بخش 1 پیش پردازش داده:

در این مطالعه، داده‌های EEG مربوط به آزمودنی شماره ۱ پس از ورود به محیط تحلیل EEG، تحت یک فرآیند پیش‌پردازش استاندارد قرار گرفتند. هدف اصلی از این مرحله، حذف مؤلفه‌های غیر عصبی، کاهش نویزهای محیطی و فیزیولوژیکی، و آماده‌سازی سیگنال برای تحلیل‌های بعدی شامل تحلیل طیفی و بررسی پاسخ‌های وابسته به محرک (ERP) بود.

در این پژوهش، داده‌های EEG شامل ۱۲۶ کانال ثبت‌شده از سطح پوست سر مورد استفاده قرار گرفت. این کانال‌ها اطلاعات مربوط به فعالیت الکتریکی نواحی مختلف مغز را ثبت می‌کنند و امکان بررسی تغییرات فعالیت عصبی در نقاط مختلف سر را فراهم می‌سازند. علاوه بر کانال‌های اصلی EEG، دو کانال مربوط به الکترودهای گوش و یک کانال مرجع نیز در داده‌ها وجود داشت که در مراحل اصلاح مرجع سیگنال مورد استفاده قرار گرفتند. در ابتدا ساختار داده بررسی شد تا کانال‌های مربوط به ثبت فعالیت مغزی از کانال‌های کمکی و مرجع تفکیک شوند و داده برای مراحل بعدی آماده شود.

در مرحله بعد، داده‌های پیوسته EEG به بخش‌های کوتاه‌تر تقسیم شدند تا هر بخش مربوط به یک محرک مشخص باشد. با توجه به نوع آزمایش که شامل نمایش تصاویر چهره و غیرچهره بود، هر بخش از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از نمایش محرک تا ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه بعد از آن استخراج شد. بازه قبل از محرک به عنوان خط پایه در نظر گرفته شد و اطلاعات پس از محرک برای بررسی پاسخ مغزی مورد استفاده قرار گرفت. همچنین با استفاده از اطلاعات ثبت‌شده در داده آزمایش و تلاش برای شناسایی صحیح زمان تحریک، مشخص شد که هر بخش مربوط به کدام تصویر و کدام نوع محرک است تا برچسب‌گذاری داده‌ها با دقت بیشتری انجام شود.

برای کاهش حجم داده و افزایش سرعت پردازش، نرخ نمونه‌برداری سیگنال از مقدار اولیه به ۲۵۰ هرتز کاهش داده شد. این مقدار همچنان دقت زمانی مناسبی برای بررسی پاسخ‌های مغزی مانند مؤلفه‌های ERP را حفظ می‌کند و در عین حال باعث کاهش حجم محاسبات، به‌خصوص در مراحل سنگینی مانند حذف نویز و تحلیل مؤلفه‌های مستقل می‌شود. پس از آن، فیلترهای مختلفی برای حذف نویزهای موجود روی سیگنال اعمال شد. یک فیلتر بالاگذر با مقدار ۰٫۵ هرتز برای حذف تغییرات بسیار آهسته و جابه‌جایی خط پایه استفاده شد. همچنین فیلتر پایین‌گذر با مقدار ۱۰۰ هرتز برای حذف نویزهای فرکانس بالا و حفظ فعالیت‌های اصلی مغزی اعمال شد. علاوه بر این، برای حذف نویز ناشی از برق شهری، فیلتر حذف‌کننده فرکانس ۵۰ هرتز مورد استفاده قرار گرفت.

پس از انجام مراحل فیلترینگ، اصلاح مرجع سیگنال با روش میانگین مشترک کانال‌ها انجام شد. در این روش، میانگین فعالیت تمام کانال‌های EEG محاسبه شده و از مقدار هر کانال کم می‌شود تا اثر مرجع اولیه کاهش پیدا کند و مقایسه بین کانال‌ها دقیق‌تر شود. اگرچه روش‌های دیگری مانند استفاده از الکترودهای گوش یا روش‌های دو قطبی نیز امکان استفاده داشتند، در این پژوهش روش میانگین مشترک کانال‌ها انتخاب شد، زیرا برای داده‌هایی با تعداد زیاد کانال مناسب بوده و در مطالعات مربوط به پاسخ‌های مغزی کاربرد گسترده‌ای دارد. همچنین برای حذف تفاوت‌های اولیه بین بخش‌های مختلف داده، اصلاح خط پایه انجام شد. در این مرحله میانگین فعالیت EEG در بازه ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از محرک محاسبه و از کل سیگنال کم شد تا همه بخش‌ها نسبت به یک سطح پایه مشترک مقایسه شوند.

در مرحله نهایی پیش‌پردازش، روش تحلیل مؤلفه‌های مستقل برای جداسازی منابع مختلف موجود در سیگنال EEG استفاده شد. در این مرحله، سیگنال ثبت‌شده که ترکیبی از فعالیت واقعی مغز و نویزهای مختلف بود به ۲۴ مؤلفه مستقل تقسیم شد. هر مؤلفه با استفاده از نقشه پراکندگی روی سر، شکل تغییرات زمانی و ویژگی‌های فرکانسی بررسی شد تا مشخص شود مربوط به فعالیت عصبی است یا ناشی از عوامل غیرمغزی مانند حرکت چشم، پلک زدن، فعالیت عضلات یا حرکت بدن. مؤلفه‌هایی که الگوی مشخص نویز داشتند شناسایی و حذف شدند تا تنها اطلاعات مرتبط با فعالیت مغزی باقی بماند. در نهایت، این مراحل باعث افزایش کیفیت سیگنال EEG، کاهش نویزهای غیرمرتبط و آماده‌سازی داده برای تحلیل‌های بعدی مانند بررسی پاسخ‌های ERP و تحلیل‌های فرکانسی شد.

---

2. اثر فیلترهای اعمال‌شده بر داده EEG

الف/فیلتر بالا گذر و پایین گذر:

فرض اصلی این مرحله آن است که بخش قابل توجهی از تغییرات آهسته موجود در سیگنال EEG مربوط به تغییرات غیر عصبی مانند Drift الکترود، تغییرات امپدانس و نوسانات خط پایه بوده و حذف این مؤلفه‌ها موجب افزایش کیفیت سیگنال خواهد شد.

برای بررسی این موضوع، فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع 0.5 Hz اعمال شد. این فیلتر موجب حذف تغییرات بسیار آهسته سیگنال شد که معمولاً به صورت روندهای طولانی‌مدت در داده خام مشاهده می‌شوند. این

پدیده باعث می‌شود خط پایه سیگنال در طول زمان پایدارتر شده و مقایسه پاسخ‌های EEG بین Epoch های مختلف معتبرتر شود.

همچنین فیلتر پایین‌گذر 100 Hz اعمال شد تا مؤلفه‌های فرکانسی بسیار بالا که عمدتاً شامل نویزهای عضلانی (EMG) و نویزهای محیطی هستند کاهش یابند. با توجه به اینکه بیشتر فعالیت‌های مرتبط با ERP در محدوده فرکانسی پایین‌تر از 100 Hz قرار دارند، اطلاعات عصبی اصلی حفظ شده است.

در نتیجه، پس از اعمال فیلتر باند گذر 0.5 تا 100 Hz، سیگنال EEG دارای نوسانات آهسته کمتر، خط پایه پایدارتر و نسبت سیگنال به نویز بالاتری شد.

ب/اثر فیلتر Notch

فرض بر این است که نویز ناشی از شبکه برق با فرکانس Hz50 در داده EEG وجود داشته و حذف آن باعث کاهش مؤلفه‌های غیرعصبی در طیف فرکانسی خواهد شد.

فیلتر Notch در فرکانس Hz50 اعمال شد تا انرژی مربوط به نویز برق شهر حذف شود. این نویز معمولاً به دلیل اتصال تجهیزات الکتریکی آزمایشگاه، کابل‌ها و تجهیزات ثبت EEG وارد سیگنال می‌شود و به صورت یک قله مشخص در طیف توان در فرکانس Hz50 ظاهر می‌شود.

پس از اعمال فیلتر Notch، مولفه مربوط به فرکانس Hz50 کاهش یافته و سهم نویز الکتریکی در سیگنال EEG کمتر شد، در حالی که محدوده‌های فرکانسی مرتبط با فعالیت مغزی بدون تغییر قابل توجه باقی ماندند.

---

3. منطق حذف نویز با بازمرجع‌گذاری و نرمال‌سازی خط پایه

1.بازمرجع‌گذاری CAR

فرض بر این است که هر کانال EEG علاوه بر فعالیت اختصاصی ناحیه ثبت‌شده، شامل مؤلفه مشترکی ناشی از مرجع ثبت است. بنابراین، استفاده از یک مرجع میانگین‌شده می‌تواند اثر این مؤلفه مشترک را کاهش دهد.

در روش Common Average Reference، میانگین فعالیت تمامی کانال‌های EEG محاسبه شده و از سیگنال هر کانال کسر می‌شود. در نتیجه، فعالیت هر الکترود نسبت به میانگین کل سطح سر بیان می‌شود.

این روش موجب کاهش اثرات وابسته به مرجع اولیه، افزایش تفکیک مکانی سیگنال‌ها و فراهم شدن شرایط مناسب‌تر برای تحلیل‌های بعدی شد.

2.Baseline Normalization

فرض اصلی این مرحله آن است که قبل از ارائه محرک، فعالیت EEG باید به عنوان سطح پایه در نظر گرفته شود و تغییرات پس از محرک نسبت به این سطح ارزیابی شوند.

در این مطالعه، بازه زمانی 100- تا 0 میلی‌ثانیه قبل از شروع محرک به عنوان Baseline انتخاب شد. میانگین فعالیت این بازه از کل Epoch کم شد.

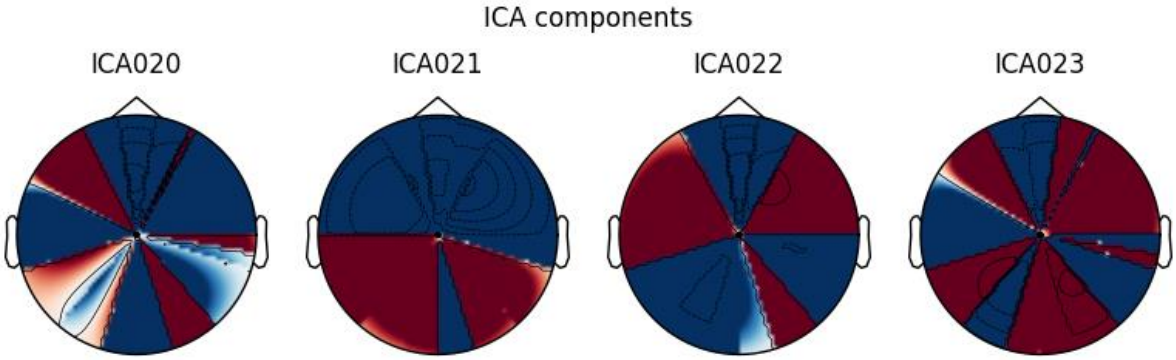
این فرآیند باعث حذف اختلافات ناشی از سطح پایه بین Epoch های مختلف شده و امکان مقایسه دقیق‌تر پاسخ EEG پس از محرک را فراهم می‌کند.

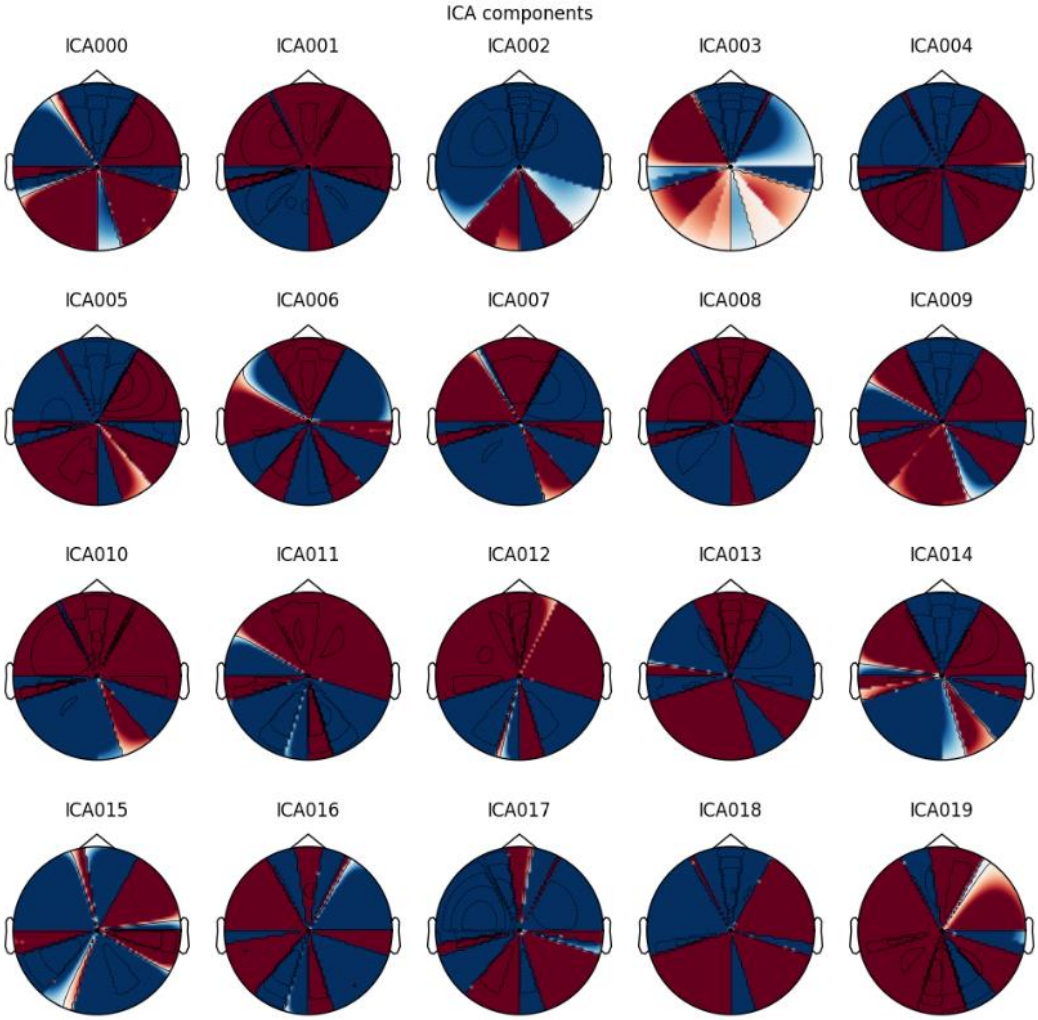
. حذف مؤلفه‌های آلوده با استفاده از ICA

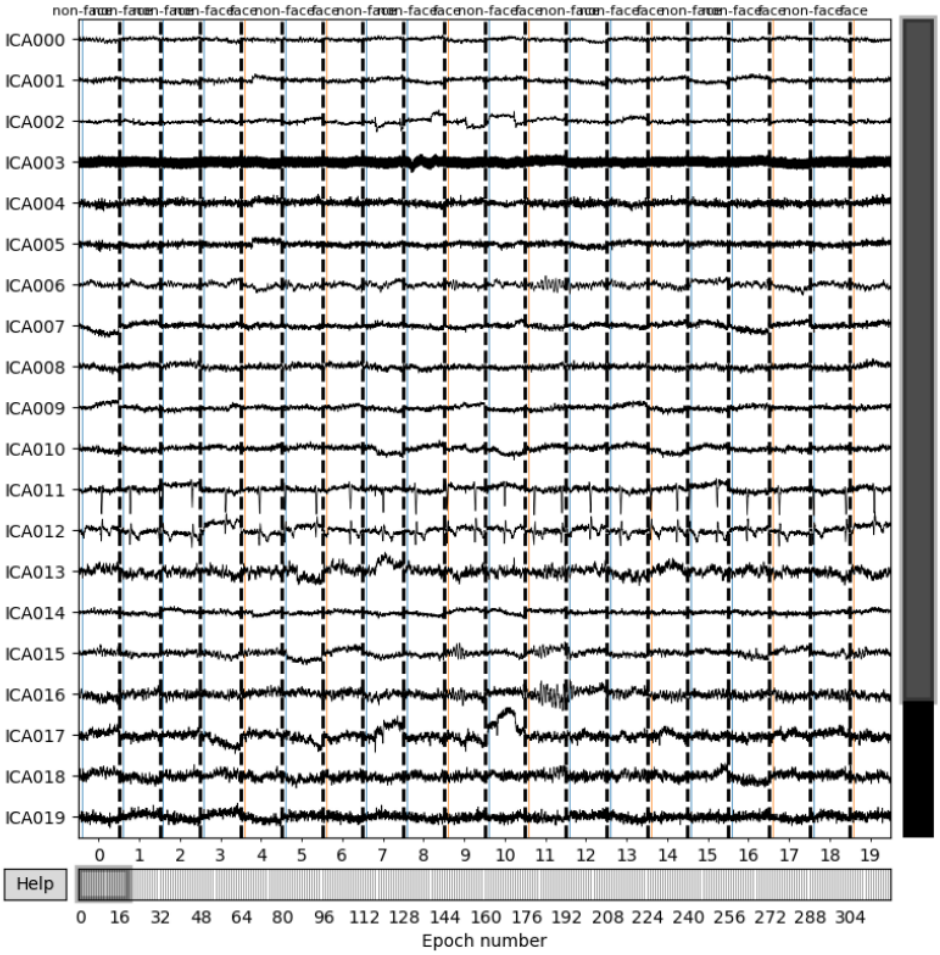
6 عدد شرکت کننده در این فعالیت مورد بررسی قرار گرفته اند. عکس های و report های 5 شرکت کننده دیگر در بخش result قرار گرفته اند. اما برای شرکت کننده اول تمامی دیتا ها در اینجا قرار گرفته است.

فرض اصلی ICA این است که سیگنال ثبت‌شده EEG ترکیبی خطی از چندین منبع مستقل شامل فعالیت عصبی، حرکات چشم، فعالیت عضلات و نویزهای محیطی است. بنابراین، با تفکیک این منابع می‌توان مؤلفه‌های غیرعصبی را شناسایی و حذف کرد.

در این مطالعه، 24 مؤلفه مستقل استخراج شد. برای تصمیم‌گیری درباره حذف مؤلفه‌ها، شکل زمانی و نقشه توپوگرافی و سیگنال های هر مؤلفه بررسی شد. تا بتوان تنها منابعی که مرتبط با فعالیت عصبی هست و ارتباطی با حرکات چشم و فعالیت عضلات و نویز های محیطی ندارد از محاسبات خارج شود.


ICA components
ICA020
ICA021
ICA022
ICA023


ICA components
ICA000
ICA001
ICA002
ICA003
ICA004
ICA005
ICA006
ICA007
ICA008
ICA009
ICA010
ICA011
ICA012
ICA013
ICA014
ICA015
ICA016
ICA017
ICA018
ICA019



از روش توپوگرافی مغز و سیگنال زمانی برای بررسی این بخش استفاده کرده ام و طبق بررسی این دو نواحی تصمیم به حذف

Ica08,ic01,ic17,ic19 شدم:

چون:

در این پژوهش، داده‌های **EEG** شامل ۱۲۶ کانال ثبت‌شده از سطح پوست سر مورد استفاده قرار گرفت. این کانال‌ها اطلاعات مربوط به فعالیت الکتریکی نواحی مختلف مغز را ثبت می‌کنند و امکان بررسی تغییرات فعالیت عصبی در نقاط مختلف سر را فراهم می‌سازند. علاوه بر کانال‌های اصلی **EEG**، دو کانال مربوط به الکترودهای گوش و یک کانال مرجع نیز در داده‌ها وجود داشت که در مراحل اصلاح مرجع سیگنال مورد استفاده قرار گرفتند. در ابتدا ساختار داده بررسی شد تا کانال‌های مربوط به ثبت فعالیت مغزی از کانال‌های کمکی و مرجع تفکیک شوند و داده برای مراحل بعدی آماده شود.

در مرحله بعد، داده‌های پیوسته EEG به بخش‌های کوتاه‌تر تقسیم شدند تا هر بخش مربوط به یک محرک مشخص باشد. با توجه به نوع آزمایش که شامل نمایش تصاویر چهره و غیرچهره بود، هر بخش از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از نمایش محرک تا ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه بعد از آن استخراج شد. بازه قبل از محرک به عنوان خط پایه در نظر گرفته شد و اطلاعات پس از محرک برای بررسی پاسخ مغزی مورد استفاده قرار گرفت. همچنین با استفاده از اطلاعات ثبت‌شده در داده آزمایش و تلاش برای شناسایی صحیح زمان تحریک، مشخص شد که هر بخش مربوط به کدام تصویر و کدام نوع محرک است تا برچسب‌گذاری داده‌ها با دقت بیشتری انجام شود.

برای کاهش حجم داده و افزایش سرعت پردازش، نرخ نمونه‌برداری سیگنال از مقدار اولیه به ۲۵۰ هرتز کاهش داده شد. این مقدار همچنان دقت زمانی مناسبی برای بررسی پاسخ‌های مغزی مانند مؤلفه‌های ERP را حفظ می‌کند و در عین حال باعث کاهش حجم محاسبات، به‌خصوص در مراحل سنگینی مانند حذف نویز و تحلیل مؤلفه‌های مستقل می‌شود. پس از آن، فیلترهای مختلفی برای حذف نویزهای موجود روی سیگنال اعمال شد. یک فیلتر بالاگذر با مقدار ۰٫۵ هرتز برای حذف تغییرات بسیار آهسته و جابه‌جایی خط پایه استفاده شد. همچنین فیلتر پایین‌گذر با مقدار ۱۰۰ هرتز برای حذف نویزهای فرکانس بالا و حفظ فعالیت‌های اصلی مغزی اعمال شد. علاوه بر این، برای حذف نویز ناشی از برق شهری، فیلتر حذف‌کننده فرکانس ۵۰ هرتز مورد استفاده قرار گرفت.

پس از انجام مراحل فیلترینگ، اصلاح مرجع سیگنال با روش میانگین مشترک کانال‌ها انجام شد. در این روش، میانگین فعالیت تمام کانال‌های EEG محاسبه شده و از مقدار هر کانال کم می‌شود تا اثر مرجع اولیه کاهش پیدا کند و مقایسه بین کانال‌ها دقیق‌تر شود. اگرچه روش‌های دیگری مانند استفاده از الکترودهای گوش یا روش‌های دو قطبی نیز امکان استفاده داشتند، در این پژوهش روش میانگین مشترک کانال‌ها انتخاب شد، زیرا برای داده‌هایی با تعداد زیاد کانال مناسب بوده و در مطالعات مربوط به پاسخ‌های مغزی کاربرد گسترده‌ای دارد. همچنین برای حذف تفاوت‌های اولیه بین بخش‌های مختلف داده، اصلاح خط پایه انجام شد. در این مرحله میانگین فعالیت EEG در بازه ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از محرک محاسبه و از کل سیگنال کم شد تا همه بخش‌ها نسبت به یک سطح پایه مشترک مقایسه شوند.

در مرحله نهایی پیش‌پردازش، روش تحلیل مؤلفه‌های مستقل برای جداسازی منابع مختلف موجود در سیگنال EEG استفاده شد. در این مرحله، سیگنال ثبت‌شده که ترکیبی از فعالیت واقعی مغز و نویزهای مختلف بود به ۲۴ مؤلفه مستقل تقسیم شد. هر مؤلفه با استفاده از نقشه پراکندگی روی سر، شکل تغییرات زمانی و ویژگی‌های فرکانسی بررسی شد تا مشخص شود مربوط به فعالیت عصبی است یا ناشی از عوامل

غیرمغزی مانند حرکت چشم، پلک زدن، فعالیت عضلات یا حرکت بدن. مؤلفه‌هایی که الگوی مشخص نویز داشتند شناسایی و حذف شدند تا تنها اطلاعات مرتبط با فعالیت مغزی باقی بماند. در نهایت، این مراحل باعث افزایش کیفیت سیگنال EEG، کاهش نویزهای غیرمرتبط و آماده‌سازی داده برای تحلیل‌های بعدی مانند بررسی پاسخ‌های ERP و تحلیل‌های فرکانسی شد.

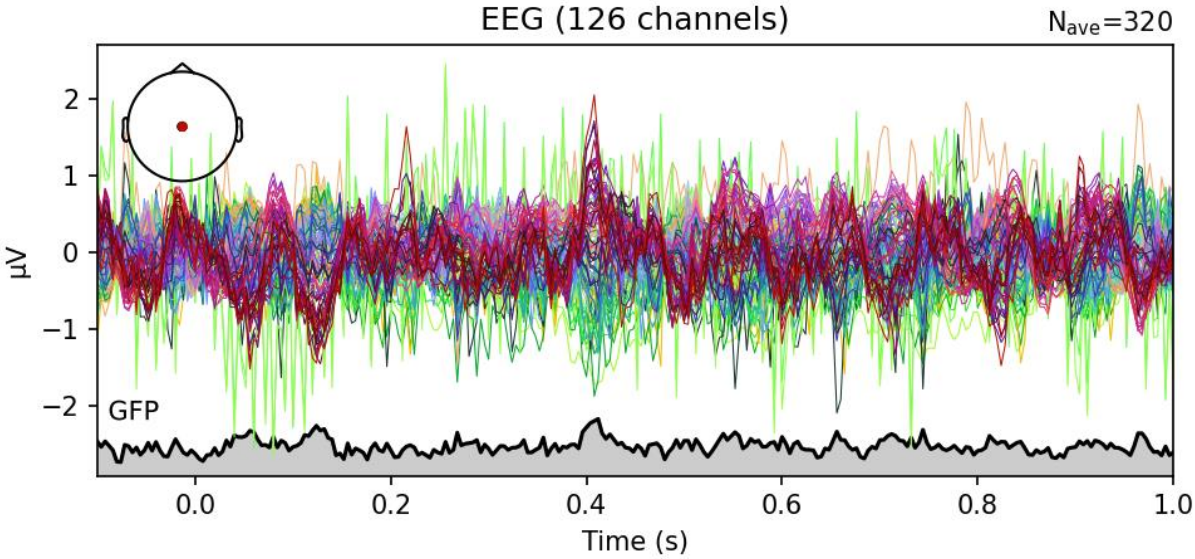
Event-Related Potential

هدف و فرضیه تحلیل ERP :

پس از انجام مراحل پیش‌پردازش و حذف مؤلفه‌های غیر عصبی با استفاده از Independent Component Analysis (ICA)، تحلیل ERP به منظور استخراج پاسخ‌های زمانی وابسته به محرک انجام شد.

فرض اصلی در محاسبه ERP این است که هر Trial EEG شامل دو بخش اصلی شامل پاسخ عصبی مرتبط با محرک و نویزهای تصادفی است. از آنجا که پاسخ عصبی در Trialهای مختلف تقریباً دارای زمان‌بندی مشابه بوده، در حالی که نویزها دارای تغییرات تصادفی هستند، میانگین‌گیری از تعداد زیادی Trial هم‌تراز شده نسبت به زمان شروع محرک، موجب کاهش مؤلفه‌های نویزی و باقی‌ماندن پاسخ عصبی وابسته به محرک می‌شود.

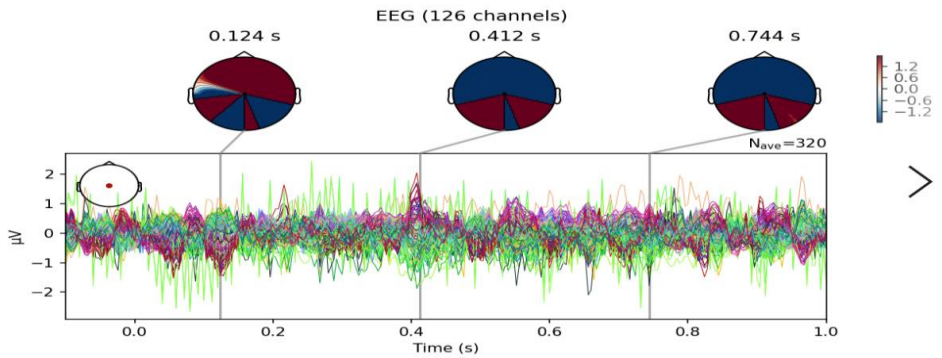
در این مطالعه، Epochها نسبت به زمان شروع محرک (t=0) هم‌تراز شده و ERP از طریق میانگین‌گیری در طول Trialها محاسبه شد. توجه داشته باشید چون همه دیتا ها یا face هستند یا non face متاسفانه نویز دیتا ها زیاد شده است. یعنی trial حذف شده ای نداریم. به علاوه توجه داشته باشید که در ابتدا تلاش کرده ام قبل از down sample ایپاک ها را با نام منحصر به فرد خود و id و لیبل خود در فایل متلبم قرار دهم. پس از فایل های task , svm_type 6 استفاده کرده ام.



شکل 1. پاسخ ERP میانگین‌شده برای تمام کانال‌های EEG آزمودنی شماره 1. خطوط رنگی نشان‌دهنده پاسخ کانال‌های مختلف EEG و منحنی GFP نشان‌دهنده تغییرات کلی قدرت میدان الکتریکی در سطح سر است.

بر اساس شکل 1، مشاهده شد که پاسخ EEG در کانال‌های مختلف دارای تغییرات زمانی متفاوتی است. اگرچه هر کانال دارای دامنه و الگوی نوسانی متفاوتی است، میانگین‌گیری در طول Trialها موجب کاهش نوسانات غیرمرتبط با محرک شده است. من خط ولت 50 ولت را اصلا درک نمیکنم زیرا در بخش notch حذف شده بود و وجود آن را درک نمیکنم.

منحنی Global Field Power (GFP) نیز نشان‌دهنده تغییرات کلی فعالیت الکتریکی در سطح سر است. افزایش GFP در برخی بازه‌های زمانی بیانگر افزایش همزمانی تغییرات بین کانال‌های مختلف EEG بوده و می‌تواند نشان‌دهنده دوره‌هایی با فعالیت عصبی بیشتر پس از ارائه محرک باشد



نمایش Trialهای EEG هم‌تراز شده نسبت به زمان شروع محرک و میانگین ERP حاصل از آن‌ها. نقشه‌های زمانی بالای شکل تغییرات مکانی پاسخ EEG را در زمان‌های مختلف نشان می‌دهند.

همان‌طور که در شکل 2 مشاهده می‌شود، Trialهای منفرد دارای تغییرات دامنه‌ای قابل توجهی هستند. این تغییرات عمدتاً ناشی از فعالیت‌های غیرهم‌زمان مانند نوسانات خودبه‌خودی مغز و نویزهای فیزیولوژیکی هستند.

با انجام میانگین‌گیری، بخش‌هایی از سیگنال که فاقد ارتباط زمانی ثابت با محرک هستند کاهش یافته و پاسخ‌های phase-locked مرتبط با محرک حفظ شده‌اند. این فرآیند اساس استخراج مؤلفه‌های ERP را تشکیل می‌دهد.

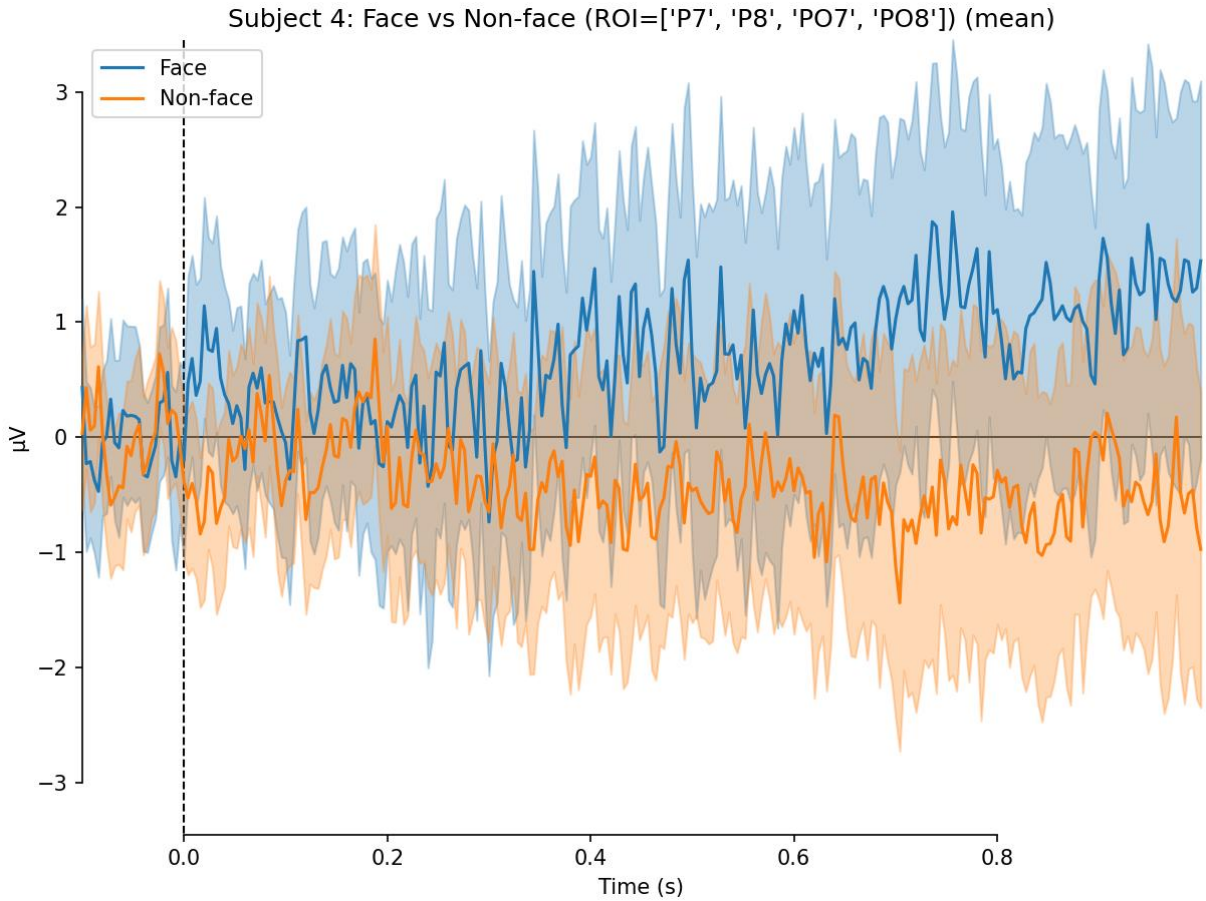
4.5 Confidence Interval همراه با Non-face و Face محرک‌های ERP مقایسه .

فرضیه این بخش بیان می‌کند که پردازش محرک‌های چهره و غیرچهره موجب ایجاد پاسخ‌های ERP متفاوتی در نواحی مرتبط با پردازش بینایی خواهد شد.

برای بررسی این فرضیه، ERP مربوط به دو گروه محرک Face و Non-face در ناحیه انتخاب‌شده شامل کانال‌های:

$$ROI = \{P7, P8, PO7, PO8\}$$

مقایسه شد.



شکل 3. مقایسه ERP محرک‌های Face و Non-face در ناحیه پس‌سری-گیجگاهی همراه با بازه اطمینان 95 درصد.

دلیل اینکه ERP از میانگین تعداد زیادی Trial به دست می‌آید، مقدار میانگین به تنهایی میزان تغییرپذیری پاسخ‌ها را نشان نمی‌دهد.

بنابراین، بازه اطمینان 95 درصد محاسبه شد تا محدوده‌ای که انتظار می‌رود مقدار واقعی پاسخ میانگین در آن قرار گیرد مشخص شود.

در شکل 3:

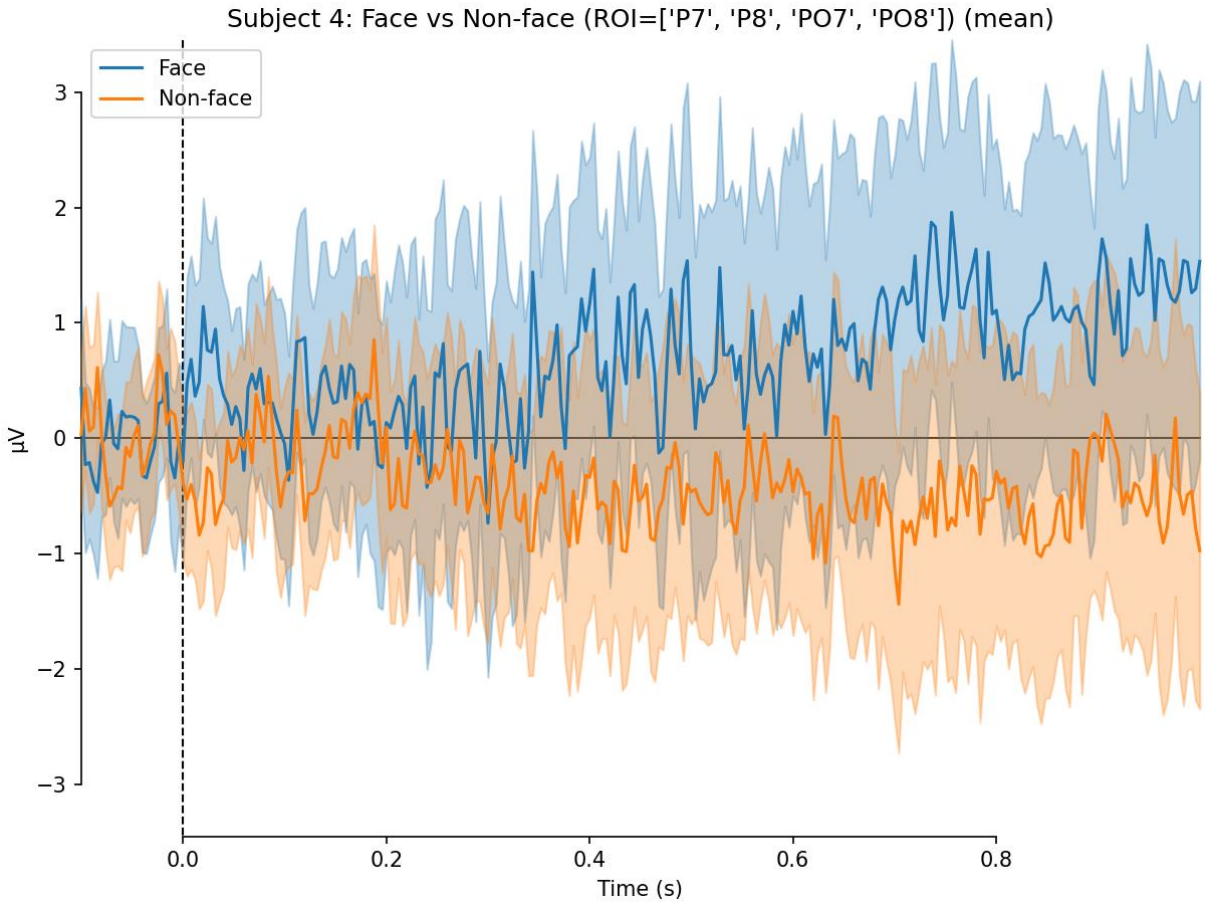
- خط اصلی نشان‌دهنده ERP میانگین است.
- ناحیه سایه اطراف هر منحنی نشان‌دهنده 95٪ Confidence Interval است.

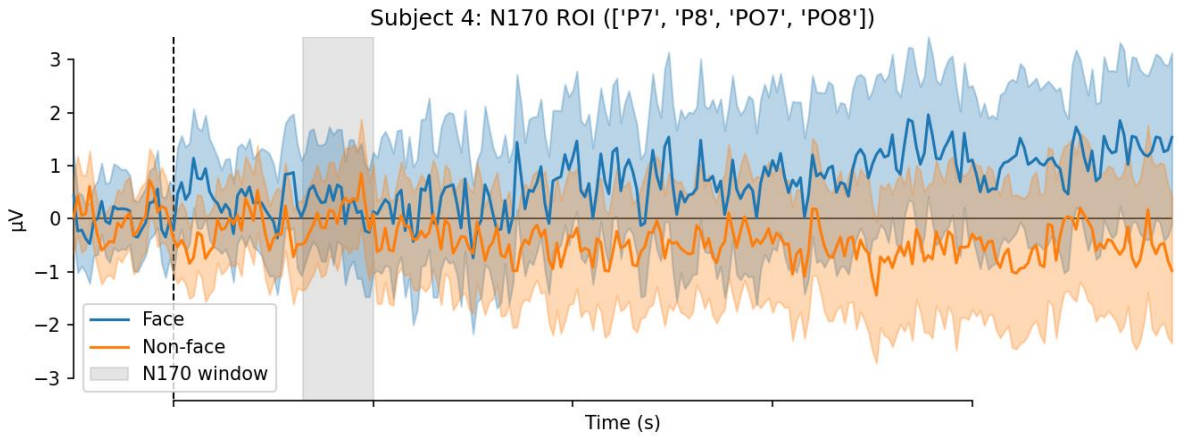
اگر فاصله بین دو منحنی Face و Non-face نسبت به تغییرپذیری درون هر گروه بزرگ باشد، احتمال وجود تفاوت واقعی افزایش می‌یابد.

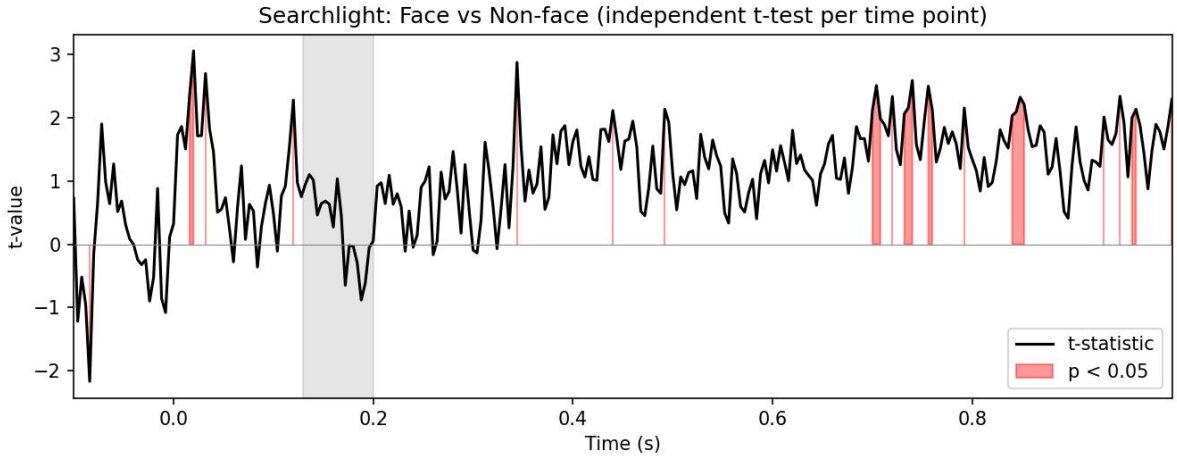
بر اساس شکل 3، مشاهده شد که پاسخ مربوط به محرک Face در بخش عمده‌ای از بازه زمانی پس از محرک دارای دامنه متفاوتی نسبت به محرک Non-face است. این اختلاف نشان‌دهنده تفاوت احتمالی در پردازش عصبی محرک‌های چهره و غیرچهره است

تحلیل مؤلفه N170

برای هر Trial، کمینه ولتاژ در بازه زمانی 170N استخراج شد و مقدار دامنه و زمان وقوع این قله منفی بین دو شرایط Face و Non-face مقایسه شد.


Subject 4: Face vs Non-face (ROI=['P7', 'P8', 'PO7', 'PO8']) (mean)
Face
Non-face
µV
Time (s)


Subject 4: N170 ROI (['P7', 'P8', 'PO7', 'PO8'])
Face
Non-face
N170 window
µV
Time (s)


Searchlight: Face vs Non-face (independent t-test per time point)
t-statistic
p < 0.05
t-value
Time (s)