پایان‌نامه حاضر نیز بر مبنای آن نوشته شده‌است، به تعداد افراد شرکت‌کننده (۱۰ نفر) و در دو گروه واسط GeoSpell و P300Speller است. یعنی در مجموع ۲۰ ثبت داریم. از آنجا که هر ثبت نیز خود شامل سه Run است و هر Run نیز مجموعه‌ای از اطلاعات است، برای کار با EEGLAB فقط به دیتای X هر Run که همان سیگنال‌های مغزی کاربر در ۱۶ کانال مجزا است، نیاز داریم. در نتیجه باید مجموعه داده هر فرد در هر واسط را به Run‌ها و سپس به X‌های آن تجزیه کنیم.

○ وارد کردن تک تک Run‌ها به EEGLAB:

○ انجام بعضی از تنظیمات مورد نیاز در EEGLAB:

تنظیماتی مختلفی باید برای ثبت‌ها در EEGLAB انجام دهیم که مهم‌ترین آن‌ها عبارت‌اند از: وارد کردن فرکانس، تعداد کانال‌ها، بارگذاری مکان الکترودها و اضافه کردن event‌ها. کلیه این تنظیمات در فصل قبل توضیح داده شده‌است.

○ انجام انواع حالت‌های پیشنهادی پایان‌نامه در EEGLAB:

۸ حالت برای بررسی دامنه و تأخیر P300 در این پایان‌نامه بررسی شد. این حالت‌ها را باید ابتدا در EEGLAB با استفاده از قابلیت‌های این جعبه‌ابزار تشکیل دهیم و سپس آن‌ها را ذخیره کرده و سپس پردازش‌هایی در جهت آشکارسازی دامنه و تأخیر مؤلفه P300 انجام دهیم. این حالت‌ها عبارت‌اند از:

^۱ منظور از ماشین پردازش، محیط نرم‌افزار متلب و جعبه‌ابزار EEGLAB است.

• Raw data

در این حالت هیچ پیش پردازشی صورت نگرفته و همان داده‌ی خام دانلود شده از سایت [۹] مورد پردازش صورت گرفته است.

• Average Reference

در این حالت برای اعمال الکتروود مرجع بر روی مجموعه داده، یک الکتروود یا میانگینی از مجموعه الکتروودها را به عنوان مرجع کل الکتروودها در نظر گرفته می‌شود که در اینجا از روش میانگین‌گیری متوسط^۱ روی مجموعه داده استفاده شده است. برای دستیابی به این هدف کافی است مسیر زیر در EEGLAB دنبال شود.

Tools > Re-reference > compute average reference

• FIR Filter

در این حالت از یک فیلتر میان‌گذر با فرکانس‌های قطع ۰٫۱ تا ۲۰ هرتز طبق منبع [۱] استفاده شده است. برای اعمال فیلتر میان‌گذر روی داده‌ها از گزینه فیلتر FIR جعبه‌ابزار EEGLAB استفاده کردیم.

• ICA

برای حذف مؤلفه‌های اضافی که در تشخیص سیگنال P300 اختلال ایجاد می‌کند، می‌توان از تکنیک ICA استفاده کرد. ICA نیز در جعبه‌ابزار EEGLAB پیش‌بینی شده است.

در این تحقیق از ترکیب‌های سه حالت اخیر ذکر شده در بالا برای دستیابی به مؤلفه P300 نیز استفاده شده است. این ترکیب‌ها عبارت‌اند از:

^۱ Average Reference

• FIR Filter & Average Reference

در این حالت، ابتدا روی داده‌ها عملیات فیلترسازی (با استفاده از گزینه FIR Filter در EEGLAB) و سپس اعمال اکتروید مرجع روی داده‌ها (با استفاده از گزینه Average Reference و انتخاب روش میانگین‌گیری متوسط روی داده‌ها در EEGLAB) را انجام می‌دهیم.

• ICA & FIR Filter

در این حالت، ابتدا مؤلفه‌های اضافی را حذف می‌کنیم (با استفاده از گزینه ICA در EEGLAB) و سپس فیلترسازی (با استفاده از گزینه FIR Filter در EEGLAB) را انجام می‌دهیم.

• ICA & Average Reference

در این حالت، ابتدا مؤلفه‌های اضافی را حذف کرده (با استفاده از گزینه ICA در EEGLAB) و سپس الکتروید مرجع را روی داده‌ها اعمال می‌کنیم (با استفاده از گزینه Average Reference و انتخاب روش میانگین‌گیری متوسط روی داده‌ها در EEGLAB).

• FIR Filter & Average Reference & ICA

در این حالت نیز ابتدا عملیات فیلترسازی (با استفاده از گزینه FIR Filter در EEGLAB) و اعمال الکترویدهای مرجع روی داده‌ها (با استفاده از گزینه Average Reference و انتخاب روش میانگین‌گیری متوسط روی داده‌ها در EEGLAB) را انجام می‌دهیم و سپس مؤلفه‌های اضافی را حذف می‌کنیم (با استفاده از گزینه ICA در EEGLAB).

پس از اجرای پردازش‌های ترکیبی فوق در جعبه‌ابزار EEGLAB آن‌ها را به صورت فایل‌های mat ذخیره کرده و با استفاده از کدهایی که در نرم‌افزار متلب در جهت آشکارسازی مؤلفه P300 نوشته شده‌است، به آشکارسازی و بررسی میزان دامنه و تأخیر مؤلفه P300 پرداختیم. نکته‌ای که در اینجا حائز اهمیت است این هست که قطعه‌بندی کاراکترهای هدف از زمان شروع تحریک تا ۸۰۰ میلی‌ثانیه

بعد از اعمال تحریک طبق مقاله [۱] باید صورت گیرد. پس از این پردازش‌ها این داده‌ها را طبقه‌بندی کرده و به آموزش و آزمایش آن‌ها پرداختیم. در ادامه به توضیح بیشتر درباره‌ی عملیات طبقه‌بندی می‌پردازیم.

○ طبقه‌بندی با استفاده از 3-fold cross validation:

این مرحله شامل دو قسمت آموزش^۱ و آزمایش^۲ است. در قسمت آموزش باید دو Run از تمام مجموعه داده‌های یک نوع واسط^۳ (GeoSpell یا P300Speller) و در قسمت آزمایش باید یک Run را مورد بررسی قرار دهیم^۴ و نتایج را مقایسه کنیم. یعنی، در دفعه اول از Run‌های یک و دو به عنوان مرحله آموزش و از Run سوم به عنوان مرحله آزمایش استفاده می‌کنیم و در دفعه دوم از Run‌های یک و سه به عنوان مرحله آموزش و از Run دوم به عنوان مرحله آزمایش استفاده می‌کنیم و در دفعه سوم از Run‌های دو و سه به عنوان مرحله آموزش و از Run اول به عنوان مرحله آزمایش استفاده می‌کنیم.

○ تعیین ضریب R^2 :

طبق مقاله [۱]، ضریب R^2 عددی بین صفر و یک است. هر چه مقدار این ضریب بیشتر باشد، مقدار واریانس نیز بیشتر است که به معنای جدایی کلاس‌ها است. اگر ضریب R^2 مثبت باشد، یعنی دامنه ERP مربوط به تحریک هدف از تحریک غیرهدف بیشتر است و اگر این مقدار منفی باشد، یعنی دامنه ERP مربوط به تحریک غیرهدف از تحریک هدف بیشتر است. اهمیت بکارگیری ضریب R^2 در استفاده از آن در آزمون‌های آماری مانند T-test است. فلوچارت مراحل به دست آوردن R^2 در شکل ۴-۵

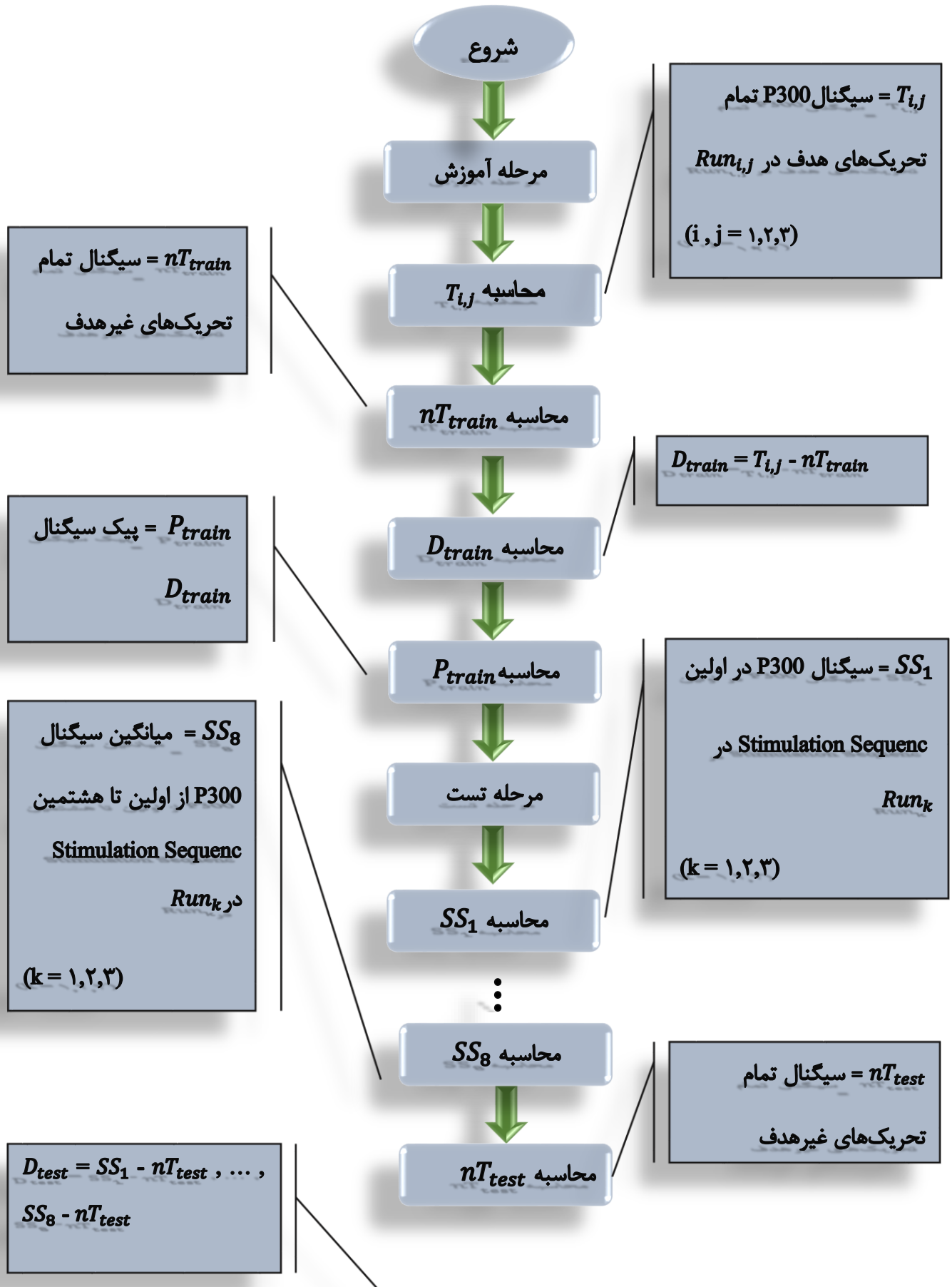
^۱ Train

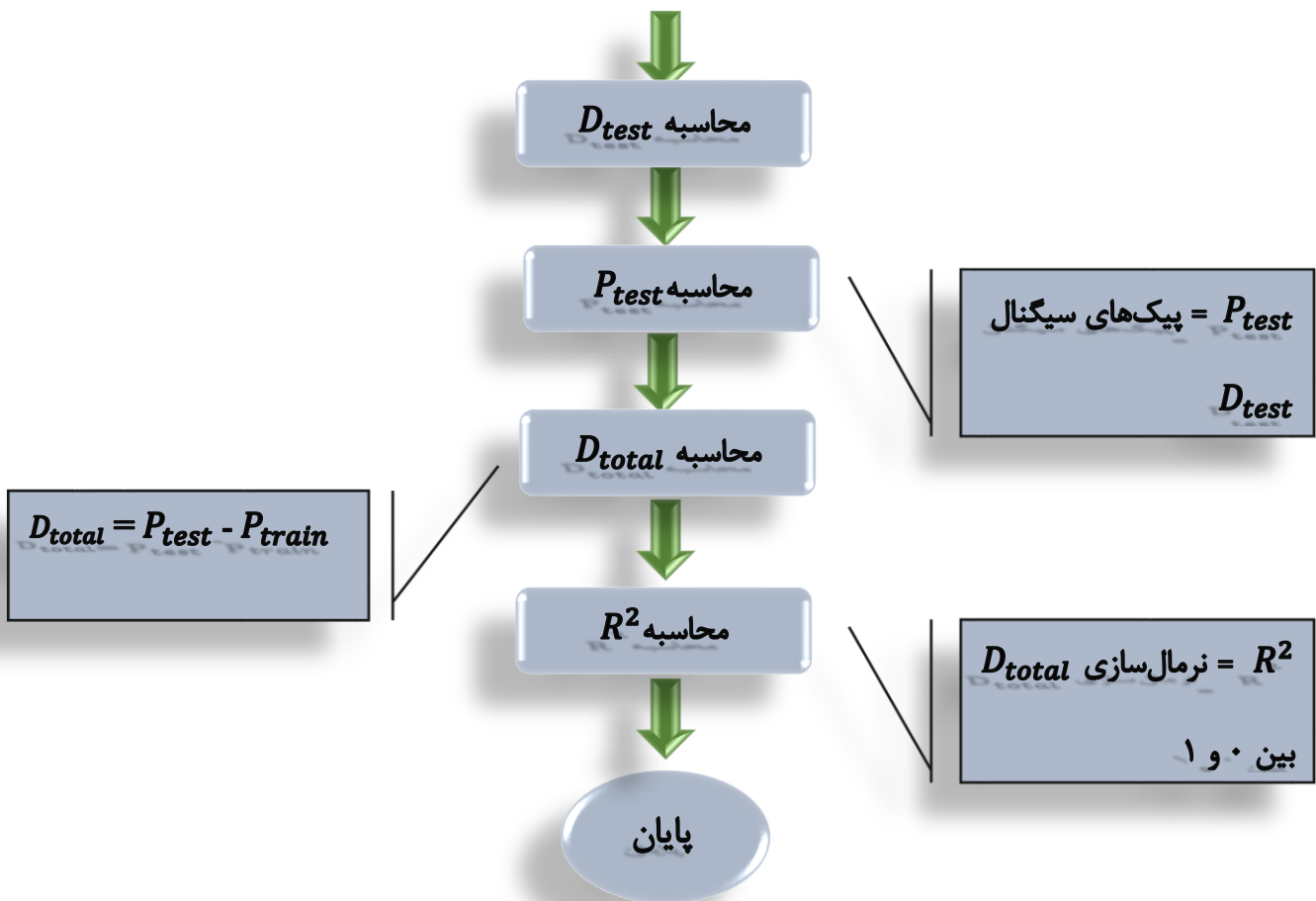
^۲ Test

^۳ یعنی در مرحله آموزش، سیگنال P300 تمام ۱۶ الکترود از تمام ۱۰ فرد مورد آزمایش را برای یک واسط در دو Run به دست می‌آوریم. در مرحله آزمایش همین کار را برای یک Run انجام می‌دهیم.

^۴ روند فرایند مرحله آموزش و مرحله آزمایش، همان مراحل تعیین ضریب R^2 است که در ادامه توضیح داده شده است.

نمایش داده شده است.





شکل ۴-۵: فلوچارت مراحل به دست آوردن ضریب R^2

○ ارزیابی دو گروه GeoSpell و P300Speller با استفاده از روش T-test:

در این مرحله کافی است T-test ضریب R^2 را در دو گروه GeoSpell و P300Speller و در سه حالت به دست آوریم.

(۱) در حالت کلی مقایسه بین دو واسط GeoSpell و P300Speller براساس ضریب R^2 انجام شده است. در این نوع، مقایسه برای هر یک از Run ها در هر روش انجام شده است.

(۲) در حالت کلی مقایسه بین هشت Stimulation sequence در هر یک از واسطه های GeoSpell و P300Speller براساس ضریب R^2 انجام شده است. در این نوع، مقایسه برای هر یک از Run ها در هر روش انجام شده است.

(۳) در حالت کلی مقایسه بین دو واسطه GeoSpell و P300Speller در هر یک از هشت Stimulation sequence براساس ضریب R^2 انجام شده‌است. در این نوع، مقایسه برای هر یک از Runها در هر روش انجام شده‌است.

دو پارامتر در جدول نتایج T-test وجود دارد:

○ پارامتر h

اگر این پارامتر برابر ۰ باشد، یعنی فرض صفر را قبول و اگر مقدار این پارامتر برابر ۱ باشد، یعنی فرض صفر را رد می‌کنیم.

○ پارامتر p-value

این پارامتر با مقدار سطح آلفا (α) مقایسه می‌شود. اگر پارامتر P از α بیشتر باشد، یعنی فرض صفر را قبول و اگر از α کمتر باشد، یعنی با احتمال $(100 - \alpha)\%$ فرضیه صفر را رد کرده و فرضیه مقابل آن (H_1) را می‌پذیریم. به طور معمول، مطالعات آماری در سطح اطمینان ۹۵٪ ($\alpha = 5\%$) صورت می‌گیرد.

برای فهم هرچه بیشتر مراحل سه‌گانه ارزیابی دو گروه GeoSpell و P300Speller با استفاده از روش T-test، کافی است به بخش ۵-۴ در فصل نتایج و جدول‌های جدول ۷-۷، جدول ۷-۸ و

جدول ۷-۹ در پیوست ۶ مراجعه کنید.

۵ فصل پنجم: نتایج

۵-۱ مقدمه

همانطور که در فصل قبل درباره‌ی مراحل پیشبرد این پایان‌نامه و سه خروجی حاصل توضیح دادیم، در این فصل نتایج حاصل از آن سه خروجی را در ۸ حالتی که در بخش ۴-۳ توضیح داده شده‌است را نمایش داده و بررسی می‌کنیم. این نتایج شامل مشخصات P300، شامل دامنه و تأخیر این سیگنال، سپس طبقه‌بندی مؤلفه P300 و به دست آوردن ضریب R^2 و در آخر ارزیابی دو گروه P300Speller و GeoSpell از طریق ضریب R^2 و با استفاده از آزمون آماری T-test است.

۵-۲ نتایج بررسی مشخصات P300

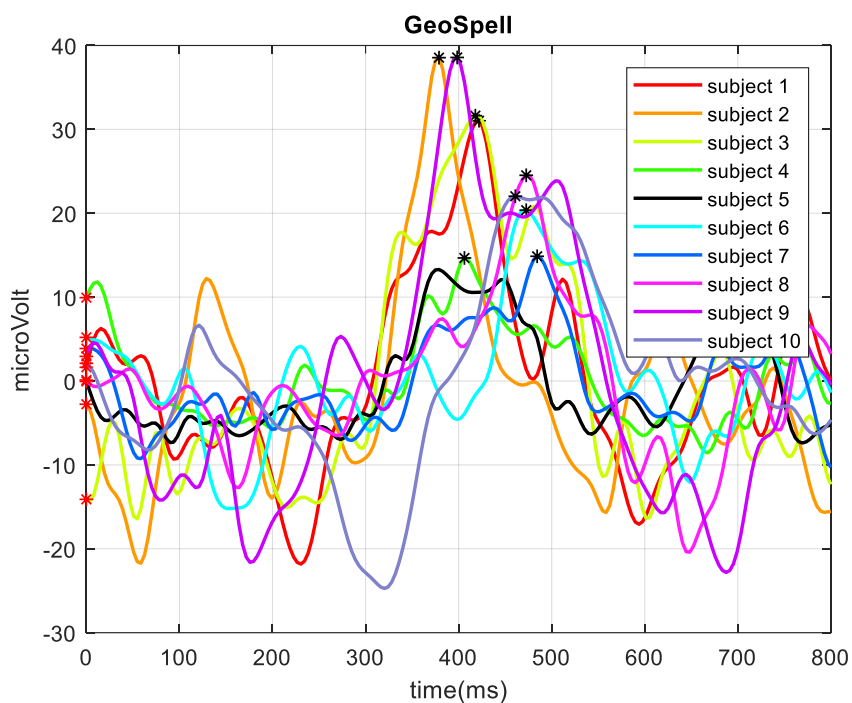
۵-۲-۱ نتایج بصورت نمودار

سه نکته در مورد نتایج حائز اهمیت است: (۱) قطعه‌بندی کاراکترهای هدف از زمان شروع تحریک تا ۸۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اعمال تحریک طبق مقاله [۱]، (۲) میانگینی از سیگنال P300 کل الکترودهای هر فرد را به دست آورده و این میانگین به دست آمده هر فرد را با بقیه‌ی افراد مقایسه می‌کنیم. البته اینکار معمولاً در افراد بیمار مفید است و در افراد سالم تأثیر تشخیصی خاصی ندارد. (۳) سیگنال P300 یک الکتروود مشابه را در بین تمام افراد به دست آورده و میانگین آن‌ها را محاسبه کرده و اینکار را برای تک تک الکترودهای مشابه انجام می‌دهیم. در آخر این میانگین‌ها را با هم مقایسه می‌کنیم.

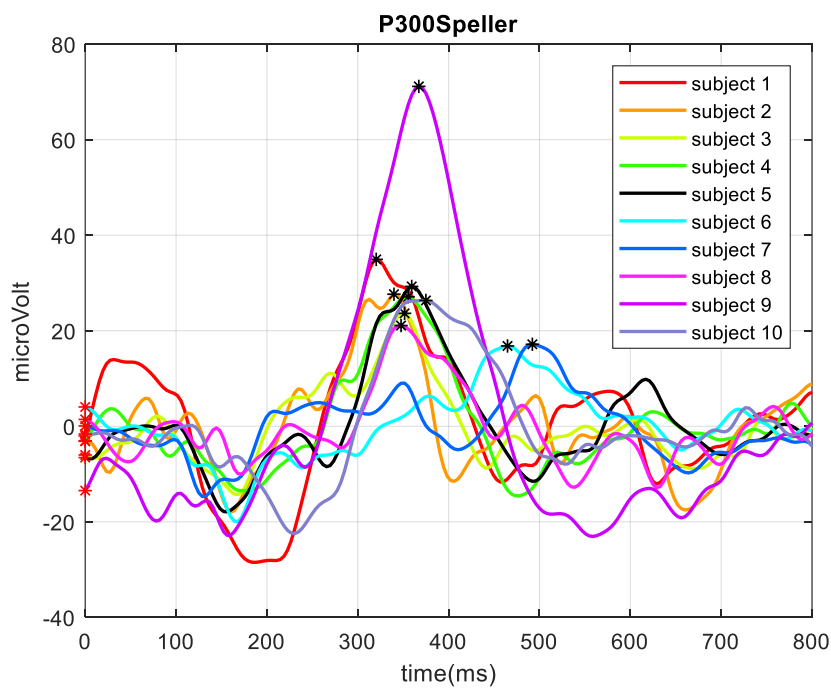
۵-۲-۱-۱ نتیجه Raw data

سه نکته‌ای که در قسمت ۵-۲-۱ ذکر شده را در حالت Raw data و در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller بررسی کردیم. یعنی: (۱) استخراج مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل الکترودهای هر فرد مورد آزمایش و مقایسه سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی کل افراد با هم (شکل ۵-۱ شکل ۵-۲)، (۲) نشان دادن مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل سیگنال‌های افراد در یک الکتروود مشابه و مقایسه این سیگنال میانگین‌گیری شده با سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی بقیه الکتروودها (شکل

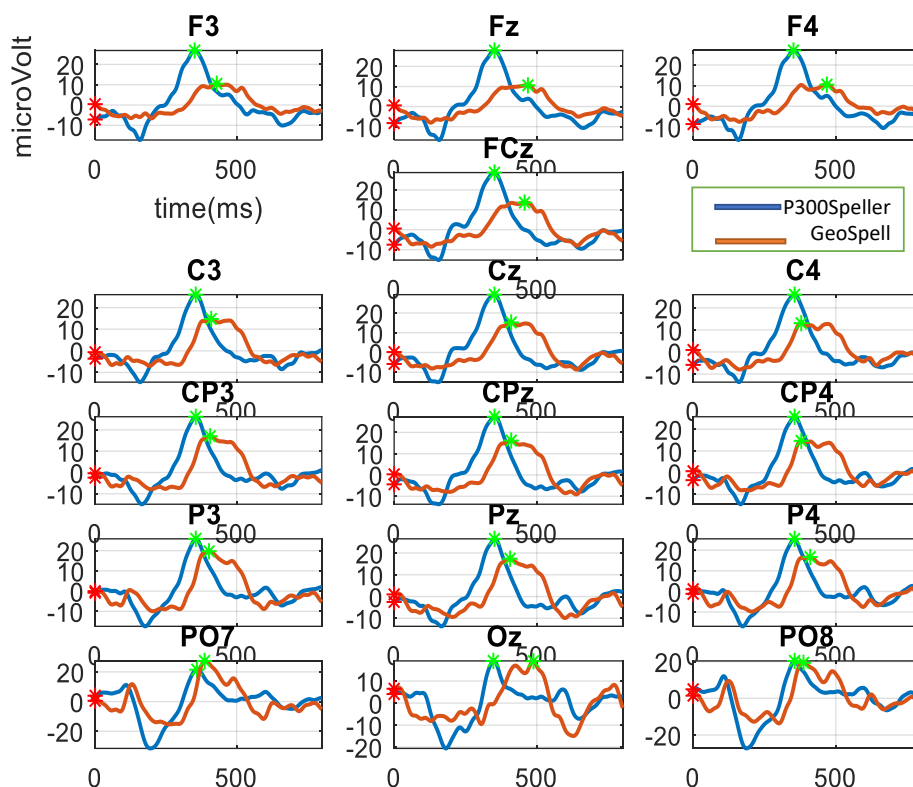
۵-۳. با در نظر گرفتن این نکات، نتایج زیر حاصل شد:



شکل ۵-۱: حالت Raw data: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell



شکل ۵-۲: حالت Raw data: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller

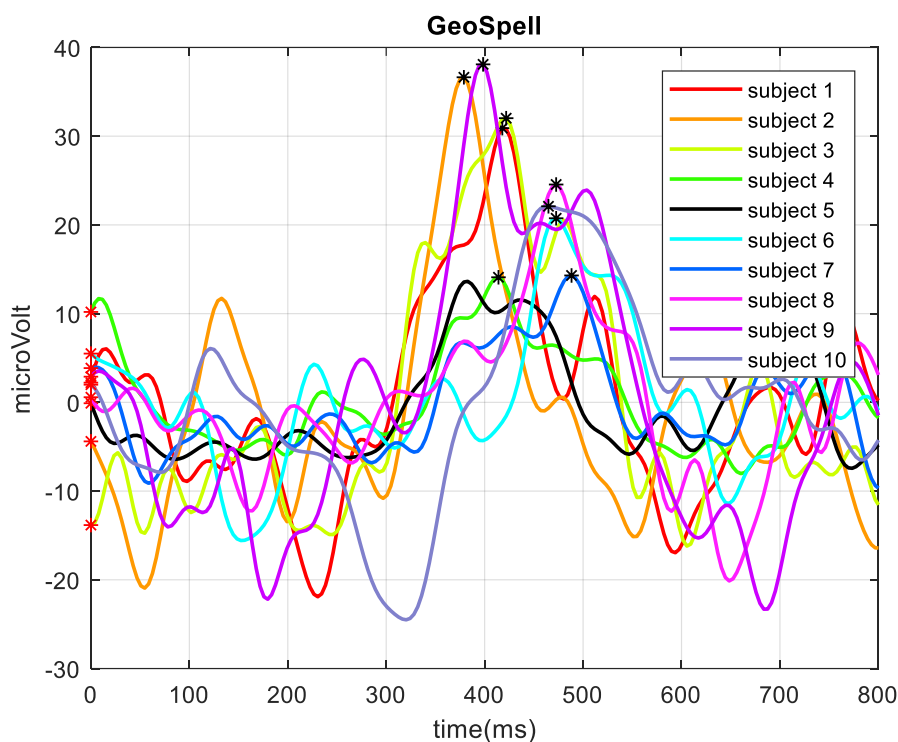


شکل ۵-۳: حالت Raw data: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین‌گیری بر روی تمام اشخاص در هر دو واسطه P300Speller و GeoSpell

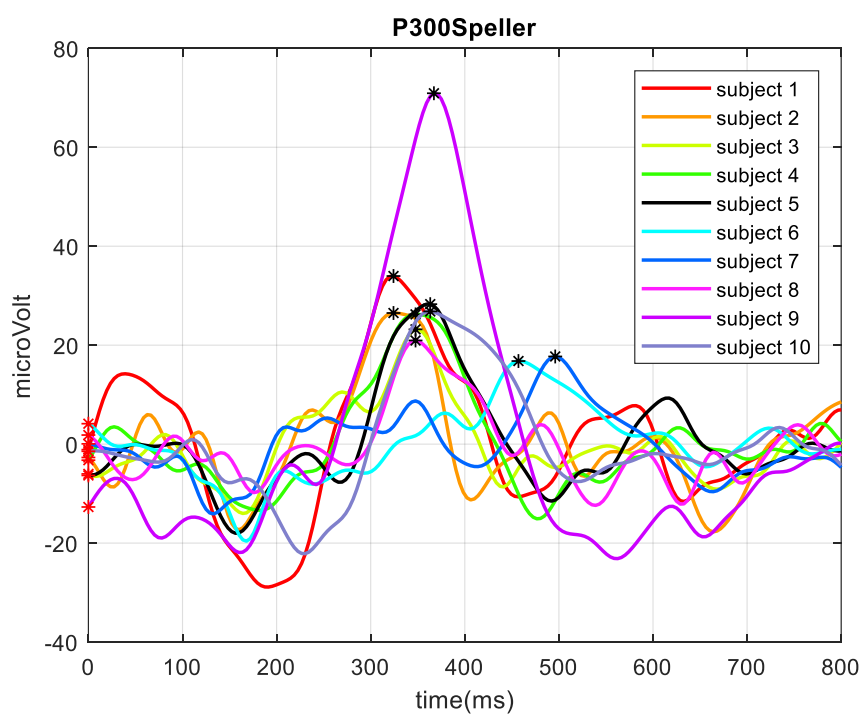
همانطور که در شکل ۵-۱ و شکل ۵-۲ مشاهده می‌کنید، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 در واسطه GeoSpell به ترتیب مربوط به اشخاص ۹، ۲ و ۳ و همچنین در واسطه P300Speller به ترتیب مربوط به اشخاص ۹، ۱ و ۵ است. همچنین با توجه به شکل ۵-۳، در واسطه GeoSpell بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای PO7، P3 و PO8 و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای C4، CP4 و PO7 است. در واسطه P300Speller، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای Cz، FCz و Fz و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای Oz، Fz و Cz است. نتایج و گزارش عددی بهترین سیگنال‌های P300 در بین افراد مورد آزمایش (شکل ۵-۱ و شکل ۵-۲) و بهترین سیگنال‌های P300 در بین الکتروودها (شکل ۵-۳) به ترتیب در جدول ۷-۲ و جدول ۷-۳، در پیوست ۳ ذکر شده‌است.

۵-۲-۱-۲-۵ نتیجه FIR Filter

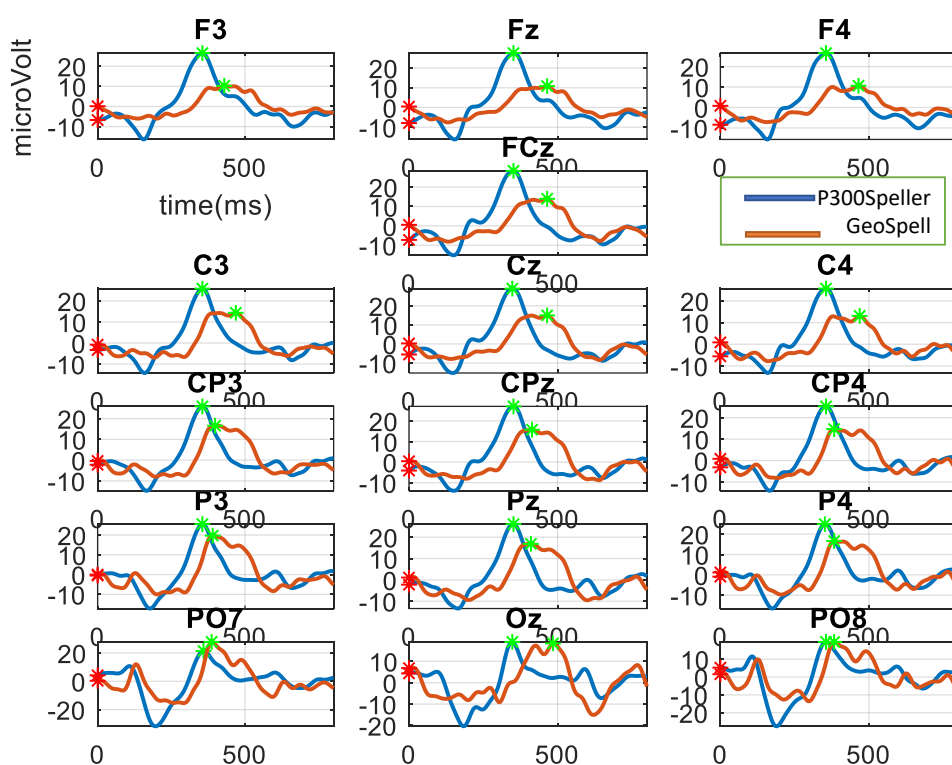
سه نکته‌ای که در قسمت ۵-۲-۱ ذکر شده را در حالت FIR Filter و در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller بررسی کردیم. یعنی: (۱) استخراج مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل الکترودهای هر فرد مورد آزمایش و مقایسه سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی کل افراد با هم (شکل ۵-۴ و شکل ۵-۵)، (۲) نشان‌دادن مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل سیگنال‌های افراد در یک الکترودها مشابه و مقایسه این سیگنال میانگین‌گیری شده با سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی بقیه الکترودها (شکل ۵-۶). با در نظر گرفتن این نکات، نتایج زیر حاصل شد:



شکل ۵-۴: حالت FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell



شکل ۵-۵: حالت FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller

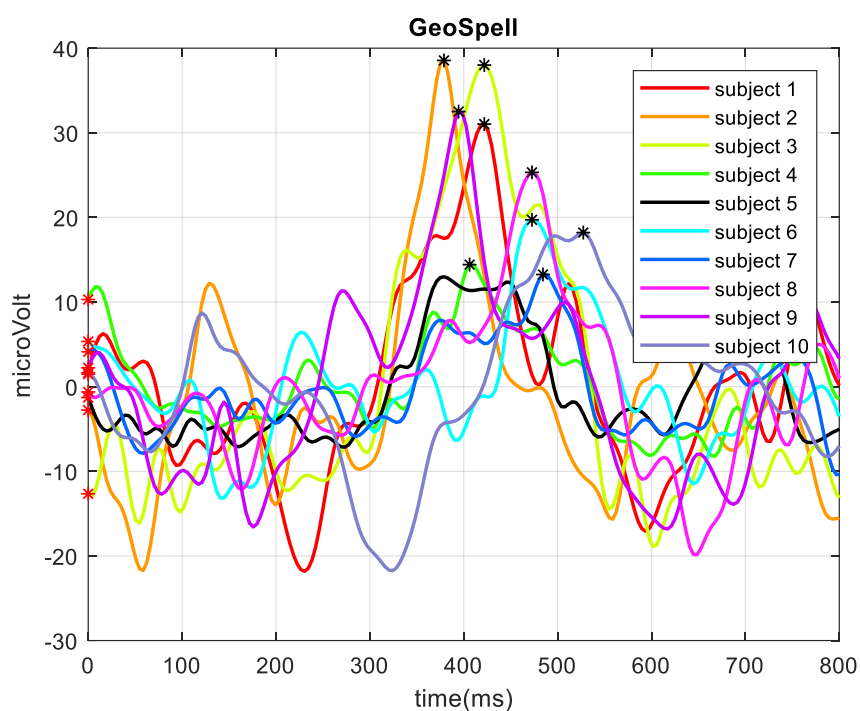


شکل ۵-۶: حالت FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین‌گیری بر روی تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell

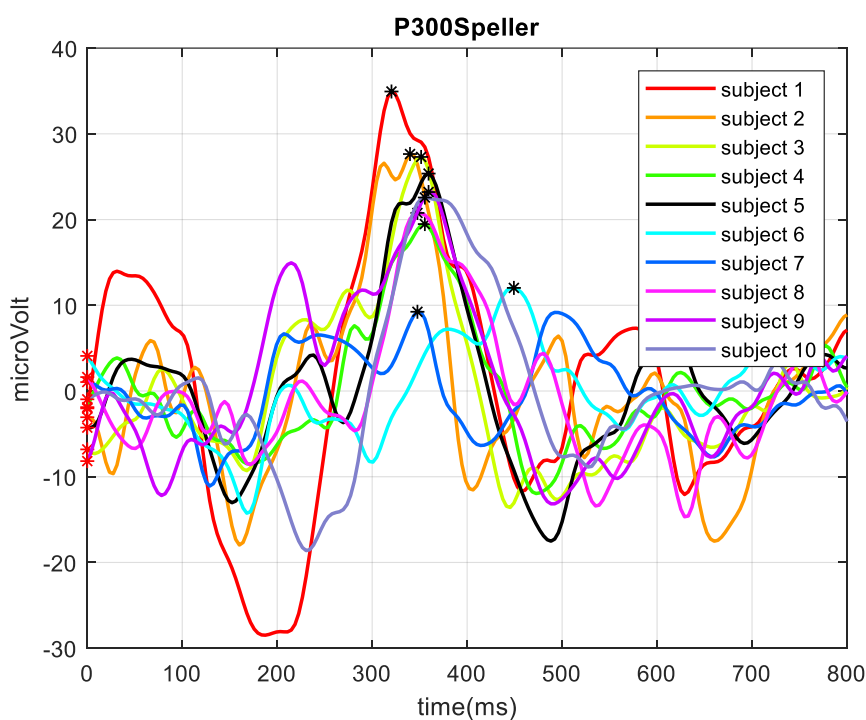
همانطور که در شکل ۴-۵ و شکل ۵-۵ مشاهده می‌شود، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 در واسط GeoSpell به ترتیب مربوط به اشخاص ۹، ۲ و ۳ و همچنین در واسط P300Speller به ترتیب مربوط به اشخاص ۹، ۱ و ۵ است. همچنین با توجه به شکل ۵-۶، در واسط GeoSpell بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای PO7، PO8 و P3 و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای P4، PO8 و CP4 است و در واسط P300Speller، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای Cz، FCz و Fz و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای Cz، Oz و Fz است. نتایج و گزارش عددی بهترین سیگنال‌های P300 در بین افراد مورد آزمایش (شکل ۴-۵ و شکل ۵-۵) و بهترین سیگنال‌های P300 در بین الکترودها (شکل ۵-۶) به ترتیب در جدول ۲-۷ و جدول ۳-۷، در پیوست ۳ ذکر شده‌است.

۵-۲-۱-۳ استخراج مؤلفه P300 پس از اعمال ICA

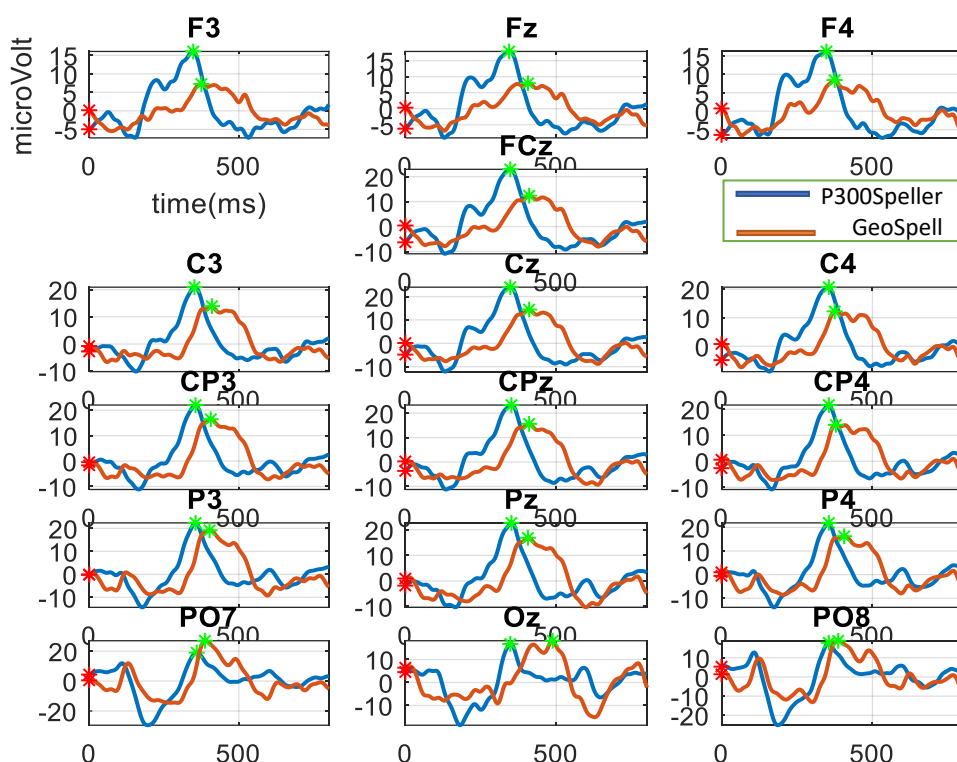
سه نکته‌ای که در قسمت ۵-۲-۱ ذکر شده را در حالت ICA و در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller بررسی کردیم. یعنی: (۱) استخراج مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل الکترودهای هر فرد مورد آزمایش و مقایسه سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی کل افراد با هم (شکل ۵-۷ و شکل ۵-۸)، (۲) نشان‌دادن مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل سیگنال‌های افراد در یک الکترودها مشابه و مقایسه این سیگنال میانگین‌گیری شده با سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی بقیه الکترودها (شکل ۵-۹). با در نظر گرفتن این نکات، نتایج زیر حاصل شد:



شکل ۵-۷: حالت ICA: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط GeoSpell



شکل ۵-۸: حالت ICA: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller

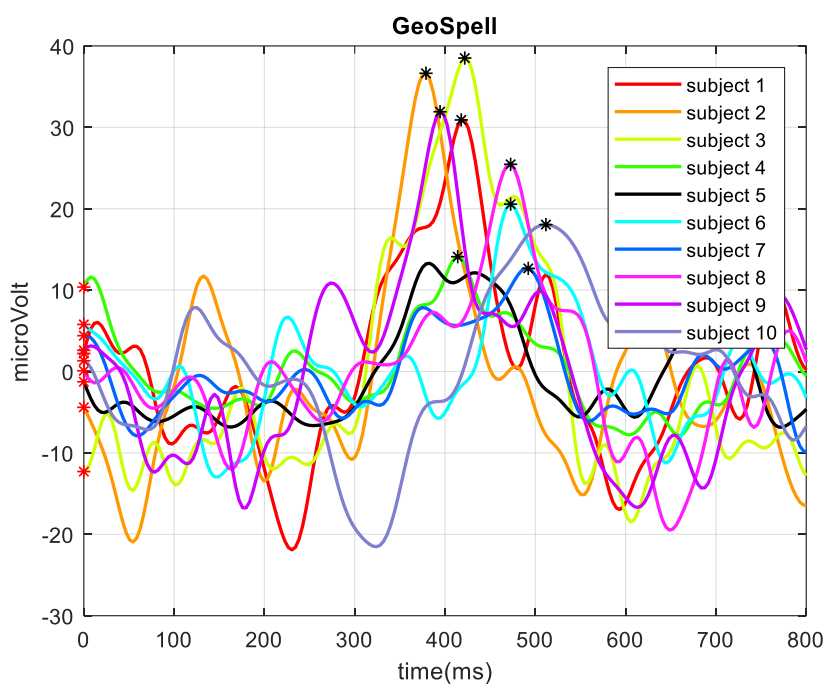


شکل ۵-۹: حالت ICA: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکتروود از طریق میانگین‌گیری بر روی تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell

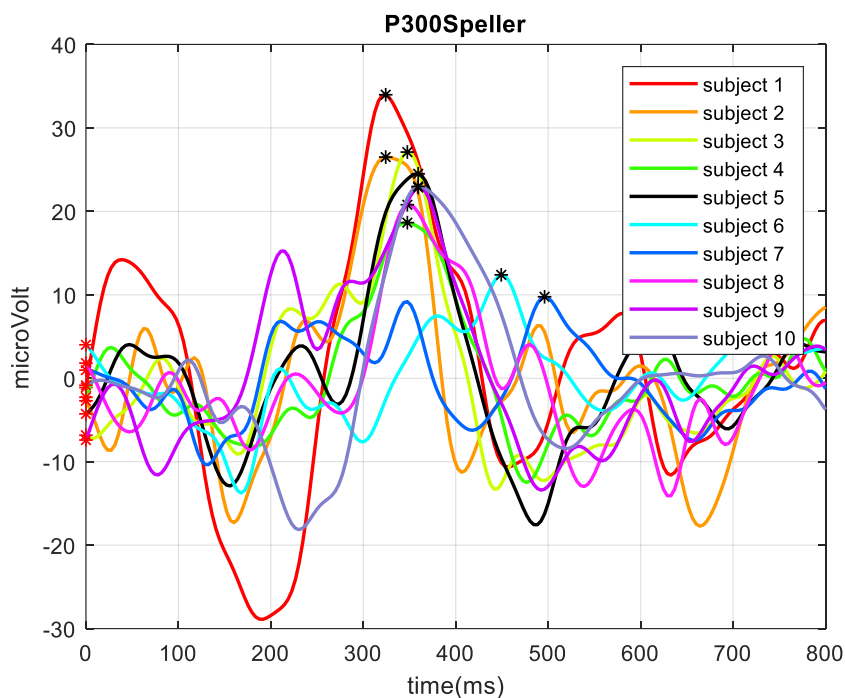
همانطور که در شکل ۵-۷ و شکل ۵-۸ مشاهده می‌کنید، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 در واسط GeoSpell به ترتیب مربوط به اشخاص ۲، ۳ و ۹ و همچنین در واسط P300Speller به ترتیب مربوط به اشخاص ۱، ۲ و ۳ است. همچنین با توجه به شکل ۵-۹، در واسط GeoSpell بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای P3، PO7 و PO8 و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای F3، F4 و C4 است و در واسط P300Speller، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای Cz، CPz و FCz و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکتروودهای Fz، Cz و Oz است. نتایج و گزارش عددی بهترین سیگنال‌های P300 در بین افراد مورد آزمایش (شکل ۵-۷ و شکل ۵-۸) و بهترین سیگنال‌های P300 در بین الکتروودها (شکل ۵-۹) به ترتیب در جدول ۷-۲ و جدول ۷-۳، در پیوست ۳ ذکر شده‌است.

۵-۲-۱-۴ نتیجه ICA & FIR Filter

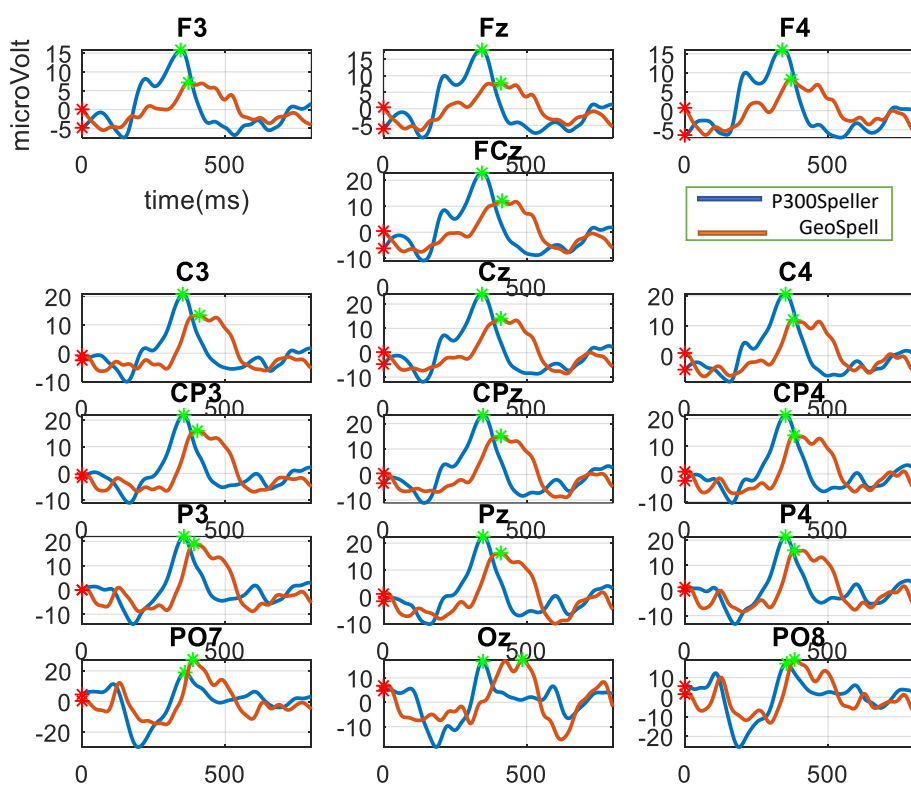
سه نکته‌ای که در قسمت ۵-۲-۱ ذکر شده را در حالت ICA & FIR Filter و در هر دو واسطه GeoSpell و P300Speller بررسی کردیم. یعنی: (۱) استخراج مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل الکترودهای هر فرد مورد آزمایش و مقایسه سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی کل افراد با هم (شکل ۵-۱۰ و شکل ۵-۱۱)، (۲) نشان دادن مؤلفه P300 از طریق میانگین‌گیری از کل سیگنال‌های افراد در یک الکتروود مشابه و مقایسه این سیگنال میانگین‌گیری شده با سیگنال‌های میانگین‌گیری شده‌ی بقیه الکتروودها (شکل ۵-۱۲). با در نظر گرفتن این نکات، نتایج زیر حاصل شد:



شکل ۵-۱۰: حالت ICA و FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسطه GeoSpell



شکل ۵-۱۱: حالت ICA و FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر شخص در واسط P300Speller



شکل ۵-۱۲: حالت ICA و FIR Filter: نمایش مؤلفه P300 برای هر الکترود از طریق میانگین‌گیری بر روی

تمام اشخاص در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell

همانطور که در شکل ۵-۱۰ و شکل ۵-۱۱ مشاهده می‌کنید، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 در واسط GeoSpell به ترتیب مربوط به اشخاص ۳، ۲ و ۹ و همچنین در واسط P300Speller به ترتیب مربوط به اشخاص ۱، ۳ و ۲ است. همچنین با توجه به شکل ۵-۱۲، در واسط GeoSpell بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای PO7، PO8 و P3 و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به F3، F4 و C4 است و در واسط P300Speller، بیشترین دامنه‌ی سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای Cz، CPz و FCz و کمترین تأخیر سیگنال P300 به ترتیب مربوط به الکترودهای F4، Fz و Cz است. نتایج و گزارش عددی بهترین سیگنال‌های P300 در بین افراد مورد آزمایش (شکل ۵-۱۰ و شکل ۵-۱۱) و بهترین سیگنال‌های P300 در بین الکترودها (شکل ۵-۱۲) به ترتیب در جدول ۷-۲ و جدول ۷-۳، در پیوست ۳ ذکر شده‌است.

۵-۱-۲-۵ نتیجه حالت‌های نامعتبر

حالت‌های Average Reference، FIR Filter & Average Reference، ICA & Average Reference و Average Reference & ICA و FIR Filter & Average Reference & ICA به علت اینکه در استخراج مؤلفه‌ی P300 در هر دو واسط P300Speller و GeoSpell و در دو روشی که در نکته‌ی ۲ و ۳، در قسمت ۵-۲-۱ ذکر شد، توانا نبودند و سیگنال‌هایی را استخراج کردند که اصلاً شبیه سیگنال P300 نبودند، به همین دلیل از آوردن نتایج آن‌ها در اینجا خودداری کردیم.

۵-۲-۲ جمع‌بندی نتایج بررسی مشخصات P300

در جمع‌بندی بخش ۵-۲-۱ ذکر چند نکته لازم است. اولاً در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller، حالت‌های Reference، Filter & Reference، ICA & Reference و ICA & Reference & ICA نتایج شبیه سیگنال P300 نداشتند، در نتیجه بررسی نشدند و از کلمه نامعتبر در جدول‌های نتایج آن‌ها (جدول ۷-۲ و جدول ۷-۳) استفاده شده‌است. ثانیاً از آنجا که در حالت Raw data در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller هیچ پیش‌پردازشی صورت نگرفته‌است و همان داده‌ی خام است و همچنین

به علت وجود پدیده‌ی چشمک‌زدن^۱، دامنه‌ی سیگنال مغزی به طور چشمگیری افزایش می‌یابد، در نتیجه حالت Raw data را در قیاس با حالت‌های دیگر مقایسه نکرده‌ایم و فقط در مقایسه‌ی کلی دو واسط که نتیجه‌گیری از تمام حالت‌ها است، حالت Raw data را هم به دلیل اینکه در هر دو واسط وجود دارد، این حالت را هم به حساب آورده‌ایم.

۵-۲-۲-۱ GeoSpell

در ادامه با توجه به جدول ۲-۷ و جدول ۳-۷ در پیوست ۳، به بیشترین میزان دامنه و کمترین زمان تأخیر سیگنال P300 بین ۸ حالت‌ها، ۱۶ الکترودها و ۱۰ فرد مورد آزمایش می‌پردازیم (جدول ۱-۵ و جدول ۲-۵). جدول‌های جدول ۱-۵ و جدول ۲-۵ به ترتیب خلاصه بخش GeoSpell در جدول‌های جدول ۲-۷ و جدول ۳-۷ در پیوست ۳ هستند و به ترتیب بر مبنای نکته‌ی ۲ و ۳ و نتیجه‌گیری نمودارهای آورده شده در بخش ۵-۲-۱ نوشته شده‌اند.

جدول ۱-۵: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۰ شخص مورد آزمایش در واسط GeoSpell

زمان تأخیر P300 (میلی ثانیه)	دامنه P300 (میکروولت)	بهترین نتایج
شخص ICA // ۲ ۳۷۸,۹	شخص ICA // ۲ ۳۸,۵۵	بهترین شخص
ICA و ICA & Filter ۳۹۸,۴۳	ICA ۳۶,۳۵	بهترین حالت ^۲
۳۹۸,۷۵	۳۵,۹۶	نتیجه کلی واسط GeoSpell ^۳

^۱ Eye blink

^۲ بیشترین دامنه و کمترین تأخیر از میانگین سه شخص برتر هر حالت به دست آمده است.
^۳ در این قسمت، نتایج حالت Raw data هم محاسبه شده است.

جدول ۵-۲: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۶ الکتروود در واسط GeoSpell

زمان تأخیر P300 (میلی ثانیه)	دامنه P300 (میکروولت)	بهترین نتایج
۳۷۱	Filter //PO7 ۲۷,۸۴	بهترین الکتروود
۳۷۳,۶۳	Filter ۲۲,۳۹	بهترین حالت ^۱
۳۷۸,۲۳	۲۲,۰۰۷۵	نتیجه کلی واسط GeoSpell ^۲

۵-۲-۲-۲ P300Speller

در ادامه با توجه به جدول ۲-۷ و جدول ۳-۷ در پیوست ۳، به بیشترین میزان دامنه و کمترین زمان تأخیر سیگنال P300 بین ۸ حالت‌ها، ۱۶ الکتروودها و ۱۰ فرد مورد آزمایش می‌پردازیم (جدول ۳-۵ و جدول ۴-۵). جدول‌های جدول ۳-۵ و جدول ۴-۵ به ترتیب خلاصه بخش P300Speller در جدول‌های جدول ۲-۷ و جدول ۳-۷ در پیوست ۳ هستند و به ترتیب بر مبنای نکته‌ی ۲ و ۳ و نتیجه‌گیری نمودارهای آورده شده در بخش ۵-۲-۱ نوشته شده‌اند.

جدول ۵-۳: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۰ شخص مورد آزمایش در واسط P300Speller

زمان تأخیر P300 (میلی ثانیه)	دامنه P300 (میکروولت)	بهترین نتایج
۳۲۴,۲	شخص //۱ Filter ۷۰,۹۱	بهترین شخص
۳۵۱,۵۶	Filter ۴۴,۳۹	بهترین حالت ^۳
۳۳۹,۱۹	۳۷,۶۳	نتیجه کلی واسط P300Speller ^۴

^۱ بیشترین دامنه و کمترین تأخیر از میانگین سه الکتروود برتر هر حالت به دست آمده است.

^۲ در این قسمت، نتایج حالت Raw data هم محاسبه شده است.

^۳ بیشترین دامنه و کمترین تأخیر از میانگین سه شخص برتر هر حالت به دست آمده است.

^۴ در این قسمت، نتایج حالت Raw data هم محاسبه شده است.

جدول ۴-۵: بهترین نتایج در دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۱۶ الکتروود در واسط P300Speller

زمان تأخیر P300 (میلی ثانیه)	دامنه P300 (میکروولت)	بهترین نتایج
ICA & Filter //F4	۲۹,۰۴	Filter //Cz
ICA & Filter	۲۸,۳۲	Filter
۳۳۹,۸	۳۴۲,۴	۲۵,۹۳
۳۴۶,۹۵		نتیجه کلی واسط P300Speller ^۲

۵-۳ نتایج طبقه‌بندی با استفاده از 3-fold cross validation

۵-۳-۱ مرحله آموزش

طبق جدول ۷-۴ پیوست ۳، بهترین^۳ جفت Run و حالت، در مقدار تفاضل دامنه تحریک هدف و غیرهدف (P_{train})^۴ در هر دو واسط، مربوط به جفت ۱ و ۲ Run^۵ و اعمال حالت Filter است. بهترین واسط هم واسط P300Speller با دامنه ۱۶,۴۵ میکروولت است (جدول ۵-۵).

جدول ۵-۵: بهترین نتایج روش‌ها و واسط‌ها در تفاضل دامنه تحریک هدف و غیرهدف در مرحله آموزش

تفاضل دامنه تحریک هدف و غیرهدف در واسط P300Speller	تفاضل دامنه تحریک هدف و غیرهدف در واسط GeoSpell	بهترین نتایج مرحله آموزش
Filter // Run ۱ و ۲	۱۸,۶۵	Filter // Run ۱ و ۲
Filter	۱۳,۷	Filter
۲۴,۴۳	۱۶,۴۵	۱۳,۲۶
۱۸,۵۹		نتیجه کلی واسط

۵-۳-۲ مرحله آزمایش

در مرحله آزمایش، نتایج حاصل از تفاضل پیک مرحله آموزش (P_{train}) و پیک مرحله آزمایش (P_{test})^۶

^۱ بیشترین دامنه و کمترین تأخیر از میانگین سه الکتروود برتر هر حالت به دست آمده است.

^۲ در این قسمت، نتایج حالت Raw data هم محاسبه شده است.

^۳ منظور از بهترین یعنی بالاترین مقدار در دامنه است.

^۴ به قسمت تعیین ضریب R^2 در بخش ۴-۳ مراجعه کنید.

^۵ منظور از جفت ۱ و ۲ Run، Run‌های یکم و دوم است.

^۶ از تفاضل دامنه تحریک غیرهدف و هر هشت Stimulation Sequence در هر حالت به دست می‌آید. برای اطلاعات بیشتر به قسمت تعیین ضریب R^2 در بخش ۴-۳ مراجعه کنید.

تحت عنوان D_{total} مورد بررسی قرار گرفت. D_{total} خود شامل هشت نوع عدد است که این اعداد از روی اعمال محاسباتی بر روی هشت Stimulation Sequence به دست آمده است. توضیحات مربوط به چگونگی محاسبه D_{total} در قسمت تعیین ضریب R^2 در بخش ۴-۳ ذکر شده است. جدول ۵-۶، نتیجه گیری کلی از جدول ۵-۷ و جدول ۶-۷ پیوست ۴ است. در ادامه به توضیح هر یک از تقسیمات ۱ تا ۶ جدول ۵-۶ پرداخته شده است:

(۱) در واسط GeoSpell، بهترین Stimulation Sequence^۱ با مقدار ۱۰,۹۱ مربوط به SS۱^۲، Run۲^۳ و با استفاده از حالت Filter است. همچنین در واسط P300Speller، بهترین Stimulation Sequence با مقدار ۱۱,۹۹ مربوط به SS۲، Run۱ و با استفاده از حالت ICA & Filter است.

(۲) اگر هر Stimulation Sequence را در بین تمام Run ها و تمام حالت ها میانگین گیری کنیم، نتایج قسمت (۲) جدول ۵-۶ به دست می آید. همانطور که مشاهده می شود، به طور میانگین بهترین نتیجه مربوط به واسط P300Speller است.

(۳) اگر در هر حالت، میانگین هر Stimulation Sequence را در بین سه Run موجود در آن روش را به دست آوریم، بهترین نتایج مربوط به حالت Filter در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller است. فقط در SS۱ در واسط P300Speller، بهترین نتیجه مربوط به حالت ICA & Filter است. در حالت کلی بهترین نتایج مربوط به واسط P300Speller است.

(۴) در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller، بالاترین مقدار در میانگین تمام Stimulation Sequence در هر Run، مربوط به Run۱ و حالت ICA است.

(۵) در میانگین گیری از همه ی Stimulation Sequence در کل Run های یک حالت، بالاترین مقدار

^۱ به قسمت تعیین ضریب R^2 در بخش ۴-۳ مراجعه کنید.

^۲ منظور از SS۱، Stimulation Sequence اول است.

^۳ منظور از Run۲، Run دوم است.

مربوط به حالت Filter در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller است.

(۶) به طور کلی، پس از میانگین‌گیری از تمام Stimulation Sequence‌ها، تمام Run‌ها و تمام حالت‌ها در هر واسط، واسط P300Speller با مقدار ۴,۹۹ در مقایسه با واسط GeoSpell با مقدار ۴,۸۷، بهترین نتیجه را دارد.

جدول ۵-۶: بهترین نتایج مقادیر Stimulation Sequence‌های D_{total} در هر دو واسط در مرحله آزمایش

بهترین نتایج مرحله آزمایش	GeoSpell مقدار D_{total} (میکروولت)		P300Speller مقدار D_{total} (میکروولت)	
(۱) بهترین SS در بین تمام حالت‌ها	Filter // Run ۲ // SS ۱	۱۰,۹۱	ICA & Filter // Run ۱ // SS ۲	۱۱,۹۹
(۲) میانگین $SS(i)$ در بین تمام حالت‌ها ^۲ ($i=1, \dots, 8$)	SS ۱	۱۳,۶۶	SS ۱	۵,۲۶
	SS ۲	۳,۸۰	SS ۲	۵,۶۵
	SS ۳	۳,۶۳	SS ۳	۴,۷۹
	SS ۴	۳,۷۶	SS ۴	۵,۲۲
	SS ۵	۳,۹	SS ۵	۴,۹۸
	SS ۶	۲,۹۶	SS ۶	۴,۶۸
	SS ۷	۳,۴۷	SS ۷	۴,۶۷
	SS ۸	۳,۸۱	SS ۸	۴,۶۸
		میانگین: ۴,۸۷		میانگین: ۴,۹۹

^۱ Stimulation Sequence

^۲ در این قسمت، نتایج حالت Raw data هم محاسبه شده است.

(۳) بهترین SS(i) در میانگین تمام Run های هر حالت (i= ۱,...,۸)	Filter//SS۱	۸,۴۳	ICA & Filter//SS۱	۵,۹۱	میانگین: ۵,۴۰
	Filter//SS۲	۴,۱۶	Filter//SS۲	۶,۰۰۳	
	Filter//SS۳	۳,۷۳	Filter//SS۳	۵,۳۸	
	Filter//SS۴	۴,۱۱	Filter//SS۴	۵,۷۴	
	Filter//SS۵	۴,۴۸	Filter//SS۵	۵,۸۰	
	Filter//SS۶	۳,۲۲	Filter//SS۶	۵,۴۱	
	Filter//SS۷	۳,۷۳	Filter//SS۷	۵,۲۹	
	Filter//SS۸	۳,۹۱	Filter//SS۸	۵,۳۰	
(۴) بهترین Run	ICA //Run۱	۹,۴۰	ICA //Run۱	۱۱,۱۹	
(۵) بهترین حالت	Filter	۴,۴۷	Filter	۵,۴۰	
(۶) میانگین حالت های هر رابط ^۱		۴,۸۷		۴,۹۹	

۵-۴ نتایج آزمون آماری T-test

بر طبق جداول جدول ۷-۷، جدول ۸-۷ و

جدول ۷-۹ در پیوست ۵، نتایج ارزیابی دو واسط GeoSpell و P300Speller با روش T-test در سه حالتی که در فصل ۴ توضیح داده شد، به شرح زیر است:

(۱) نتیجه حالت اول آزمون T-test بیان می کند که در حالت های Raw data، Filter، ICA و ICA & Filter تفاوت معناداری در کل Run ها بین دو واسط GeoSpell و P300Speller وجود ندارد. در حالت های دیگر به علت نامعتبر بودن، آزمون T-test قابل اجرا نبود.

(۲) نتیجه حالت دوم آزمون T-test بیان می کند که بیشترین و کمترین تفاوت معناداری در بین تمام Stimulation Sequence مرتبط با هر Run و هر واسط به ترتیب مربوط به "Run۱" حالت Filter و واسط GeoSpell با مقدار $p = ۰,۰۰۱۱$ و "Run۲" حالت ICA & Filter و واسط GeoSpell با مقدار $p = ۰,۰۴۹۲$ است. همچنین بیشترین و کمترین شباهت در بین تمام Stimulation Sequence مرتبط با هر Run و هر واسط به ترتیب مربوط به "Run۳" حالت ICA & Filter و واسط GeoSpell

^۱ در این قسمت، نتایج حالت Raw data هم محاسبه شده است.

با مقدار $p = 0.0741$ و "Run2" حالت ICA \\\ واسط GeoSpell" با مقدار $p = 0.0524$ است. در حالت‌های Reference، Filter & Reference، ICA & Reference و ICA & Reference & Filter به علت نامعتبر بودن، آزمون T-test قابل اجرا نبود.

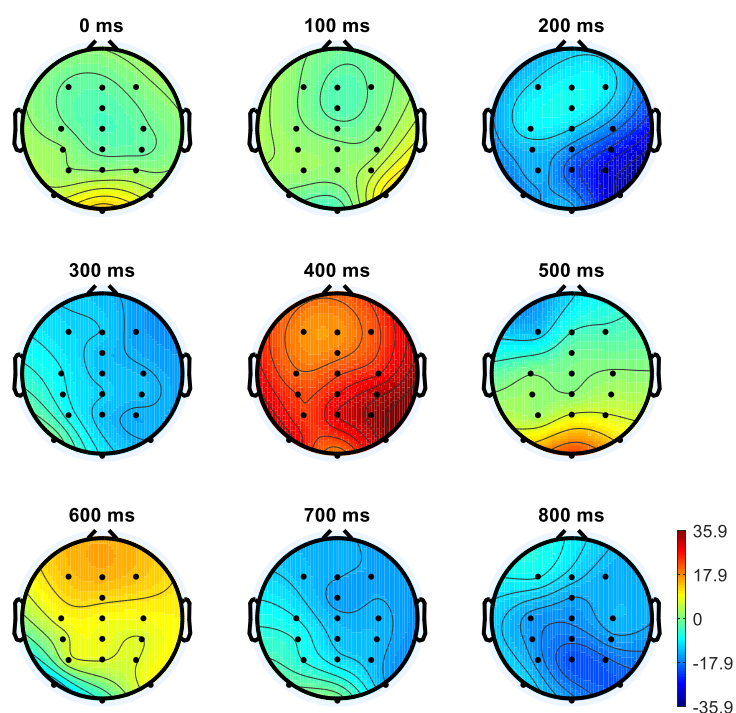
(۳) نتیجه حالت سوم آزمون T-test بیان می‌کند که بیشترین تفاوت معناداری در هر Stimulation Sequence در بین هر دو واسط، مرتبط با هر Run به ترتیب مربوط به "ICA \SS1 \Run2" و "ICA \SS1 \Run3" (همچنین "ICA \SS1 \Run2" ، "ICA & Filter \SS1 \Run2" و "ICA \SS1 \Run3") با مقدار $p = 0$ و کمترین تفاوت معناداری مربوط به "ICA & Filter \SS7 \Run1" است. همچنین بیشترین شباهت در هر Stimulation Sequence در بین هر دو واسط، مرتبط با هر Run به ترتیب مربوط به "Filter \SS1 \Run1" (همچنین "Filter \SS3 \Run1" ، "Filter \SS3 \Run2" ، "Filter \SS6 \Run2" ، "ICA \SS1 \Run1" ، "ICA \SS3 \Run3" ، "ICA \SS8 \Run2" ، "ICA \SS6 \Run2" ، "ICA \SS3 \Run3" ، "ICA & Filter \SS4 \Run1" ، "ICA & Filter \SS6 \Run2" ، "ICA & Filter \SS8 \Run2" ، "ICA & Filter \SS2 \Run3" و "ICA & Filter \SS6 \Run3") با مقدار $p = 0,5$ و کمترین شباهت مربوط به "ICA \SS7 \Run3" با مقدار $p = 0,055$ است. در حالت‌های دیگر به علت نامعتبر بودن ، آزمون T-test قابل اجرا نبود.

۵-۵ نمایش دوبعدی و سه بعدی ERP در دو واسطه GeoSpell و P300Speller

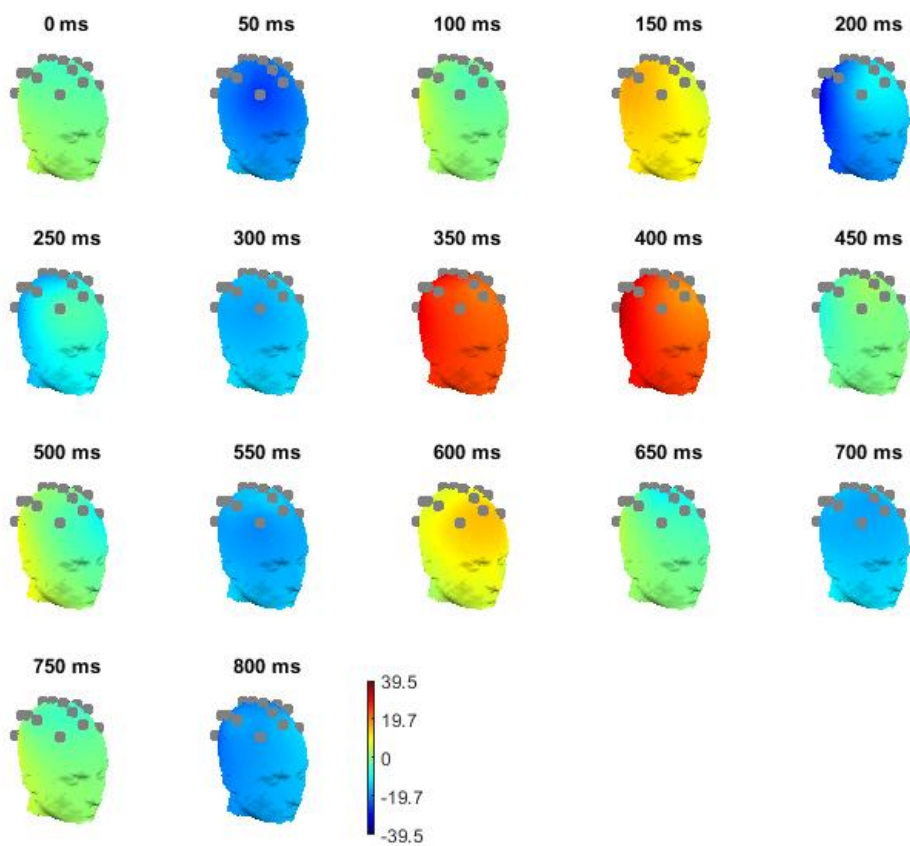
در پایان این فصل، نمودارهای زمانی دوبعدی و سه‌بعدی ERP را در دو واسط GeoSpell و P300Speller برای بهترین حالت و بهترین شخص نمایش می‌دهیم. در واسط GeoSpell طبق جدول ۵-۱، بهترین حالت و شخص به ترتیب مربوط به حالت ICA و شخص نفر دوم است. در واسط

P300Speller طبق جدول ۳-۵، بهترین حالت مربوط به حالت Filter و بهترین شخص را از بین شخص نفر نهم و اول، به طور فرض شخص نفر نهم در نظر می‌گیریم. در ضمن برای هر دو واسط، به طور فرض، Run شماره یک را در نظر می‌گیریم.

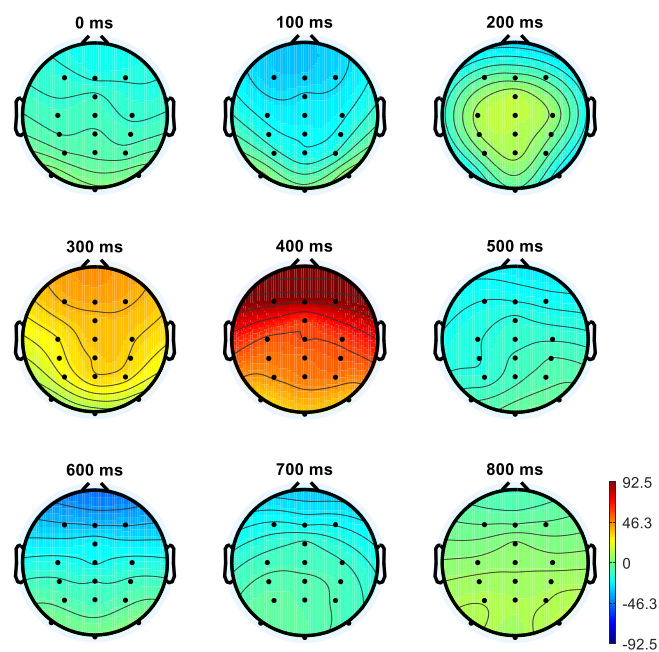
همانطور که در شکل‌های شکل ۵-۱۳ و شکل ۵-۱۴ مشاهده می‌کنید، در واسط GeoSpell، زمان تقریبی رخداد سیگنال P300 در حدود ۴۰۰ میلی‌ثانیه است. همچنین در واسط P300Speller با توجه به شکل‌های شکل ۵-۱۵ و شکل ۵-۱۶، سیگنال P300 در حدود ۳۵۰ میلی‌ثانیه ظاهر شده است که این نتایج با نتایجی که قبلاً به دست آورده بودیم، مطابقت دارد.



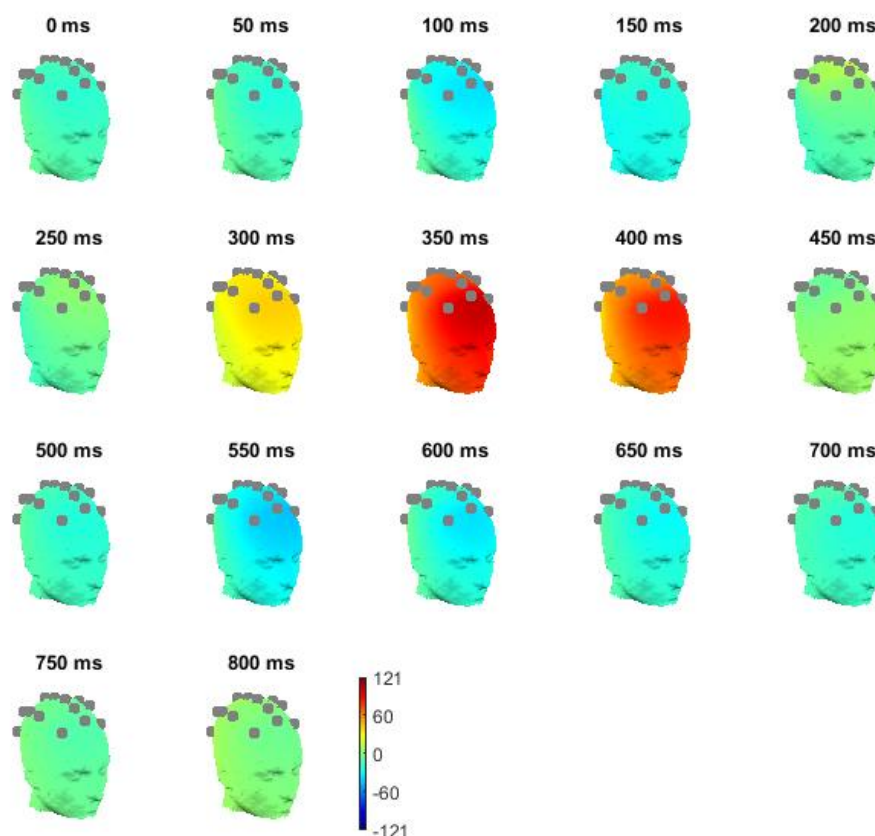
شکل ۵-۱۳: نمایش دوبعدی ERP مربوطه به حالت ICA، شخص دوم و Run یکم در واسط GeoSpell



شکل ۵-۱۴: نمایش سه بعدی ERP مربوطه به حالت ICA، شخص دوم و Run یکم در واسط GeoSpell



شکل ۵-۱۵: نمایش دوبعدی ERP مربوطه به حالت Filter، شخص نهم و Run یکم در واسط P300Speller



شکل ۵-۱۶: نمایش سه‌بعدی ERP مربوطه به حالت Filter، شخص نهم و Run یکم در واسط P300Speller

۵-۶ نتیجه کلی فصل

اساس کار این پایان‌نامه بر مبنای مقاله [۱] پایه‌ریزی شد. طبیعتاً سعی بر این بود که نتایج این پایان‌نامه به نتایج مقاله [۱] نزدیک یا بهتر شود. همانطور که در شکل ۴-۴ -فلوچارت مراحل پیشبرد پایان‌نامه- مشاهده کردید، در این پایان‌نامه دو مورد (خروجی) را بررسی کردیم. یکی آشکارسازی مؤلفه‌های P300 که شامل دامنه و میزان تأخیر این سیگنال است و دیگری ارزیابی و مقایسه دو واسط GeoSpell و P300Speller است. در مورد اول سعی کردیم با استفاده از کدها و الگوریتمی که در این زمینه نوشتیم، به دامنه هرچه بیشتر و تأخیر هرچه کمتر برای سیگنال P300 برسیم. در مورد دوم هم قصد داشتیم بررسی کنیم که آیا بین دو واسط GeoSpell و P300Speller تفاوت معناداری وجود دارد یا نه؟! در حالت کلی به نتایج زیر رسیدیم:

جدول ۵-۷: مقایسه دامنه و تأخیر سیگنال P300 بین دو واسط GeoSpell و P300Speller در پایان نامه حاضر و مقاله [۱]

مقاله [۱]	پایان نامه حاضر		
حدوداً ۱,۸ میکروولت ^۱	۲۲,۰۰۷	میزان دامنه (میکروولت)	واسط GeoSpell
	۳۷۸,۲۳	میزان تأخیر (میلی ثانیه)	
حدوداً ۲,۵ میکروولت	۲۵,۹۳	میزان دامنه (میکروولت)	واسط P300Speller
	۳۴۶,۹۵	میزان تأخیر (میلی ثانیه)	

جدول ۵-۸: مقایسه تفاوت معناداری دو واسط GeoSpell و P300Speller در پایان نامه حاضر و مقاله [۱]

مقاله [۱]	پایان نامه حاضر		
بله	خیر	تفاوت معنادار بین دو واسط وجود دارد	

همانطور که در جدول ۵-۷ مشاهده می‌کنید، در این پایان نامه سیگنال P300 دارای میزان دامنه و تأخیر زمانی خیلی بهتری نسبت به مقاله [۱] است. همچنین جدول ۵-۸ نیز نشان می‌دهد که روش‌های موجود در این پایان نامه باعث شده‌اند که بین دو واسط GeoSpell و P300Speller تفاوت معناداری وجود نداشته باشد که با توجه به جدول ۵-۷، این حاکی از پیشرفت و نزدیک شدن عملکرد واسط

^۱ نتایج قسمت میزان دامنه در هر دو واسط، از شکل ۳ مقاله [۱] به دست آمده‌است.

^۲ نتایج قسمت میزان تأخیر در هر دو واسط، از میانگین‌گیری دو بخش session1 و session2 در قسمت ۳,۱ مقاله [۱] به دست آمده‌است.

GeoSpell به واسطه P300Speller است.

ع فصل ششم: جمع‌بندی و کارهای

آینده

۶-۱ جمع‌بندی

با توجه به مباحث مطرح شده در فصل‌های قبل، بیماران مبتلا به ALS در مراحل پیشرفته‌تر این بیماری، علاوه بر از دست دادن توانایی حرکتی و تکلمی، کنترل بر حرکت چشم‌های خود را نیز از دست می‌دهند. بنابراین برای ارتباط این افراد با دنیای بیرون، باید وسایل ارتباطی ایجاد شود که زمینه ارتباطی برای بیمارانی مانند ALS که به مرور توانایی حرکت چشم خود را از دست می‌دهند، فراهم شود. GeoSpell این ارتباط را برقرار می‌کند. علاوه بر این واسط، واسط P300Speller هم در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفته شد. ولی P300Speller برای حالتی است که فرد توانایی حرکت چشم‌های خود را دارد. پس از استفاده از حالت‌های ICA, Filter و ICA & Filter و مقایسه این دو پارادایم با آزمون T-test، مشخص شد که این دو پارادایم تفاوت معناداری با هم ندارند. این نتیجه آشکار می‌کند که با توجه به تفاوت ساختاری این دو پارادایم و سختی کار GeoSpell نسبت به P300Speller، حالت‌های ICA, Filter و ICA & Filter در بهبود عملکرد GeoSpell بسیار کارآمد است. همچنین پس از آشکارسازی مؤلفه‌های P300 و مقایسه‌ی آن با مقاله مرجع [۱]، مشاهده شد که هم از نظر میزان دامنه و هم از نظر میزان تأخیر زمانی سیگنال P300 در هر دو واسط GeoSpell و P300Speller، روند فرایند این پایان‌نامه، عملکرد بهتری داشته است.

۶-۲ کارهای آینده

ازجمله کارهای آینده می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

(۱) حذف خط پایه^۱ از تمام داده‌ها و بررسی مجدد روش‌های بیان شده،

(۲) بررسی دیگر مؤلفه‌های ERP از جمله P200، P100، N100 و N200^۲،

^۱ baseline

^۲ این مؤلفه‌ها هر کدام کاربرد خاص خودشان را دارند.

(۳) بررسی حالت تک‌ثبت^۱ بمنظور ارتقای عملکرد در حالت آنلاین برای استفاده از پروتکل GeoSpell.

(۴) بررسی تحریک‌های غیرهدف در حالت‌های بیان‌شده،

(۵) بررسی اختصاصی چند الکتروود خاص و پرکاربرد در حالت‌های بیان‌شده از جمله Cz، Fz و Pz،

(۶) تعریف روش‌های محاسبه دقت عملکرد واسط‌ها از جمله محاسبه دقت در دامنه قله^۲ و تأخیر

زمانی^۳ مؤلفه P300، P200، N100 و غیره،

(۷) بررسی تغییر در فاصله میان تحریک‌ها و تعداد تحریک‌ها هدف و غیرهدف و تأثیر آن در میزان

مشخصات مؤلفه‌های ERP و عملکرد واسط‌ها،

(۸) بررسی نتایج بیان‌شده در استاندارد ۱۰-۲۰ و مقایسه آن با استاندارد ۱۰-۱۰

(۹) بررسی باندهای فرکانسی تأثیرگذار در گستره سیگنال‌های مغزی، در حالت توجه آشکار و مخفی

و در ۸ حالت‌های گفته شده در دو نوع واسط GeoSpell و P300Speller،

(۱۰) تلاش در ثبت سیگنال مغزی تنها با یک ماژول و الکتروود برای آسان‌سازی و کاهش هزینه‌ها و

سخت‌افزار سیستم BCI،

(۱۱) مقایسه بین حالتی که به کاربر در هر Trial یا Run و یا یک Session فیدبک به شخص مورد

آزمایش داده شود و فیدبکی داده نشود،

(۱۲) ساختار کارهای قبلی در توجه پنهان بدین شکل بود که قبل از آزمایش به کاربر، کاراکتر هدف

را نشان می‌دادند. یعنی کاراکتر هدف برای کاربر تعیین شده بود. حال باید تلاش شود که کاراکتری که

^۱ Single trial

^۲ Peak

^۳ latency

در ذهن فرد هست را تشخیص دهیم،

(۱۳) تعریف آزمایشی که در آن بتوان زمان واکنش^۱ به کاراکتر هدف، تعیین کاراکترهای هدف از دست رفته^۲، میزان نرخ نماد نوشته‌شده^۳، تعیین حجم کاری^۴ با استفاده از شاخص NASA TLX^۵ و تعیین میزان رضایت‌مندی^۶ کاربران از دو واسط GeoSpell و P300Speller با استفاده از شاخص VAS^۷ که در منبع [۱] به آن‌ها اشاره شده‌است را به دست آوریم.

(۱۴) بررسی فاکتورهایی نظیر انگیزه^۸، سطح توجه^۹، خستگی^{۱۰}، حالت ذهنی^{۱۱}، یادگیری و سایر عوامل غیرایستا^{۱۲} موجود در مغز که در منبع [۱] نیز به آن‌ها اشاره شده‌است.

^۱ Reaction Time (RT)

^۲ Lost Targets

^۳ Written symbol rate (WSR)

^۴ workload

^۵ NASA task load index (TLX)

^۶ satisfaction

^۷ Visual analogue scale (VAS)

^۸ motivation

^۹ level of attention

^{۱۰} fatigue

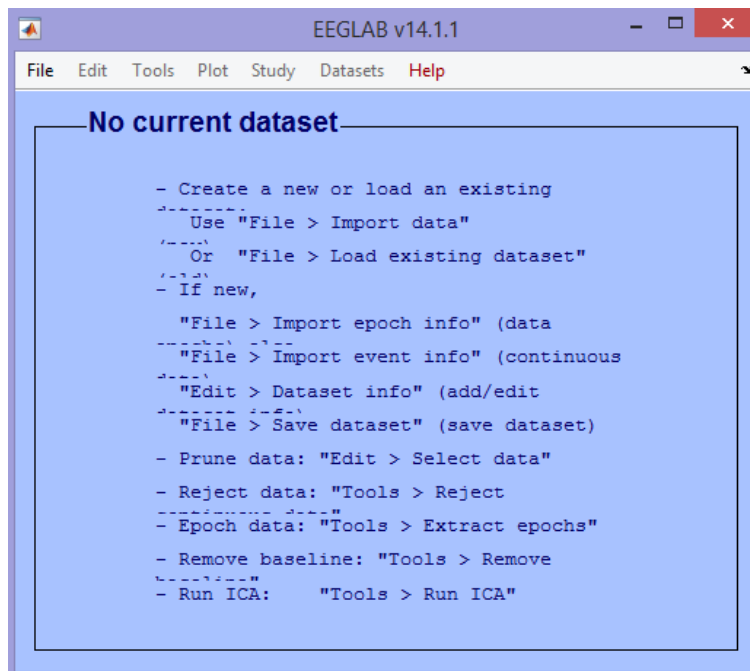
^{۱۱} mental state

^{۱۲} nonstationarity

۷ پیوست‌ها

پیوست ۱: گام‌های کار با EEGLAB

بعد از اجرای برنامه‌ی متلب و اضافه کردن مسیر جعبه‌ابزار EEGLAB به نرم‌افزار متلب، می‌توان از این جعبه‌ابزار استفاده کرد. (شکل ۷-۱).



شکل ۷-۱: جعبه‌ابزار EEGLAB

با استفاده از منوی file و وارد کردن مشخصات مرتبط با ثبت داده نظیر نرخ نمونه‌برداری، تعداد الکترودها و غیره می‌توان داده را به جعبه‌ابزار EEGLAB اضافه کرد (شکل ۷-۲).

شکل ۷-۲: منوی وارد کردن اطلاعات مجموعه داده

با اضافه کردن فایل شامل اطلاعات مختصات فضایی الکترودها، مکان الکترودها بصورت دوبعدی و سه بعدی شبیه‌سازی می‌شود. این کار در منوی Edit channel info امکان‌پذیر است (شکل ۷-۳).

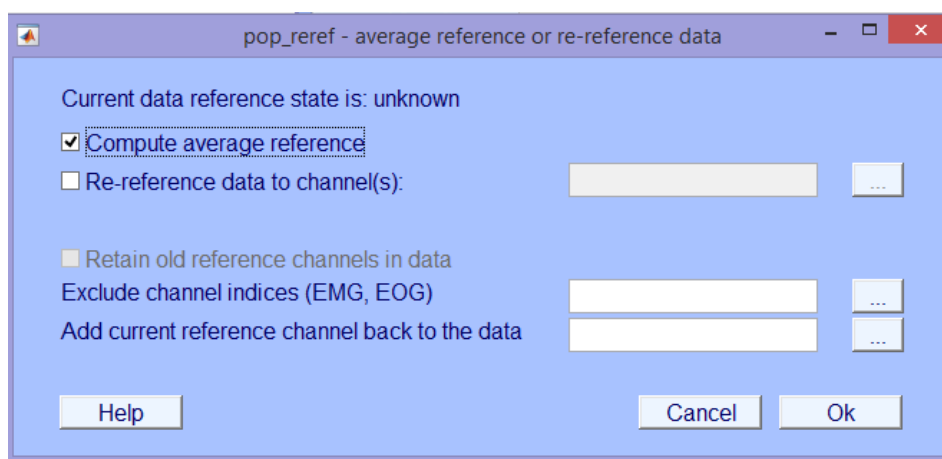
شکل ۷-۳: منوی تغییر اطلاعات کانال‌ها

می‌توان الکتروود مورد نظر را با انتخاب گزینه های Delet chan, insert chan, Append chan حذف و یا اضافه کرد و البته می‌توان با گذاشتن عدد ۰,۵ در کادر Plot radius ، الکترودهایی که در بیرون شکل سر هستند (همانند الکتروود Oz در شکل ۷-۸) را حذف کرد.

می‌توان الکتروود مرجع را با کلیک بر روی set reference و یا رفتن به مسیر زیر تعیین کرد (شکل

۷-۴):

Tools > Re-reference

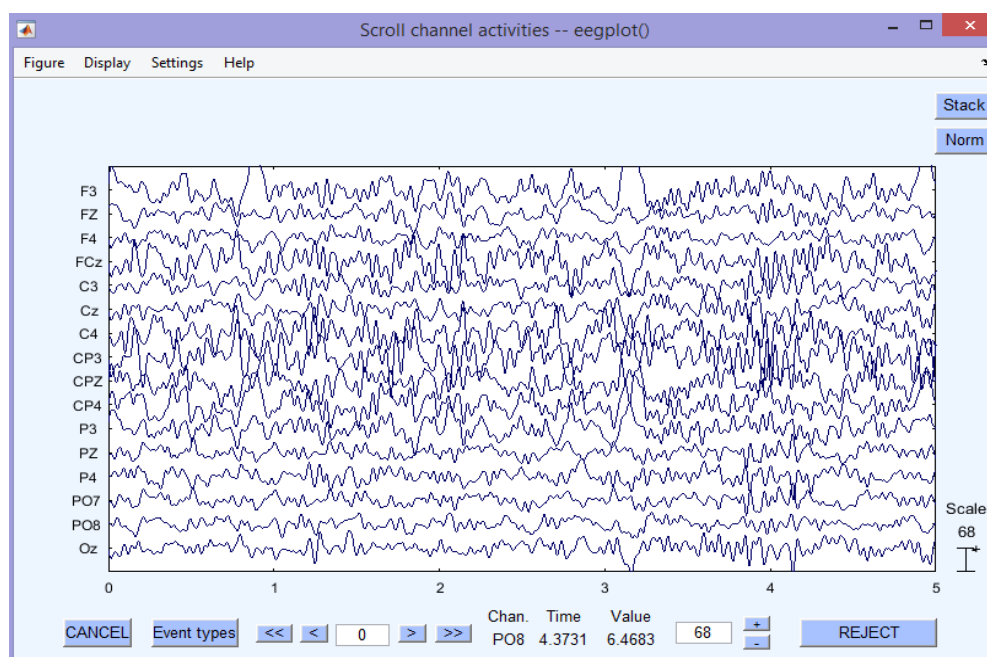


شکل ۷-۴: تعیین الکتروود مرجع

می‌توان از تکنیک مرجع میانگین با تیک زدن عبارت compute average reference و یا انتخاب یکی از الکتروودها با تیک زدن عبارت Re-reference data to channel(s) و کلیک روی کادر روبروی آن و انتخاب الکتروود مورد نظر، مرجع را انتخاب کرد.

سیگنال‌های وارد شده به EEGLAB را می‌توان از منوی Plot\channel data (scroll) مشاهده

کرد (شکل ۷-۵).



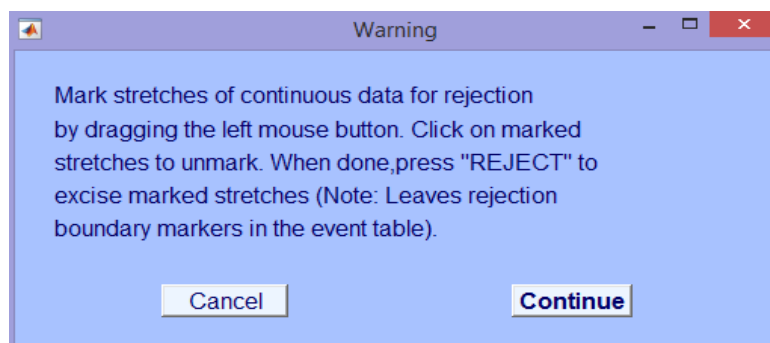
شکل ۷-۵: نمایش زمانی سیگنال‌های ورودی

می‌توان تغییراتی از جمله Voltage Scale، Adjusting time range، Number of Channels to Display، Zoom و Grid Lines را در این منو انجام داد.

برای حذف دستی داده‌ها کافی است مسیر زیر را دنبال کرد:

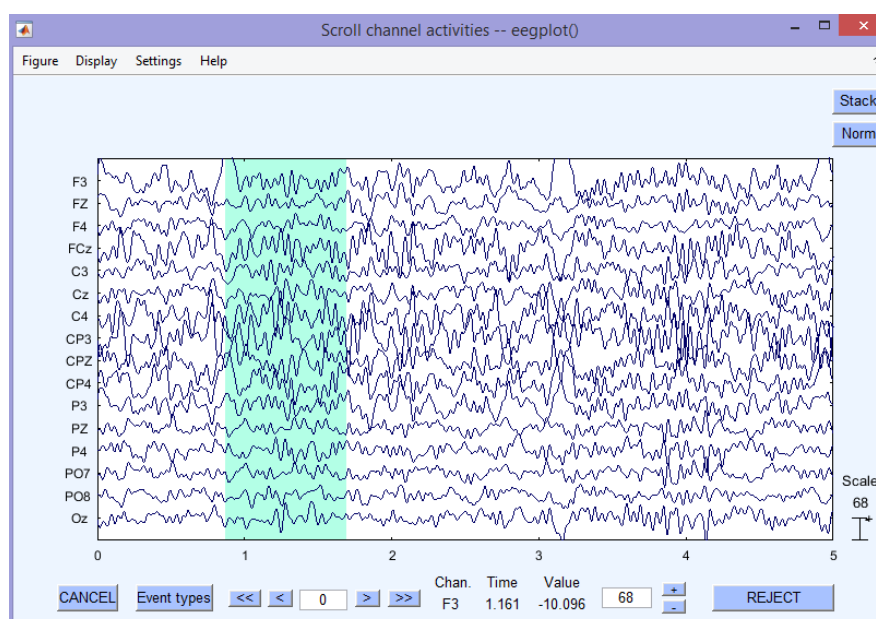
Tools > Reject Continuous Data by eye

ابتدا پیغام زیر ظاهر می‌شود (شکل ۷-۶).



شکل ۷-۶: پیغام هشدار برای حذف دستی داده‌ها

با کلیک بر روی continue، شکل ۷-۷ نشان داده می‌شود.

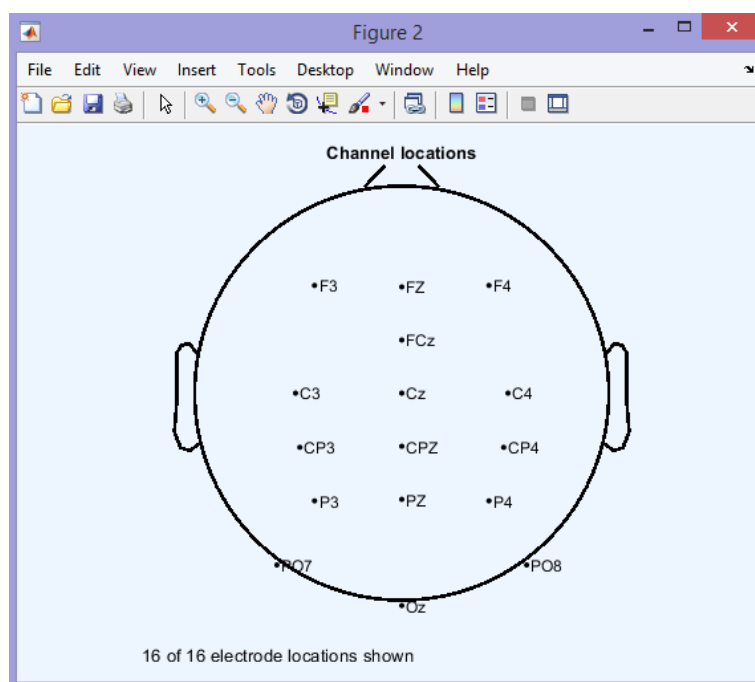


شکل ۷-۷: حذف دستی سیگنال‌های ورودی

برای حذف ناحیه مورد نظر، کافی است که موس را روی ناحیه مورد نظر از سیگنال کشیده شود تا همانند شکل بالا ناحیه‌ی سبز رنگی ظاهر شود. حال با کلیک بر روی REJECT، آن ناحیه حذف می‌شود.

شکل ۷-۸ نمای دوبعدی مکان الکترودها که با استفاده از فایل مختصات ساخته می‌شود را نشان

می‌دهد.



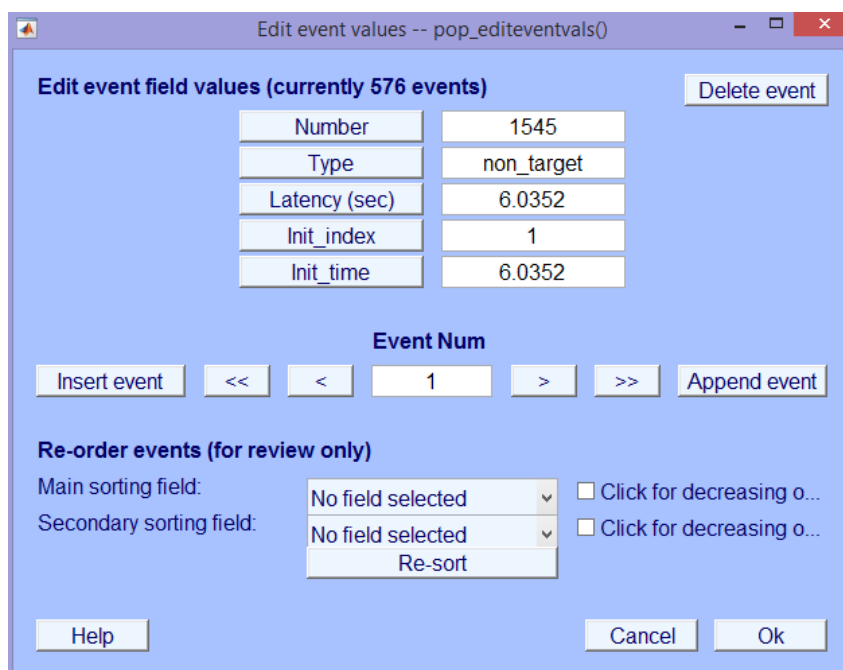
شکل ۷-۸: نمایش دوبعدی کانال‌ها

event که شامل اطلاعات زمان تحریک‌های رخ داده می‌باشد را می‌توان از مسیر `File\import event` info به داده اضافه کرد (شکل ۷-۹). با توجه به شکل ۷-۹، کادر `Input field(column) names` باید با عباراتی مانند `duration`، `latency`، `type` تکمیل شود. همچنین در کادرهای `Number of file header lines` و `Time unit (sec)` باید عدد ۱ نوشته شود. البته اگر زمان آزمایش بر حسب میلی‌ثانیه بود، کافی است در کادر `Time unit (sec)` عبارت `1E-3` نوشته شود.

شکل ۷-۹: منوی وارد کردن اطلاعات event

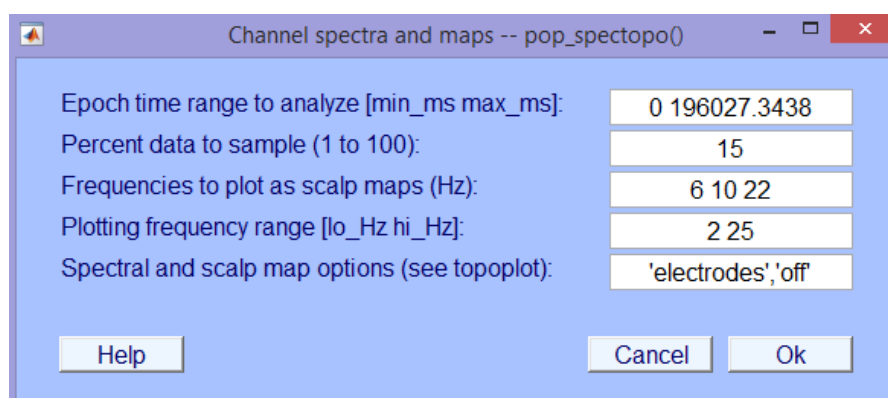
با رفتن به مسیر زیر می‌توان Event‌های آزمایش را مشاهده کرد تا در صورت لزوم ویرایش شوند (شکل ۷-۱۰).

Edit > Event Values



شکل ۷-۱۰: منوی ویرایش مقادیر event

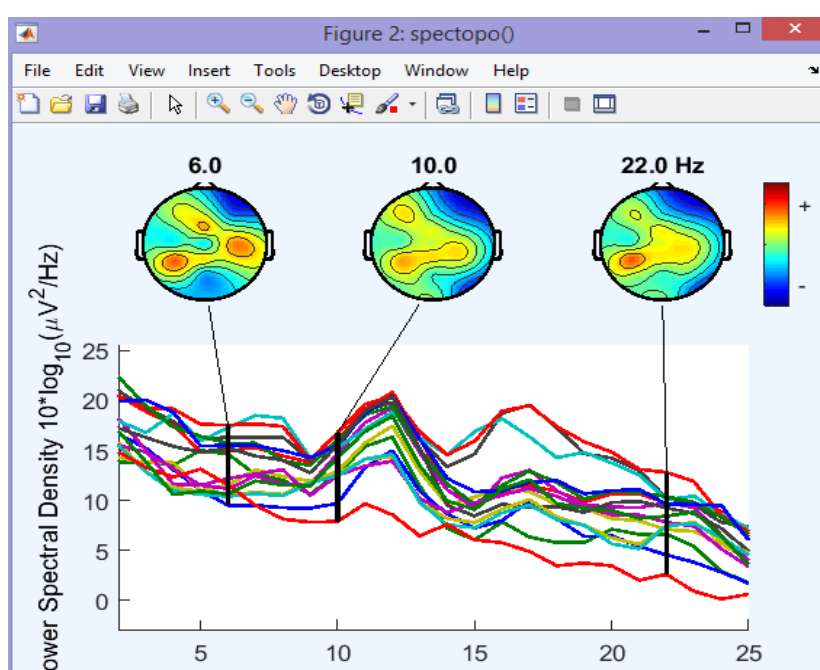
برای رسم طیف و محل الکترودها و تصویر ERP می‌توان از مسیر Plot \ Channel spectra and maps استفاده کرد (شکل ۷-۱۱).



شکل ۷-۱۱: منوی نمایش طیف و نمایش کانال‌ها

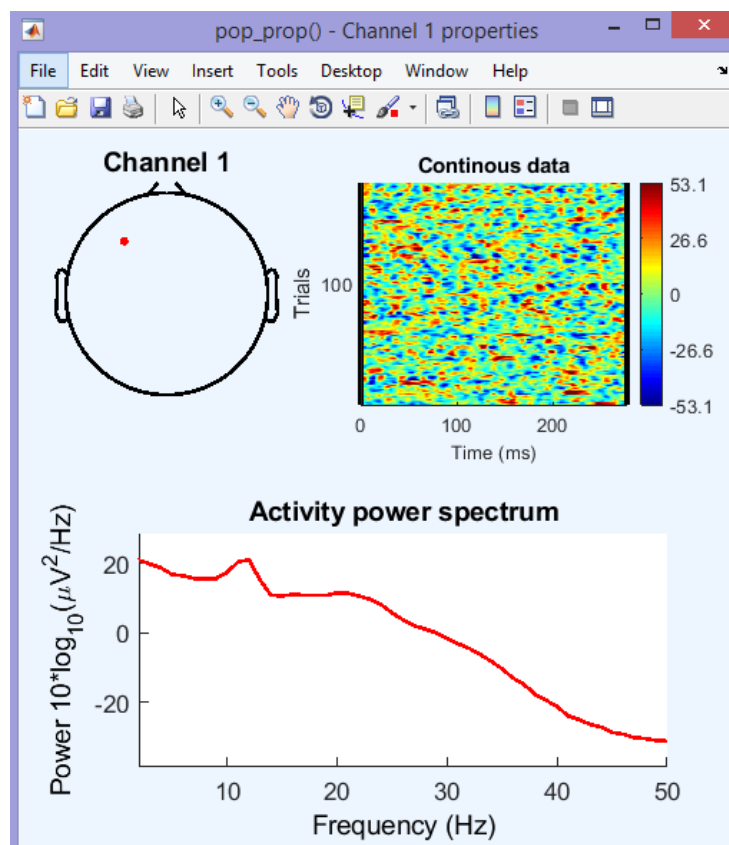
Epoch time range to analyze: زمان آنالیز مورد نظر را به میلی ثانیه، Percent data to sample: درصد مشارکت داده‌ها در آنالیز، Frequencies to plot as scale maps: فرکانس‌های مورد بررسی در آنالیز و plotting frequency range: بازه‌ی فرکانس مورد نظر در آنالیز را مشخص می‌کند. همچنین در آخرین کادر می‌توان تعیین کرد که آیا الکترودها را نشان دهد یا خیر.

بعد از کلیک بر روی Ok تصویر زیر نمایان می‌شود (شکل ۷-۱۲):



شکل ۷-۱۲: نمودار طیف توان به همراه نمایش چند فرکانس خاص

در بخش plot\channel properties می‌توان طیف توان هر کانال را مشاهده کرد (شکل ۷-۱۳).



شکل ۷-۱۳: نمایش طیف توان و فرکانس‌های یک کانال خاص

فرکانس نمونه‌برداری با رفتن به مسیر زیر تغییر می‌کند:

Tools > Change sampling rate

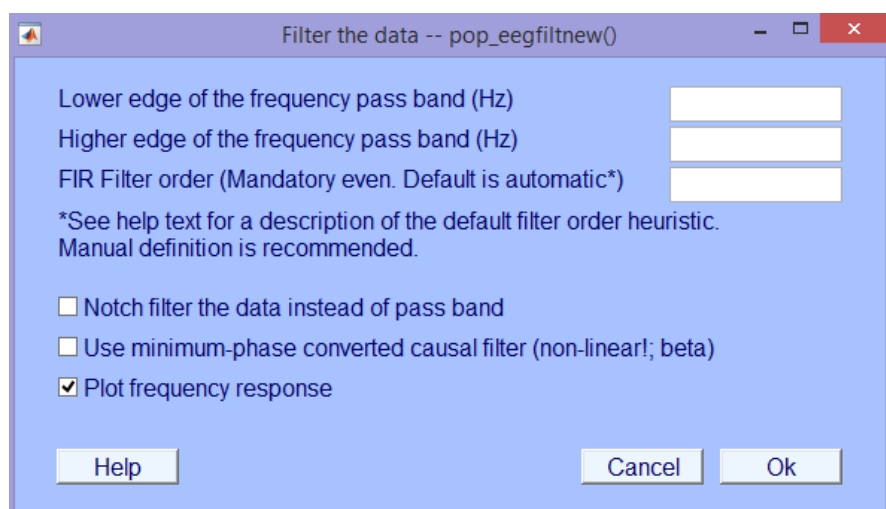
در جعبه‌ابزار EEGLAB امکان استفاده از فیلترهای فرکانسی FIR و IIR نیز وجود دارد. با رفتن به

مسیر زیر

Tools > Filter the data > Basic FIR filter

منوی شکل ۷-۱۴ ظاهر می‌شود. برای وارد کردن فرکانس‌های مدنظر، کافی است قطع پایین یا بالا در

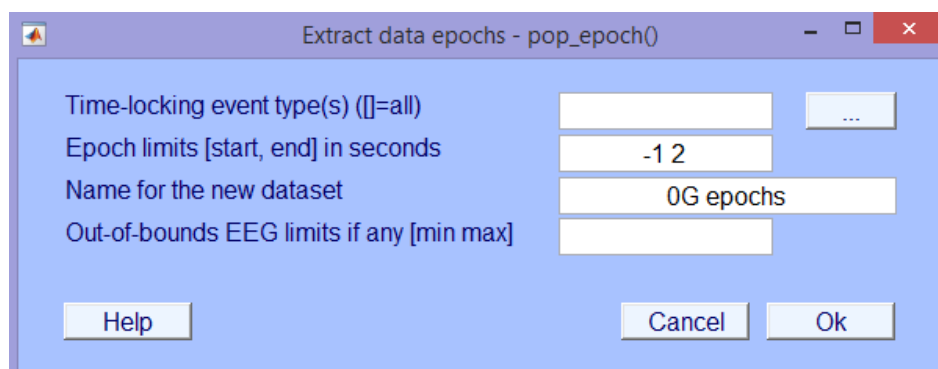
کادرهای مورد نظر وارد شود.



شکل ۷-۱۴: تعیین فرکانس‌های قطع بالا و پایین

برای استخراج epochها می‌توان از مسیر زیر استفاده کرد (شکل ۷-۱۵).

Tools > Extract Epochs

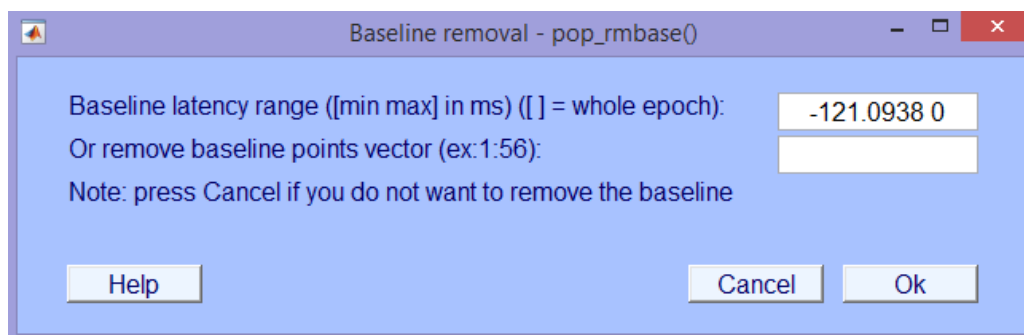


شکل ۷-۱۵: منوی استخراج epochهای داده‌ها

در کادر Time-locking event type(s) باید نوع event را مشخص کرد و در کادر Epoch limits in seconds هم باید نقطه شروع و پایان زمانی Epoch را تعیین کرد.

بعد از تأیید تنظیمات، با پیغام حذف baseline روبرو خواهیم شد که می‌توان با کلیک بر Ok ،

baseline را حذف کنید و یا با کلیک بر cancel، baseline را حذف نکرد (شکل ۷-۱۶).



شکل ۷-۱۶: هشدار حذف baseline

البته برای حذف baseline می‌توان از مسیر زیر نیز استفاده کرد.

Tools > Remove baseline

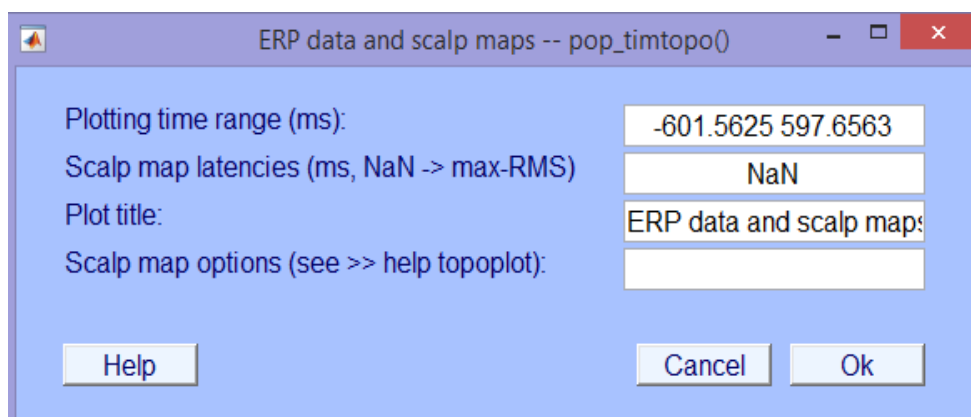
انواع plot برای ERP به سه صورت زیر است:

○ Plotting all-channel ERPs

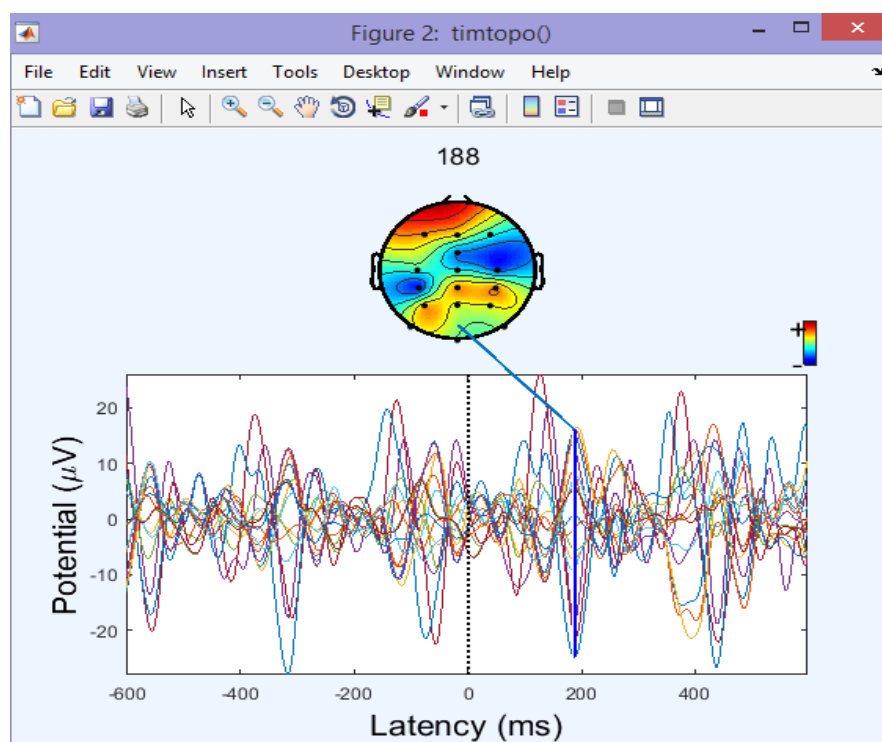
برای رسم ERP (میانگین تمام Epochهای مجموعه داده) و همچنین رسم نقشه سر ERP کافی است از مسیر زیر استفاده کنیم.

Plot > Channel ERP > With scalp maps

در منوی ظاهرشده (شکل ۷-۱۷)، پس از تأیید اطلاعات وارد شده، شکل ۷-۱۸ ظاهر می‌شود.



شکل ۷-۱۷: منوی اطلاعات ورودی جهت رسم ERP



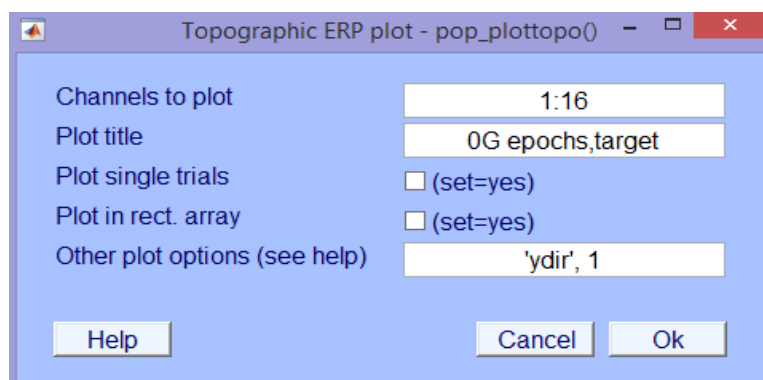
شکل ۷-۱۸: نمودار رسم ERP به همراه نقشه دوبعدی سر

Plotting ERPs in a Topographic Map & a Column Array ○

با رفتن به مسیرهای زیر

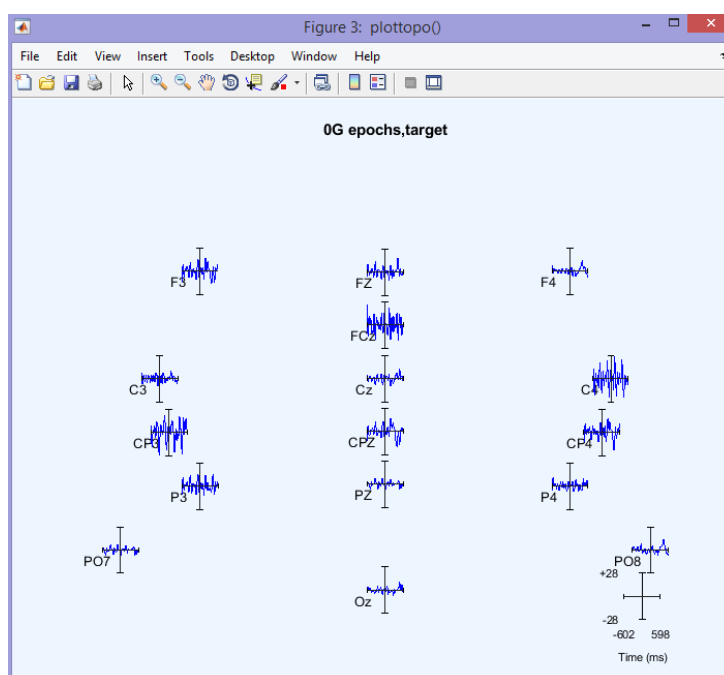
Plot > Channel ERPs > In scalp array یا Plot > Channel ERPs > In rect array

پیغام زیر ظاهر می‌شود (شکل ۷-۱۹):



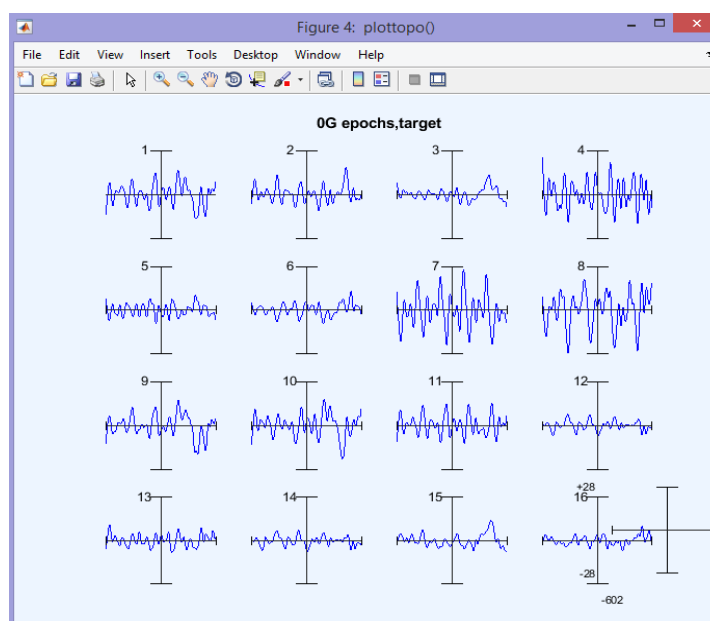
شکل ۷-۱۹: منوی انتخاب نوع نمایش ERP

که با کلیک بر روی Ok شکل ۷-۲۰ ظاهر می‌شود.



شکل ۷-۲۰: نمایش ERP به صورت نقشه توپوگرافی

و اگر در شکل ۷-۱۹، بر روی Plot in rec. array تیک بزنیم، آنگاه نمایش ERP به صورت آرایه‌ای ظاهر می‌شود (شکل ۷-۲۱):



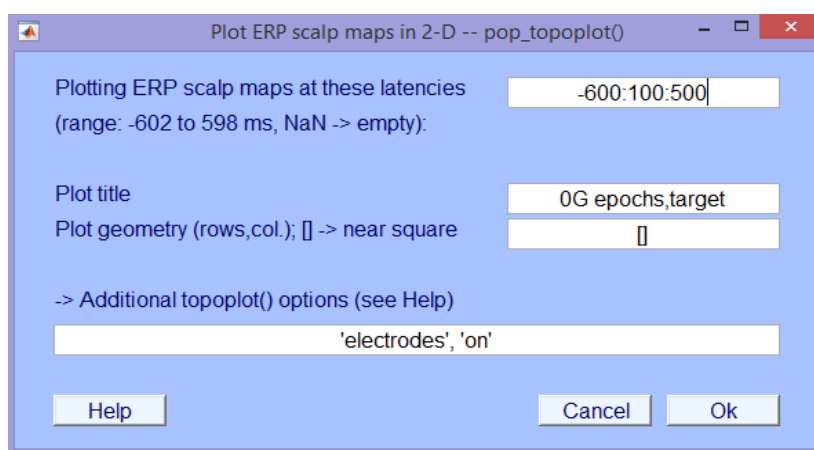
شکل ۷-۲۱: نمایش ERP به صورت آرایه‌ای

Plotting a series of 2-D & 3-D ERP Scalp Maps ○

با استفاده از مسیر زیر می‌توان عملیات Brain Mapping را پیاده‌سازی و اجرا کرد.

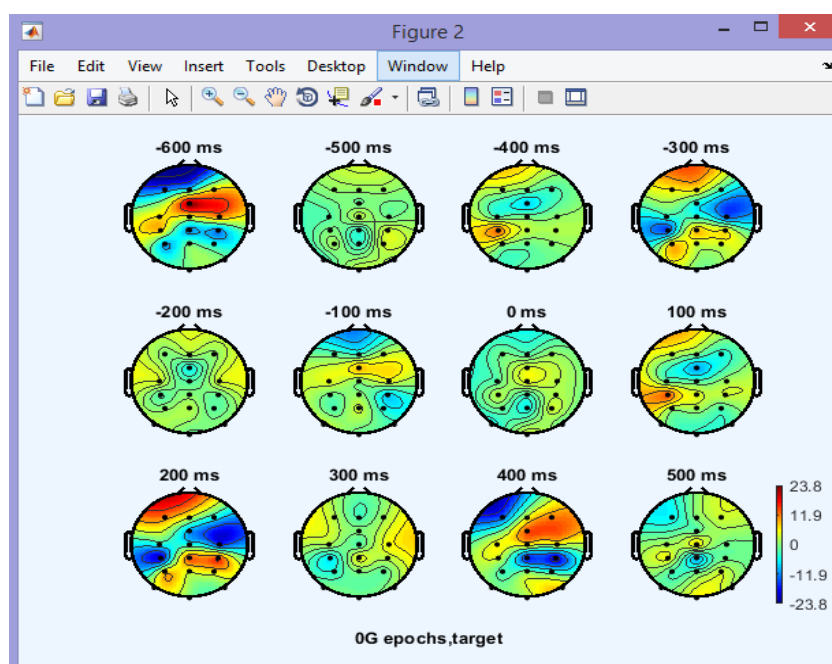
Select Plot > ERP map series > In 2-D

شکل ۷-۲۲ تنظیمات مورد نیاز این بخش را نشان می‌دهد.



شکل ۷-۲۲: تنظیمات زمانی رسم ERP به صورت دوبعدی

پس از تأیید، پنجره زیر ظاهر خواهد شد (شکل ۷-۲۳):

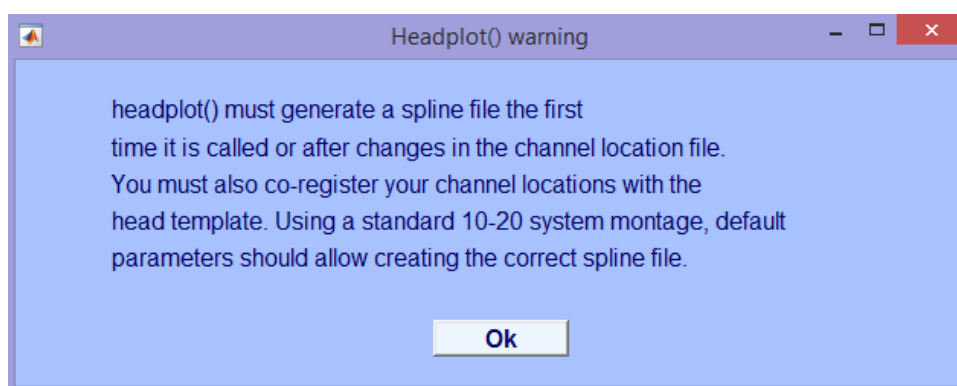


شکل ۷-۲۳: نمایش زمانی ERP به صورت دوبعدی

برای رسم نقشه ۳ بعدی سر، طبق مسیر زیر می‌رویم:

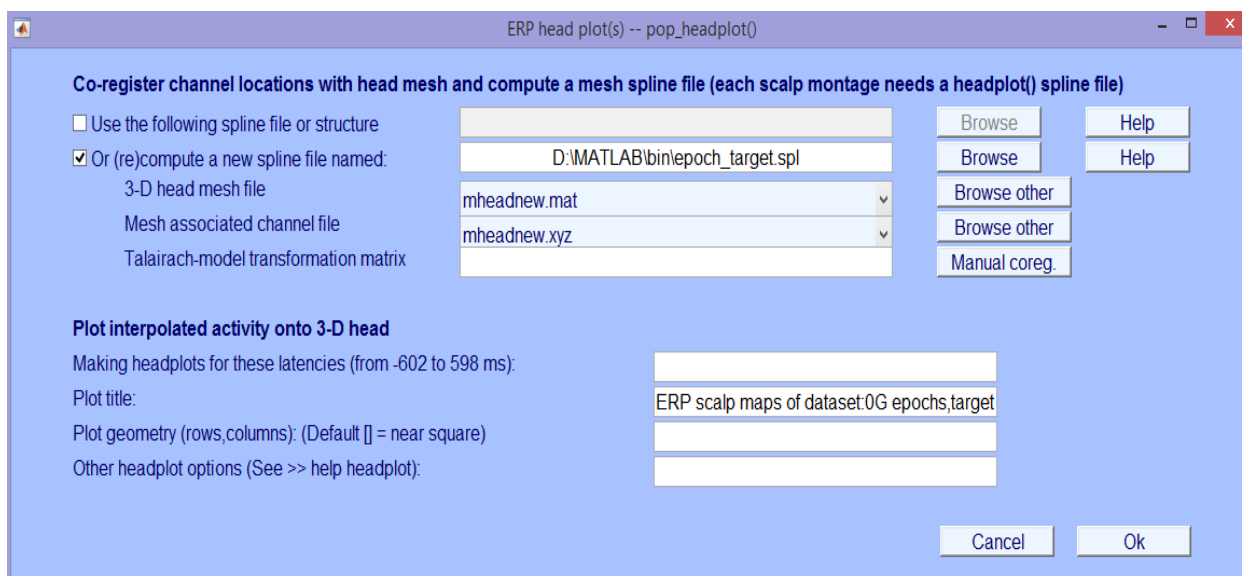
Plot > ERP map series > In 3-D

که هشدار زیر ظاهر می‌شود (شکل ۷-۲۴).



شکل ۷-۲۴: هشدار قبل از تنظیمات رسم سه‌بعدی ERP

بر روی Ok کلیک می‌کنیم. سپس پیغام زیر ظاهر می‌شود (شکل ۷-۲۵):



شکل ۷-۲۵: تنظیمات رسم سه‌بعدی ERP

دو انتخاب وجود دارد:

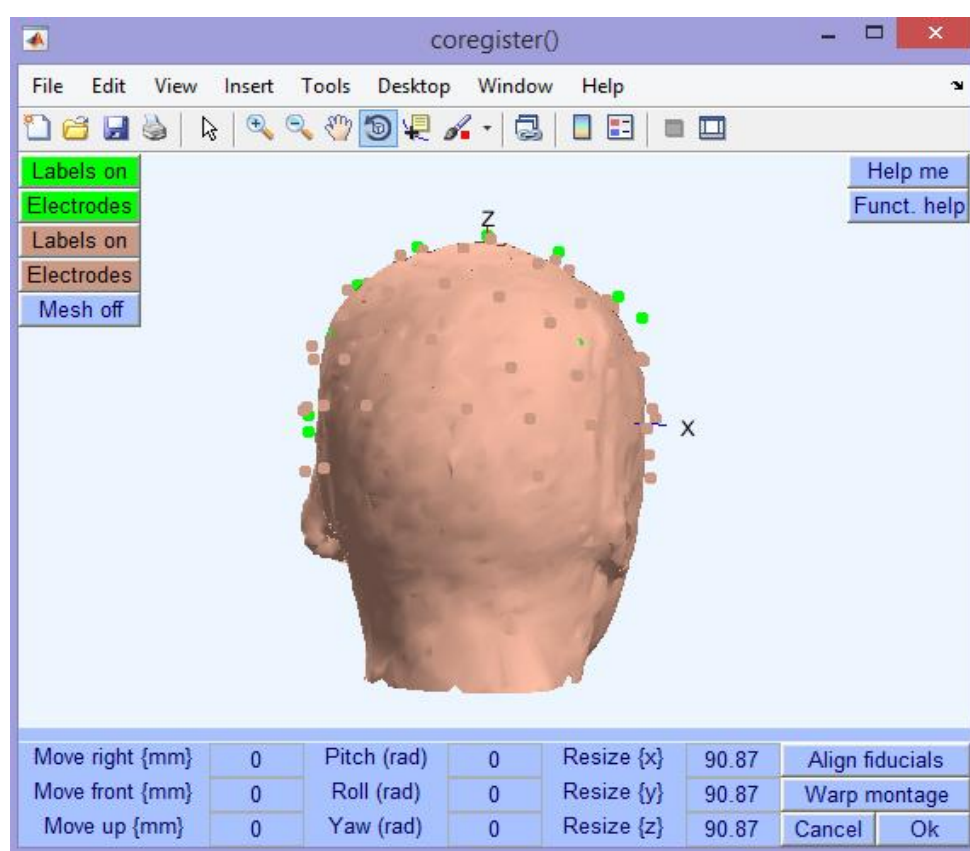
(۱) اگر یک spline file وجود داشته‌باشد، گزینه‌ی Use the following spline file or structure را

انتخاب کرده و از قسمت Browse فایل خود را وارد کنید.

۲) اگر چنین فایلی وجود نداشته‌باشد، باید آن را از طریق گزینه‌ی Or (re)compute a new spline file named ایجاد کرد.

نکته‌ی حائز اهمیت اینکه، باید فایل با قالب سر ۳ بعدی تنظیم شود.

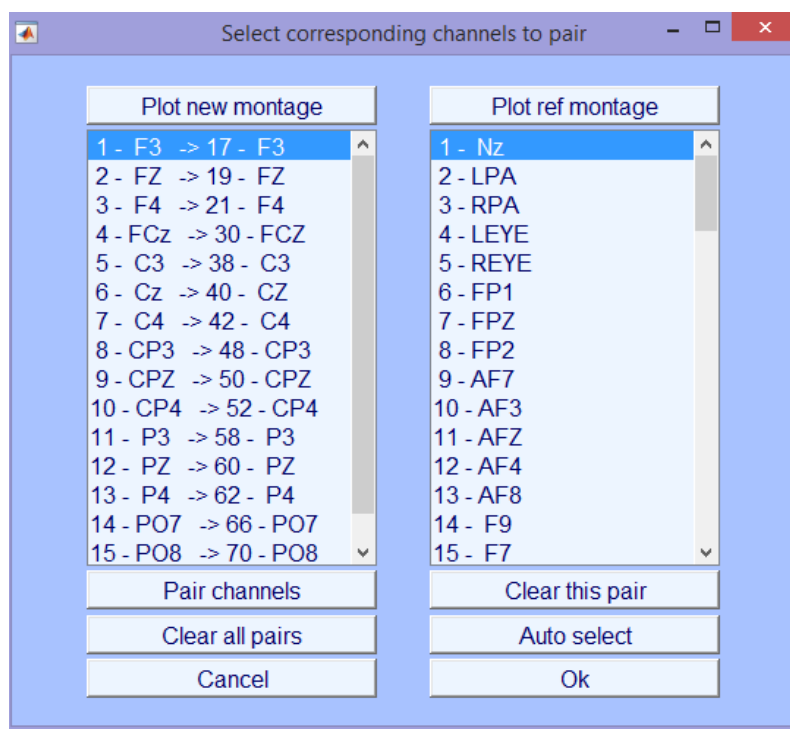
حال در صورت نداشتن spline file و برای تنظیم و ایجاد چنین فایلی، کافی است بر دکمه‌ی Manual coreg. کلیک کرده که در این صورت پنجره زیر ظاهر می‌شود (شکل ۷-۲۶):



شکل ۷-۲۶: نمایش سه‌بعدی ERP

باید بر روی Labels on کلیک کرد. نقاط سبز رنگ نشان دهنده‌ی مکان الکترودهای شما و نقاط قهوه‌ای نشان دهنده‌ی مکان الکترودها به صورت default است. اگر بخواهیم الکترودهای قهوه‌ای رنگ را طبق استاندارد مدنظران ببینید کافی است بر روی دکمه‌ی Electrodes کلیک کنید و استاندارد مورد نظران را انتخاب کنید.

حال بر روی دکمه‌ی Warp کلیک کنید. در این صورت پنجره زیر ظاهر می‌شود (شکل ۷-۲۷):



شکل ۷-۲۷: منوی مربوط به تنظیمات الکترودها

اگر الکترودهای ستون سمت چپ تنظیم نبود بر روی Auto select کلیک کنید تا تنظیم شوند. سپس بر روی ok کلیک کنید.

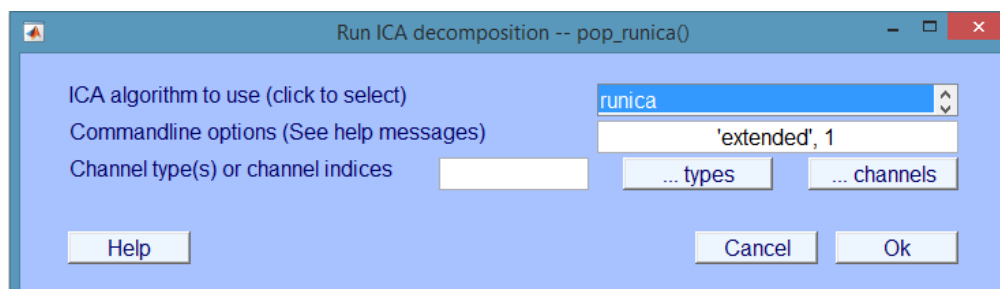
در شکل ۷-۲۵ در کادر روبروی Making headplot for these latencies، زمان‌هایی که برای رسم سه‌بعدی سر مدنظر است را می‌توان وارد کرد. گزینه دیگری نیز به نام Other headplot options نیز وجود دارد. به طور مثال اگر بخواهید زاویه نمایش را تغییر دهید، کافی است عبارت [0 90]، 'view' را در کادر روبروی آن وارد کنید.

در آخر با کلیک بر روی Ok، شکل‌های ۳ بعدی سر نمایش داده خواهد شد.

برای به کار بردن ICA روی دیتا کافی است به مسیر زیر بروید:

Tools > Run ICA

بعد از این مسیر، پنجره زیر ظاهر می‌شود. بر روی ok کلیک کنید (شکل ۷-۲۸) [۵۸].



شکل ۷-۲۸: منوی اجرای ICA

پیوست ۲: توضیحات جامع درباره دادگان مورد استفاده

با توجه به دیتاهای گرفته شده از [۹] داریم:

○ همانطور که در شکل ۷-۲۹ مشاهده می‌کنید، هر Run شامل موارد زیر می‌باشد:

Field	Value
channels	1x16 cell
X	50184x16 double
y	50184x1 double
y_stim	50184x1 int16
trial	[1545,9737,17929,26121,34313,42505]
fs	256
classes	1x2 cell
classes_stim	1x12 cell

شکل ۷-۲۹: اطلاعات موجود در هر Run مجموعه داده

- Channels: ۱۶ کانال
- X: دیتای اخذ شده از ۱۶ الکتروود متصل به شخص مورد نظر که برای هر الکتروود ۵۰۱۸۴ نمونه^۱ ثبت شده است. یعنی با توجه به فرکانس نمونه برداری ۲۵۶ داریم:

$$۵۰۱۸۴ \div ۲۵۶ = ۱۹۶/۰۳۱۲۵$$

تقریباً هر Run حدود ۱۹۶ ثانیه طول کشیده‌است.

- y: هر یک از نمونه‌ها شامل یکی از دو عدد ۱ و ۲ است که این اعداد نشان‌دهنده نوع تحریکی (۱ = غیرهدف، ۲ = هدف) است که توسط یارانه به فرد نمایش داده می‌شود.
- y_stim: هر یک از نمونه‌ها شامل یکی از اعداد ۱ تا ۱۲ است که این اعداد نشان‌دهنده

^۱ sample

نوع کلاس تحریکی (هر عدد به یک مجموعه N کاراکتری اشاره می‌کند) است که توسط یارانه به فرد نمایش داده می‌شود.

- trial: شروع هر trial را با واحد نمونه بیان می‌کند.
 - fs: فرکانس نمونه برداری برابر ۲۵۶ هرتز است.
 - Classes: انواع کلاس (هدف و غیر هدف) آزمایش را بیان می‌کند.
 - Classes_stim: هر مجموعه N (۶) کاراکتری را با یک نماد نشان می‌دهد (از Gr1 تا Gr12).
- نکات مربوط به y:

- در کل ۵۰۱۸۴ نمونه در دسترس است.
- اولین مجموعه N کاراکتری از اولین trial برای شروع آزمایش، در نمونه ۱۵۴۵ (ثانیه ۰۳/۶) به شخص نشان داده می‌شود.
- هر trial دارای ۹۶ پالس می‌باشد.
- هر Stimulation sequence دارای ۱۲ پالس می‌باشد.
- در نتیجه با توجه به تعداد Stimulation sequence ۸ در هر Trial پس انتظار $8 \times 12 = 96$ پالس داریم که قبلاً هم به این نتیجه رسیده بودیم.
- هر پالس نشان دهنده نمایش یک مجموعه N کاراکتری است که به مدت ۳۱ نمونه (۱۲۱ میلی‌ثانیه) نشان داده می‌شود و فاصله بین هر دو پالس به اندازه ۳۳ نمونه (۱۲۸ میلی‌ثانیه) می‌باشد.

- طول ابتدا تا انتهای هر trial برابر ۶۱۱۱ نمونه (۲۳/۸۷۵ ثانیه) می‌باشد.
- فاصله بین هر دو trial متوالی برابر ۲۰۸۱ نمونه (۸/۱۳۲ ثانیه) است.
- در هر trial، کاراکتر هدف تغییر نمی‌کند.
- در هر trial ۱۶ کاراکتر هدف نمایش داده می‌شود.
- هر کاراکتر هدف دارای دامنه ۲ و هر کاراکتر غیر هدف دارای دامنه ۱ است..
- بین دو کاراکتر هدف متوالی نباید فاصله از ۱۲۸ نمونه (۵۰۰ میلی ثانیه) کمتر شود. به عبارت دیگر باید حداقل ۲ پالس دیگر بین دو هدف متوالی قرار داشته باشد که در دیتاهایی که داریم، حداقل فاصله از آخرین نمونه یک کاراکتر هدف تا اولین نمونه کاراکتر هدف بعدی، برابر ۱۶۰ نمونه (۰,۶۲۵ میلی ثانیه) است.
- تمام $2 \times N$ مجموعه به صورت تصادفی در هر Stimulation sequence قرار گرفته‌اند.
 - نکات مربوط به y_stim
- دامنه‌ی نمودار y_stim برای همه‌ی trialها، کانال‌ها و کاربرها ثابت و بصورت
- جدول ۷-۱ است.
- هر کدام از اعداد جدول که از ۱ تا ۱۲ می‌باشند، نشان دهنده‌ی یک مجموعه N کاراکتری می‌باشد. یعنی هر یک از این مجموعه‌ها را با یک عدد مشخص کرده‌اند. به طور مثال مجموعه‌ی زیر را با عدد ۱ مشخص شده‌است (شکل ۷-۳۰).



شکل ۷-۳: مثالی از یک مجموعه N (۶) کاراکتری

فقط در [۱] گفته نشده است که هر مجموعه با چه عددی متناظر است و شکل بالا فقط

یک مثال است و قطعیت ندارد.

جدول ۷-۱: اختصاص دادن هریک از مجموعه‌های N کاراکتری با یک عدد در هر stimulation sequence

Stimulation sequence	دامنه پالس											
۱	۱	۵	۶	۳	۲	۴	۱۲	۷	۹	۸	۱۰	۱۱
۲	۲	۴	۵	۶	۳	۱	۱۲	۹	۱۰	۷	۱۱	۸
۳	۶	۴	۱	۳	۵	۲	۱۱	۱۰	۹	۸	۷	۱۲
۴	۲	۳	۶	۵	۴	۱	۱۲	۷	۹	۱۰	۱۱	۸
۵	۴	۳	۵	۲	۱	۶	۸	۱۲	۱۰	۷	۹	۱۱
۶	۲	۵	۱	۶	۳	۴	۷	۱۰	۱۲	۹	۱۱	۸
۷	۴	۵	۶	۱	۳	۲	۱۲	۷	۱۱	۹	۱۰	۸
۸	۳	۶	۴	۱	۲	۵	۱۱	۸	۷	۱۰	۹	۱۲

پیوست ۳: نتایج بررسی مشخصات P300

جدول ۷-۲: نتایج دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۳ شخص برتر مورد آزمایش در دو واسط P300Speller و GeoSpell

	GeoSpell			P300Speller		
	Peak	Latency		Peak	Latency	
Raw	Sub۹	۳۸,۵۷	۳۹۸,۴	Sub۹	۷۱,۱۴	۳۶۷,۲
	Sub۲	۳۸,۵۵	۳۷۸,۹	Sub۱	۳۴,۹۴	۳۲۰,۳
	Sub۳	۳۱,۶۳	۴۱۸	Sub۵	۳۴,۹۴	۳۲۰,۳
Reference	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter	Sub۹	۳۸,۰۹	۳۹۸,۴	Sub۹	۷۰,۹۱	۳۶۷,۲
	Sub۲	۳۶,۶۴	۳۷۸,۹	Sub۱	۳۳,۹۷	۳۲۴,۲
	Sub۳	۳۲,۰۳	۴۲۱,۹	Sub۵	۲۸,۲۹	۳۶۳,۳
ICA	Sub۲	۳۸,۵۵	۳۷۸,۹	Sub۱	۳۴,۹۴	۳۲۰,۳
	Sub۳	۳۸	۴۲۱,۹	Sub۲	۲۷,۶۴	۳۳۹,۸
	Sub۹	۳۲,۵۱	۳۹۴,۵	Sub۳	۲۷,۳	۳۵۱,۶
Filter	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

& Reference	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	Sub۳	۳۸,۵۱	۴۲۱,۹	Sub۱	۳۳,۹۷	۳۲۴,۲
	Sub۲	۳۶,۶۴	۳۷۸,۹	Sub۳	۲۷,۱	۳۴۷,۷
	Sub۹	۳۱,۹۲	۳۹۴,۵	Sub۲	۲۶,۵	۳۲۴,۲
ICA & Reference	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

جدول ۷-۳: نتایج دامنه و تأخیر مؤلفه P300 در بین ۳ الکتروود برتر مورد آزمایش در دو واسط P300Speller و GeoSpell

	GeoSpell				P300Speller			
	Peak		Latency		Peak		Latency	
Raw	PO7	۲۷,۴۰	C4	۳۷۸,۹	Cz	۲۹,۲۹	Oz	۳۴۷,۶
	P3	۱۹,۶۸	CP4	۳۷۸,۹	FCz	۲۸,۷۳	Fz	۳۵۱,۵
	PO8	۱۹,۳۶	PO7	۳۸۶,۷	Fz	۲۷,۹۴	Cz	۳۵۱,۵
Reference	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter	PO7	۲۷,۸۴	P4	۳۸۲,۸	Cz	۲۹,۰۴	Cz	۳۴۷,۶
	PO8	۱۹,۶۸	PO8	۳۸۲,۸	FCz	۲۸,۳۷	Oz	۳۴۷,۶
	P3	۱۹,۶۷	CP4	۳۸۲,۸	Fz	۲۷,۵۶	Fz	۳۵۱,۵
ICA	PO7	۲۶,۹۰	F3	۳۷۵	Cz	۲۴,۰۰	Fz	۳۴۳,۷
	P3	۱۹,۱۹	F4	۳۷۵	CPz	۲۳,۳۳	Cz	۳۴۷,۶
	PO8	۱۸,۸۲	C4	۳۷۵	FCz	۲۲,۹۲	Oz	۳۴۷,۶
Filter & Reference	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	PO7	۲۷,۳۹	F3	۳۷۱,۰	Cz	۲۴,۰۳	F4	۳۳۹,۸
	PO8	۱۹,۱۹	F4	۳۷۱,۰	CPz	۲۳,۲۰	Fz	۳۴۳,۷
	P3	۱۹,۰۳	C4	۳۷۸,۹	FCz	۲۲,۷۸	Cz	۳۴۳,۷
ICA & Reference	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

پیوست ۴: نتایج طبقه‌بندی با استفاده از 3-fold cross validation مرحله آموزش

جدول ۴-۷: مرحله آموزش. نتایج پیک‌های تفاضل تحریک‌های هدف و غیرهدف در واسط P300Speller و GeoSpell

مرحله آموزش		Peak of GeoSpell (Target-non_Target)	Peak of P300Speller (Target-non_Target)
Raw	Run۲و۱	۱۹,۰۸۱۳	۲۴,۳۴۸۴
	Run۳و۱	۱۲,۰۳۷۲	۱۶,۵۱۹۳
	Run۳و۲	۱۰,۶۷۲۳	۱۴,۹۸۴۴
Reference	Run۲و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۲	نامعتبر	نامعتبر
Filter	Run۲و۱	۱۸,۶۵۲۹	۲۴,۴۳۳۲
	Run۳و۱	۱۱,۸۲۶۹	۱۶,۴۲۴۲
	Run۳و۲	۱۰,۶۲۵۶	۱۴,۹۲۶۹
ICA	Run۲و۱	۱۷,۷۱۴۴	۱۹,۶۷۲۱
	Run۳و۱	۱۱,۱۴۵۵	۱۲,۷۰۳۱
	Run۳و۲	۹,۵۷۰۵	۱۰,۷۷۳۸

Filter & Reference	Run۲و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۲	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	Run۲و۱	۱۷,۲۷۵۶	۱۹,۴۵۰۷
	Run۳و۱	۱۱,۰۲۸۶	۱۲,۵۵۸۵
	Run۳و۲	۹,۵۵۵۳	۱۰,۶۹۵۱
ICA & Reference	Run۲و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۲	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	Run۲و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳و۲	نامعتبر	نامعتبر

پیوست ۵: نتایج طبقه‌بندی با استفاده از 3-fold cross validation مرحله آزمایش

جدول ۵-۷: مرحله آزمایش. نتایج تفاضل تحریک‌های هدف و غیرهدف در واسط GeoSpell

مرحله

آزمایش

values of ($D_{total} = P_{test} - P_{train}$) & (R^2) in GeoSpell interface

Raw	Run ۱	D_{total}	SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
			۹,۷۰	۱۰,۲۸	۸,۱۰	۸,۶۵	۹,۴۸	۹,۴۳	۱۰,۲۶	۱۰,۵۵
	Run ۲	R^2	۰,۶۵	۰,۸۸	۰	۰,۲۲	۰,۵۶	۰,۵۴	۰,۸۷	۱
			۱۱,۴۱	۴,۴۷	۵,۵۷	۵,۲۶	۴,۸۱	۳,۷۴	۴,۶۸	۴,۹۹
	Run ۳	R^2	۱	۰,۰۹	۰,۲۳	۰,۱۹	۰,۱۳	۰	۰,۱۲	۰,۱۶
			۴,۳۲	-۱,۳۹	-۰,۹۷	-۱,۰۷	-۱,۵۲	-۳,۴۱	-۳,۳۱	-۳,۱۹
Reference	Run ۱	D_{total}	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			Run ۲	R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر	نامعتبر			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۳	R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

^۱ به قسمت تعیین ضریب R^2 در بخش ۴-۳ مراجعه کنید.

		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
Filter			SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸	
	Run۱	D_{total}	۱۰,۰۸	۹,۴۵	۶,۸۵	۷,۹۳	۹,۷۱	۸,۸۵	۹,۶۵	۹,۹۷	
		R^2	۱	۰,۸۰	۰	۰,۳۳	۰,۵۷	۰,۶۲	۰,۸۶	۰,۹۶	
	Run۲		۱۰,۹۱	۴,۷۴	۵,۷۳	۵,۷۰	۵,۲۷	۴,۱۸	۴,۸۰	۴,۹۰	
			۱	۰,۰۸	۰,۲۳	۰,۲۲	۰,۱۶	۰	۰,۰۹	۰,۱۰	
	Run۳		۴,۳۲	-۱,۶۹	-۱,۳۷	-۱,۳۰	-۱,۵۲	-۳,۳۵	-۳,۲۵	-۳,۱۳	
			۱	۰,۲۱	۰,۲۵	۰,۲۶	۰,۲۳	۰	۰,۰۱	۰,۰۲	
	ICA			SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
	Run۱	D_{total}	۸,۹۴	۹,۹۹	۸,۳۷	۸,۶۳	۹,۲۱	۹,۶۵	۱۰,۰۴	۱۰,۴۰	
	R^2	۰,۲۸	۰,۷۹	۰	۰,۱۲	۰,۴۱	۰,۶۳	۰,۸۱	۱		
Run۲		۱۰,۷۲	۳,۹۰	۴,۳۳	۳,۵۱	۳,۳۳	۲,۲۴	۳,۰۱	۴,۳۳		
		۱	۰,۱۹	۰,۲۴	۰,۱۴	۰,۱۲	۰	۰,۰۸۹	۰,۲۴		
Run۳		۱,۵۰	-۳,۶۳	-۲,۰۸	-۱,۸۰	-۱,۹۴	-۳,۶۸	-۳,۳۸	-۳,۵۵		
		۱	۰,۰۱۱	۰,۳۰۹	۰,۳۶	۰,۳۳	۰	۰,۰۵۹	۰,۰۲۵		
Filter	Run۱		SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸	

& Referen ce	D_{total}	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	Run۱		SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷
		D_{total}	۹,۲۷	۹,۰۸	۷,۱۳	۷,۸۹	۸,۴۰	۹,۱۱	۹,۴۷
	Run۲	R^2	۰,۷۶	۰,۶۹	۰	۰,۲۷	۰,۴۵	۰,۷۰	۰,۸۳
			۱۰,۴۷	۴,۰۵	۴,۳۵	۳,۷۷	۳,۴۵	۲,۲۸	۲,۹۰
ICA	Run۱								
		D_{total}	۱,۶۶	-۳,۵۸	-۲,۴۵	-۱,۹۹	-۱,۸۴	-۳,۵۰	-۳,۲۰
	Run۲	R^2	۱	۰,۲۱	۰,۲۵	۰,۱۸	۰,۱۴	۰	۰,۰۷
ICA	Run۱								
		D_{total}	۱,۶۶	-۳,۵۸	-۲,۴۵	-۱,۹۹	-۱,۸۴	-۳,۵۰	-۳,۲۰
	Run۲	R^2	۱	۰	۰,۲۱۶	۰,۳۰۲	۰,۳۳	۰,۰۱۵	۰,۰۷۳

& Referen ce	Run۲		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	
		Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
				نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Referen ce & ICA	Run۱		SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
		D_{total}	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

جدول ۶-۷: مرحله آزمایش. نتایج تفاضل تحریک‌های هدف و غیرهدف در واسط P300Speller

مرحله

آزمایش

values of ($D_{total} = P_{test} - P_{train}$) & (R^2) in P300Speller interface

Raw	Run۱	D_{total}	SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸	
			۸,۹۱	۹,۹۶	۹,۴۰	۹,۵۹	۱۲,۰۶	۱۱,۶۳	۱۱,۷۲	۱۲,۰۷	
		R^2	۰	۰,۳۳	۰,۱۵	۰,۲۱	۰,۹۹	۰,۸۶	۰,۸۸	۱	
			Run۲	۷,۳۸	۶,۲۰	۵,۸۲	۶,۲۴	۶,۳۹	۶,۶۹	۶,۳۱	۶,۰۲
		۱		۰,۲۴	۰	۰,۲۷	۰,۳۶	۰,۵۶	۰,۳۱	۰,۱۲	
		Run۳	-۱,۵۷	۲,۰۵	۰,۷۴	۱,۳۰	-۰,۶۴	-۱,۵۹	-۱,۲۱	-۱,۵۲	
			۰,۰۰۷	۱	۰,۶۴	۰,۷۹	۰,۲۶	۰	۰,۱۰	۰,۰۱	
		Reference	Run۱	D_{total}	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	R^2				نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			Run۲	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	نامعتبر			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	
	Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	

			SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
Filter	Run۱	D_{total}	۸,۱۷	۱۰,۲۳	۹,۶۱	۹,۵۷	۱۱,۷۰	۱۱,۴۳	۱۱,۵۱	۱۱,۸۴
		R^2	.	۰,۵۶	۰,۳۹	۰,۳۷	۰,۹۶	۰,۸۸	۰,۹۱	۱
	Run۲		۶,۸۴	۵,۸۰	۵,۷۲	۶,۴۱	۶,۵۵	۶,۸۴	۶,۰۳۳	۶,۰۰۱
			۰,۹۹	۰,۰۶	.	۰,۶۱	۰,۷۳	۱	۰,۵۴	۰,۲۴
	Run۳		-۲,۰۵	۱,۹۸	۰,۸۲	۱,۲۶	-۰,۸۳	-۲,۰۲	-۱,۶۷	-۱,۹۳
			.	۱	۰,۷۱	۰,۸۲	۰,۳۰	۰,۰۰۹	۰,۰۹	۰,۰۳
			SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
ICA	Run۱	D_{total}	۹,۸۲	۱۱,۵۸	۱۰,۵۱	۱۰,۲۲	۱۱,۷۶	۱۱,۹۸	۱۱,۸۸	۱۱,۸۴
		R^2	.	۰,۸۱	۰,۳۱	۰,۱۸	۰,۸۹	۱	۰,۹۵	۰,۹۳
	Run۲		۷,۱۹	۶,۴۱	۵,۷۴	۵,۹۲	۴,۸۲	۴,۴۱	۴,۲۸	۴,۱۳
			۱	۰,۷۴	۰,۵۲	۰,۵۸	۰,۲۲	۰,۰۹	۰,۰۴	.
	Run۳		۰,۷۰	-۲,۳۱	-۳,۸۴	-۲,۱۶	-۴,۱۶	-۴,۷۳	-۴,۳۴	-۴,۱۱
			۱	۰,۴۴	۰,۱۶	۰,۴۷	۰,۱۰	.	۰,۰۷	۰,۱۱
			SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸

Filter & Reference	Run۱	D_{total}	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
		R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
	Run۲		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
	Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر		
ICA & Filter	Run۱	D_{total}	SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸	
			۱۰,۴۸	۱۱,۹۹	۱۰,۵۶	۹,۹۹	۱۱,۲۹	۱۱,۶۳	۱۱,۶۲	۱۱,۵۶	
			۰,۲۴	۱	۰,۲۸	۰	۰,۶۴	۰,۸۱	۰,۸۱	۰,۷۸	
	Run۲		۶,۹۷	۵,۹۱	۵,۶۲	۵,۹۸	۴,۹۲	۴,۷۱	۴,۴۷	۴,۲۹	
			۱	۰,۶۰	۰,۴۹	۰,۶۲	۰,۲۳	۰,۱۵	۰,۰۶	۰	
	Run۳		۰,۲۹	-۱,۹۵	-۳,۱۲	-۱,۶۶	-۴,۰۱	-۴,۷۵	-۴,۵۱	-۴,۰۳	
			۱	۰,۵۵	۰,۳۲	۰,۶۱	۰,۱۴	۰	۰,۰۴	۰,۱۴	
		Run۱	D_{total}	SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
				نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
				R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

ICA & Reference	Run۲		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	Run۱		SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷
		D_{total}	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		R^2	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳		نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
			نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

پیوست ۶: نتایج آزمون آماری T-test

جدول ۷-۷: نتایج آزمون T-test حالت اول

T-test ۱			
	h		p
Raw	Run ۱	.	۰,۷۹۱۰
	Run ۲	.	۰,۱۹۷۹
	Run ۳	.	۰,۶۶۱۰
Reference	Run ۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۲	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۳	نامعتبر	نامعتبر
Filter	Run ۱	.	۰,۹۵۴۲
	Run ۲	.	۰,۰۷۸۷
	Run ۳	.	۰,۵۴۹۹
ICA	Run ۱	.	۰,۱۸۹۰
	Run ۲	.	۰,۱۵۹۴
	Run ۳	.	۰,۶۴۸۳

Filter & Reference	Run ۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۲	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۳	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	Run ۱	۰	۰,۸۶۹۳
	Run ۲	۰	۰,۱۱۸۸
	Run ۳	۰	۰,۲۲۸۹
ICA & Reference	Run ۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۲	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۳	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	Run ۱	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۲	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۳	نامعتبر	نامعتبر

جدول ۷-۸: نتایج آزمون T-test حالت دوم

			T-test ۲	
			h	p
Raw	Run ۱	Geo	۱	۰,۰۰۱۸
		P3Speller	۱	۰,۰۰۷۲
	Run ۲	Geo	۰	۰,۰۶۳۰
		P3Speller	۱	۰,۰۱۲۳
	Run ۳	Geo	۱	۰,۰۵۰۰
		P3Speller	۱	۰,۰۴۱۲
Reference	Run ۱	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۲	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
	Run ۳	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
Filter	Run ۱	Geo	۱	۰,۰۰۱۱
		P3Speller	۱	۰,۰۰۱۶
		Geo	۰	۰,۰۷۲۰

	Run۲	P3Speller	۱	۰,۰۰۶۶
	Run۳	Geo	۰	۰,۰۶۲۹
		P3Speller	۱	۰,۰۳۷۶
ICA	Run۱	Geo	۱	۰,۰۰۵۱
		P3Speller	۱	۰,۰۰۲۸
	Run۲	Geo	۰	۰,۰۵۲۴
		P3Speller	۱	۰,۰۱۷۱
	Run۳	Geo	۰	۰,۰۶۲۷
		P3Speller	۱	۰,۰۳۹۹
Filter & Reference	Run۱	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	Run۱	Geo	۱	۰,۰۰۱۴
		P3Speller	۱	۰,۰۰۲۵

	Run۲	Geo	۱	۰,۰۴۹۲
		P3Speller	۱	۰,۰۱۳۳
	Run۳	Geo	۰	۰,۰۷۴۱
		P3Speller	۱	۰,۰۲۳۰
	ICA & Reference	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
		Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	Run۱	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳	Geo	نامعتبر	نامعتبر
		P3Speller	نامعتبر	نامعتبر

جدول ۷-۹: نتایج آزمون T-test حالت سوم

		T-test ۳	SS۱	SS۲	SS۳	SS۴	SS۵	SS۶	SS۷	SS۸
Raw	Run۱	h	۰	۰	۰	۱	۰	۰	۱	۱
		p	۰,۵	۰,۲۷۱	۰,۵	۰,۰۱۶	۰,۱۷۲	۰,۱۴۲	۰,۰۰۴	۰
	Run۲	h	۱	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
		p	۰	۰,۲۶۷	۰,۵	۰,۱	۰,۲۶۹	۰,۵	۰,۲۶۴	۰,۰۷۳
	Run۳	h	۰	۰	۰	۰	۱	۱ NaN	۰	۰
		p	۰,۴۹۵	۰,۳۳۷	۰,۲۰۹	۰,۲۶۸	۰,۰۲	NaN	۰,۴۲	۰,۱۱۶
Reference	Run۱	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter	Run۱	h	۰	۰	۰	۱	۰	۰	۱	۱
		p	۰,۵	۰,۱۱۲	۰,۵	۰,۰۳۹	۰,۱۵۶	۰,۱۱۲	۰,۰۱۵	۰,۰۱۱

^۱ علت NaN شدن به دلیل وجود صفر در هر دو گروه Geo و P3Speller در SS ۶ است.

	Run۲	h	۱	.	.	.	.	.	.	.
		p	۰,۰۰۱	۰,۰۶۸	۰,۵	۰,۲۷۵	۰,۳۶۲	۰,۵	۰,۳۹۳	۰,۲۳۷
	Run۳	h	.	.	.	.	.	.	.	۱
		p	۰,۵	۰,۳۶۴	۰,۲۷۹	۰,۳	۰,۰۷۶	۰,۵	۰,۴۱۴	۰,۰۲۲
ICA	Run۱	h	.	۱	.	.	.	.	۱	۱
		p	۰,۵	۰,۰۰۶	۰,۵	۰,۱۱۶	۰,۲۲۵	۰,۱۴۱	۰,۰۴۷	۰,۰۲۰
	Run۲	h	۱	.	.	.	.	.	.	.
		p	.	۰,۳۳۶	۰,۲۲۱	۰,۳۴۱	۰,۱۷۱	۰,۵	۰,۱۸۷	۰,۵
	Run۳	h	۱	.	.	.	.	NaN	.	.
		p	.	۰,۴۸۴	۰,۱۹۱	۰,۰۸۲	۰,۳۰۶	NaN	۰,۰۵۵	۰,۳۶۲
Filter & Reference	Run۱	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
ICA & Filter	Run۱	h	.	.	.	.	.	۱	۱	.
		p	۰,۳۰۴	۰,۱۱۲	۰,۵	۰,۵	۰,۱۱۱	۰,۰۴۵	۰,۰۱۰	۰,۰۷۶

	Run۲	h	۱	۰	۰	۰	۰	۰	۱	۰
		p	۰	۰,۲۸۲	۰,۱۹۹	۰,۳۲۰	۰,۱۴۹	۰,۵	۰,۰۴۰	۰,۵
	Run۳	h	۱	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
		p	۰	۰,۵	۰,۱۲۵	۰,۲۰۶	۰,۲۳۳	۰,۵	۰,۱۳۳	۰,۳۷۳
ICA & Reference	Run۱	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
Filter & Reference & ICA	Run۱	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۲	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
	Run۳	h	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر
		p	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر	نامعتبر

فصل هشتم: منابع

- [۱] F. Aloise *et al.*, (2012), "A covert attention P300-based brain – computer interface : Geospell", *Ergonomics*, vol. 55, no. 5, pp. 538–551.
- [۲] م. ج. تیغ، (۱۳۹۵)، پایان‌نامه ارشد، "مبتنی بر کاربرد رابط مغز-کامپیوتر با استفاده از ترکیب طبقه بندی سیگنال EEG پویای طبقه بندها و درخت‌های تصمیم کوچک"، دانشکده مهندسی، دانشگاه زنجان.
- [۳] س. برجسته، (۱۳۹۰)، پایان‌نامه ارشد، "تحلیل مدل ریاضی فرکتالی سیگنال‌های مغزی"، دانشکده علوم پایه، دانشگاه شاهد.
- [۴] آ. ج. فرمند، (۱۳۹۰)، پایان‌نامه ارشد، "حذف آرتیفک‌های سیگنال EEG با استفاده از شبکه‌های عصبی"، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تبریز.
- [۵] K. Nidal and A. S. Malik, (2014), "*EEG/ERP analysis: methods and applications*", Crc Press.
- [۶] S. Sanei and J. A. Chambers, (2007), "*EEG signal processing*", Wiley Online Library, London.
- [۷] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. R. Wolpaw, (Jun. 2004), "BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043.
- [۸] R. Alkhater, (2012), M.Sc. thesis, "Real-time detection of P300 brain events: brain-computer interfaces for EEG-based communication aids", Faculty of Design and Creative Technologies, Auckland University of Technology.
- [۹] "<http://bnci-horizon-2020.eu/database/data-sets>."

- [۱۰] R. Fazel-Rezai and K. Abhari, (2009), "A region-based P300 speller for brain-computer interface", *Can. J. Electr. Comput. Eng.*, vol. 34, no. 3, pp. 81–85.
- [۱۱] س. مرتهب، (۱۳۹۵)، پایان‌نامه ارشد، "بهبود و توسعه ی روش های استخراج تک ثبت ERP به منظور بررسی مکانیزم ادراک زمان در کودکان"، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی اصفهان.
- [۱۲] ز. امینی، (۱۳۸۹)، پایان‌نامه ارشد، "توسعه روش‌های بازشناسی آماری الگو در تشخیص مولفه P300 سیگنال مغزی"، دانشکده برق، دانشگاه یزد.
- [۱۳] ر. نمیرانیان، (۱۳۹۲)، پایان‌نامه ارشد، "استفاده از روش‌های مبتنی بر پردازش آماری سیگنال در آشکارسازی مولفه P300 سیگنال مغزی"، دانشکده مهندسی برق، پردیس فنی و مهندسی دانشگاه یزد.
- [۱۴] ف. س. ریزی، (۱۳۹۴)، پایان‌نامه ارشد، "بهبود فرایند آشکار سازی مولفه P300 با استفاده از روش‌های شناسایی الگو"، دانشکده مهندسی برق و الکترونیک، دانشگاه یزد.
- [۱۵] J. R. D. Cardoso, (2018), M.Sc. thesis, "A comparison between geometric properties and central moments to detect P300 waves", FACULDADE DE CIÊNCIAS, UNIVERSIDADE DE LISBOA.
- [۱۶] س. بهتاج، (۱۳۹۲)، پایان‌نامه ارشد، "طراحی و ساخت واسط انسان-کامپیوتر مبتنی بر سیگنال الکتریکی مغز"، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان.
- [۱۷] ف. نجفی، (۱۳۹۳)، پایان‌نامه ارشد، "بهبودی روش تحریک در سیستم های BCI Speller با P300 و ارائه پروتکل جدید برای تایپ حروف فارسی"، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شاهد.
- [۱۸] م. ع. سلطانمرادی، (۱۳۹۲)، پایان‌نامه ارشد، "پردازش سیگنال‌های عصبی مغز انسان با استفاده از روش‌های هوشمند و کاربرد آن در حرکت یک ربات با یک درجه آزادی"، دانشکده مهندسی فناوریهای

نوین، دانشگاه تبریز.

- [۱۹] L. C. Wijesekera and P. Nigel Leigh, (2009), "Amyotrophic lateral sclerosis", *Orphanet J. Rare Dis.*, vol. 4, no. 1, p. 3.
- [۲۰] L. A. Farwell and E. Donchin, (1988), "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials", *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523.
- [۲۱] P. Brunner, S. Joshi, S. Briskin, J. R. Wolpaw, H. Bischof, and G. Schalk, (Oct. 2010), "Does the 'P300' speller depend on eye gaze?", *J. Neural Eng.*, vol. 7, no. 5, pp. 56013.
- [۲۲] P. Aricò *et al.*, (2011), "GeoSpell: an alternative P300 based speller interface towards no eye gaze required", *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 13, no. 3, pp. 152-153.
- [۲۳] B. Z. Allison, E. W. Wolpaw, and J. R. Wolpaw, (Jul 2007), "Brain-computer interface systems: progress and prospects.", *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 4, no. 4, pp. 463–474.
- [۲۴] M. S. T. and N. M. S. and B. Blankertz, (2011), "Gaze-independent brain-computer interfaces based on covert attention and feature attention", *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 6, p. 66003.
- [۲۵] J. B. Polikoff, H. T. Bunnell, and W. J. Borkowski Jr, (1995), "Toward a P300-based computer interface", in *RESNA'95 Annual Conference and RESNAPRESS and Arlington Va*, pp. 178–180.
- [۲۶] B. Z. Allison and J. A. Pineda, (2006), "Effects of SOA and flash pattern manipulations on ERPs, performance, and preference: implications for a BCI system", *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 59, no. 2, pp. 127–140.

- [۲۷] H. Serby, E. Yom-Tov, and G. F. Inbar, (2005), "An improved P300-based brain-computer interface", *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 13, no. 1, pp. 89–98.
- [۲۸] E. Donchin, K. M. Spencer, and R. Wijesinghe, (2000), "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 174–179.
- [۲۹] م. قشونی، م.ع. خلیل زاده، (۱۳۸۴)، "بهبود تشخیص مؤلفه های شناختی در سیگنال ERP تک ثبت با استفاده از فضای ویژگی جدید و الگوریتم ژنتیک"، دوازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، ص ۱۸۸، تبریز.
- [۳۰] س. ز. سیدصالحی، ع. مطیع نصرآبادی و و. ابوطالبی، (۱۳۸۶)، "تشخیص مؤلفه P300 با استفاده از مدل‌های مخفی مارکوف"، چهاردهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، ص ۳۲۹، تهران.
- [۳۱] M. S. Treder and B. Blankertz, (2010), "(C)overt attention and visual speller design in an ERP-based brain-computer interface", *Behav. Brain Funct.*, vol. 6, no. 1, p. 28.
- [۳۲] Y. Liu, Z. Zhou, and D. Hu, (Jun. 2011), "Gaze independent brain-computer speller with covert visual search tasks", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 6, pp. 1127–1136.
- [۳۳] E. W. Sellers, D. J. Krusienski, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and J. R. Wolpaw, (2006), "A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance", *Biol. Psychol.*, vol. 73, no. 3, pp. 242–252.
- [۳۴] D. J. Krusienski *et al.*, (2006), "A comparison of classification techniques for the P300 Speller", *J. Neural Eng.*, vol. 3, no. 4, p. 299.

- [٣٥] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, and T. M. Vaughan, (2007), "Common spatio-temporal patterns for the P300 speller", in *2007 3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, pp. 421–424.
- [٣٦] F. Nijboer *et al.*, (2008), "A P300-based brain--computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 119, no. 8, pp. 1909–1916.
- [٣٧] G. Townsend *et al.*, (2010), "A novel P300-based brain--computer interface stimulus presentation paradigm: moving beyond rows and columns", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 121, no. 7, pp. 1109–1120.
- [٣٨] L. M. McCane *et al.*, (2015), "P300-based brain-computer interface (BCI) event-related potentials (ERPs): People with amyotrophic lateral sclerosis (ALS) vs. age-matched controls", *Clin. Neurophysiol.*, vol. 126, no. 11, pp. 2124–2131.
- [٣٩] V. Bostanov, (2004), "BCI competition 2003-data sets Ib and Iib: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the t-value scalogram", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1057–1061.
- [٤٠] N. Xu, X. Gao, B. Hong, X. Miao, S. Gao, and F. Yang, (2004), "BCI competition 2003-data set Iib: enhancing P300 wave detection using ICA-based subspace projections for BCI applications", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1067–1072.
- [٤١] M. Kaper, P. Meinicke, U. Grosse-kathoefer, T. Lingner, and H. Ritter, (2004), "BCI competition 2003-data set Iib: support vector machines for the P300 speller paradigm", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1073–1076.

- [۴۲] A. Rakotomamonjy and V. Guigue, (2008), "BCI competition III: dataset II-ensemble of SVMs for BCI P300 speller", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 3, pp. 1147–1154.
- [۴۳] C. Guan, M. Thulasidas, and J. Wu, (1-3 Dec 2004), "High performance P300 speller for brain-computer interface", in *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems, 2004.*, pp. S3/5/INV-S3/13-16.
- [۴۴] U. Hoffmann, G. Garcia, J.-M. Vesin, K. Diserens, and T. Ebrahimi, (2005), "A boosting approach to P300 detection with application to brain-computer interfaces", in *Conference Proceedings. 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, 2005*, pp. 97–100.
- [۴۵] Y. Liu, Z. Zhou, D. Hu, and G. Dong, (2005), "T-weighted approach for neural information processing in P300 based brain-computer interface" in *2005 International Conference on Neural Networks and Brain*, vol. 3, pp. 1535–1539.
- [۴۶] C. Wang, C. Guan, and H. Zhang, (2006), "P300 brain-computer interface design for communication and control applications", in *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 5400–5403.

[۴۷] ف. قاسمی، (۱۳۸۹)، رساله دکتری، "تحلیل پتانسیل های وابسته به رخداد مغزی با روش آنالیز مؤلفه های مستقل بمنظور تعیین سطح توجه پایدار دیداری"، دانشکده مهندسی پزشکی-بیوالکتریک، دانشگاه صنعتی/امیرکبیر.

- [۴۸] M. Thulasidas, C. Guan, and J. Wu, (2006), "Robust classification of EEG signal for brain-computer interface", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, no. 1, pp. 24–29.

- [۴۹] M. Salvaris and F. Sepulveda, (2009), "Wavelets and ensemble of FLDs for P300 classification", in *2009 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, pp. 339–342.
- [۵۰] G. Pires, U. Nunes, and M. Castelo-Branco, (2011), "Statistical spatial filtering for a P300-based BCI: tests in able-bodied, and patients with cerebral palsy and amyotrophic lateral sclerosis", *J. Neurosci. Methods*, vol. 195, no. 2, pp. 270–281.
- [۵۱] A. Turnip, S. S. Hutagalung, J. Pardede, and D. Soetraprawata, (2013), "P300 detection using multilayer neural networks based adaptive feature extraction method", *Int. J. Brain Cogn. Sci.*, vol. 2, no. 5, pp. 63–75.
- [۵۲] C. S. Throckmorton, K. A. Colwell, D. B. Ryan, E. W. Sellers, and L. M. Collins, (2013), "Bayesian approach to dynamically controlling data collection in P300 spellers", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 21, no. 3, pp. 508–517.
- [۵۳] M. Spüler, A. Walter, W. Rosenstiel, and M. Bogdan, (2013), "Spatial filtering based on canonical correlation analysis for classification of evoked or event-related potentials in EEG data", *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 22, no. 6, pp. 1097–1103.
- [۵۴] “<https://faradars.org/courses/fvsp9504-blind-source-separation-using-independent-component-analysis>.”, Date:24/7/2018
- [۵۵] ن. حقیقت‌پناه، (۱۳۹۱)، پایان‌نامه ارشد، “بهبود روش‌های آشکارسازی مولفه‌ی P300 با استفاده از الگوریتم آنالیز مولفه‌های مستقل”، دانشکده مهندسی برق و الکترونیک، دانشگاه صنعتی اصفهان.
- [۵۶] پ. بالو، (۱۳۹۵)، پایان‌نامه ارشد، “حذف آرتیفکت از سیگنال نوار مغزی با استفاده از جداسازی کور منابع”، دانشکده مهندسی برق و الکترونیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل.

[٥٧] P. D. K. cheryl L. Dickter, (2014), "*EEG METHODS FOR THE PSYCHOLOGICAL SCIENCES*.", SAGE Publications, London.

[٥٨] "https://sccn.ucsd.edu/wiki/EEGLAB#The_EEGLAB_Tutorial_Outline."

Abstract

ALS is a kind of disease that damages the neural system in the body and causes disability in speaking and normal movement. In a severe situation it might even affects the control of eye movement which is called complete locked-in syndrome. Fortunately, this disease does not affect the brain. Therefore, the only way to help these people is developing a system so that the patient can communicate to the environment through the brain. Brain computer interface is one such well-known systems. One of the most important methods used in BCI systems is taking advantages of ERP components in which is produced as a result of brain response to visual, cognitive or sensory events. P300 which is one type of ERP, has been used in several interfaces such as P300Speller base on overt attention, and GeoSpell based on covert attention. These interfaces requires not much training and therefore are very effective in improving life quality for disabled people.

In this thesis, several methods based on frequency selective filters, independent component analysis, and common average referencing have been used to improve the P300 event related potentials. These methods have been used either individually or as a combination to other techniques under P300Speller or GeoSpell protocols. After data processing using the above methods, simultaneous synchronized averaging is used for extracting P300. Then, statistical assessments for comparison of the obtained results. The results reveal that even without structural difference between these two paradigms, there is no significant difference, and GeoSpell which is specifically designed for ALS can effectively produce P300. Also after detecting the P300 components and comparing it with the reference paper, it was observed that in GeoSpell interface, the Latency and Peak of P300 signal were 378.23 ms and 22.007 μ V, respectively, which was better than the reference article with Latency of 453.68 ms and the Peak of about 1.8 μ V. In the P300Speller interface, the Latency and Peak of P300 were 346.95 ms and 25.93 μ V, respectively, which was better than the reference article with Latency of 366.76 ms and the Peak of about 2.5 μ V, too.

Keywords:

Amyotrophic lateral sclerosis (ALS), Brain computer interface, event related potentials (ERP), P300, P300Speller Paradigm, GeoSpell Paradigm, T-test



Shahrood University of Technology

Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Mechatronics Engineering

Covert attention detection using P300 in EEG signals

By: Sayed Alireza Abasian Hossieni

Supervisors:

Dr. Saideh Ferdowsi

Advisor:

Dr. Vahid Abolghasemi

June 2019