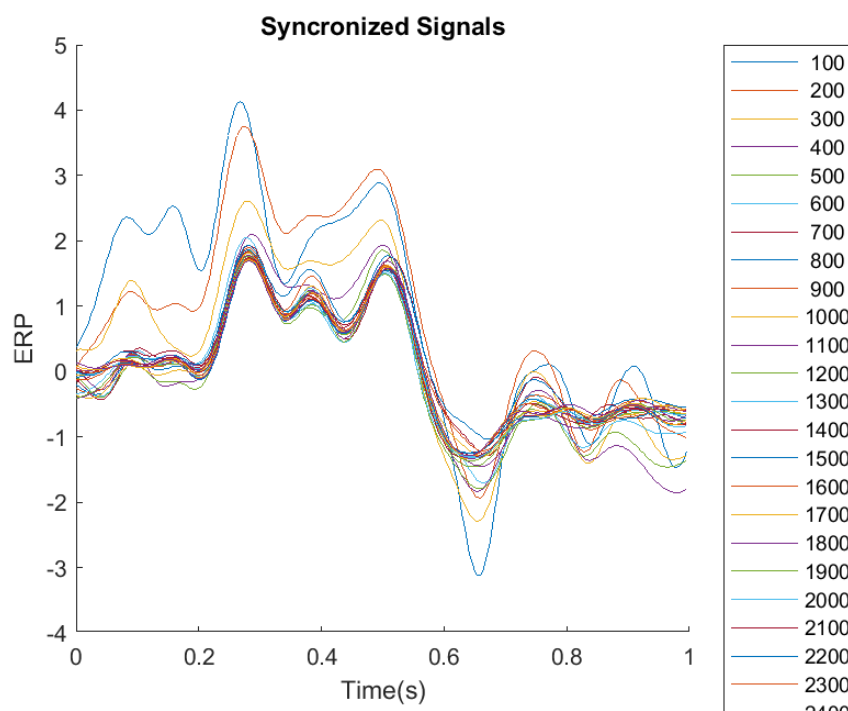
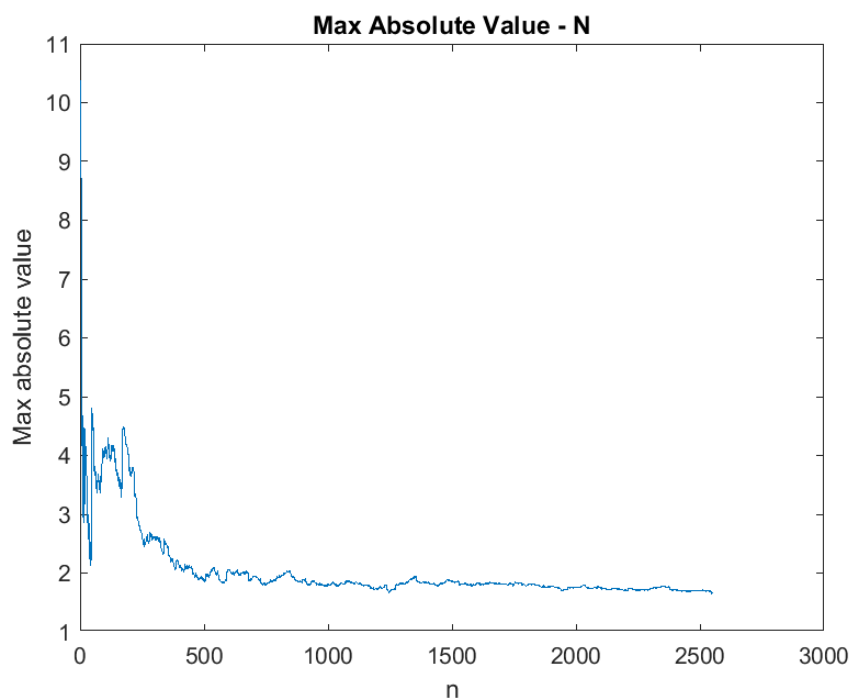


1.

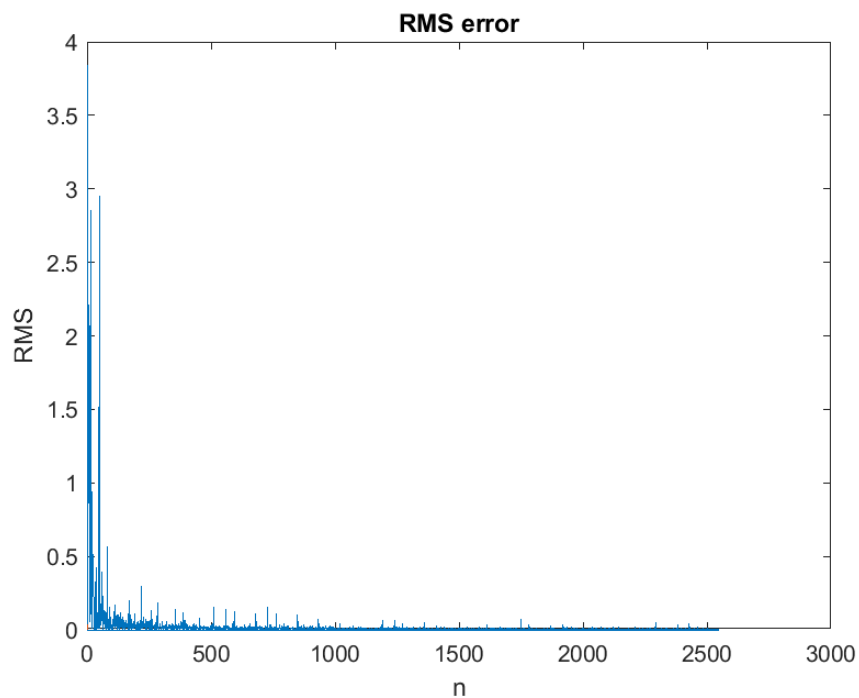
الف) با افزایش مقدار N شکل زمانی سیگنال سنکرون به یک الگوی ثابت همگرا میشود و هرچه N افزایش میابد فاصله سیگنال نقاط از سیگنال حدی کمتر میشود.



ب) ماکسیمم قدر مطلق دامنه را به ازای N رسم میکنیم

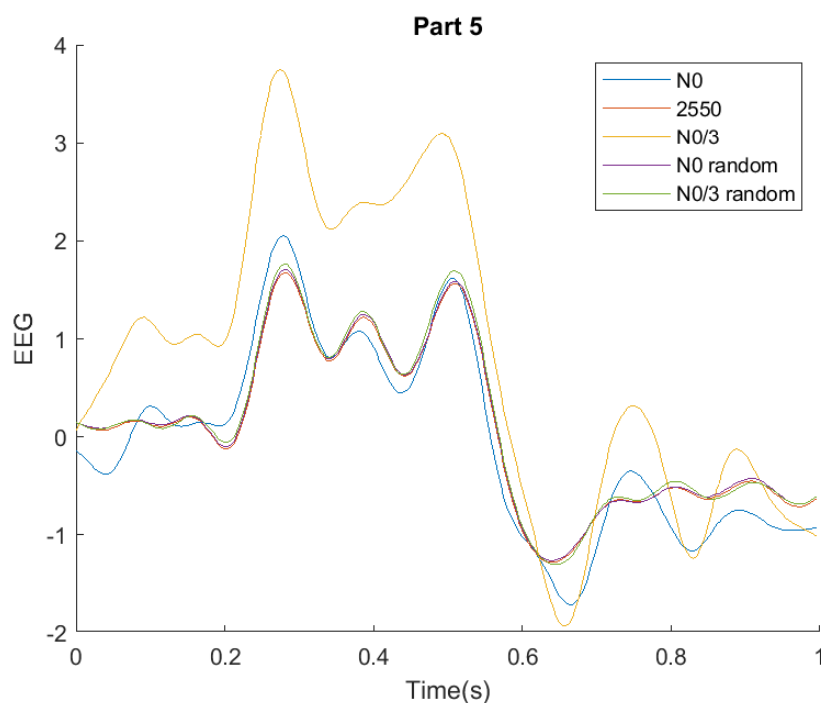


ج) خطای rms بین الگو s میانگین i-ام و الگو d میانگین i-1-ام بر حسب تعداد الگوی میانگین گیری شده رسم میکنیم



د) با توجه به نتایج بخش های قبل، مقداری را برای تعداد آزمایش ها در نظر میگیریم که شکل آن به سیگنال حدی نزدیک است و ماکسیمم قدر مطلق دامنه آن تقریباً برابر این مقدار در حالت حدی است و مقدار rms تفاوت آن با سیگنال بعدی تقریباً صفر است. بنابراین NO را حدوداً 600 در نظر میگیریم.

ه) با توجه به شکل زیر، هر دو سیگنال محاسبه شده با N0 نمونه رندوم و به ترتیب دارای شکلی مشابه و بسیار نزدیک به هم و مشابه حالت حدی دارند. اما دو سیگنال با N0/3 نمونه به ترتیب و رندوم شکل متفاوت با هم دارند و با سیگنال حدی فاصله زیادی دارند.



و) با بررسی چند نمونه از آزمایش های واقعی P300، پی میبریم که برای محاسبه P300 بسته به شرایط بین 5 تا 15 تکرار الگو استفاده میشود که با نتایج بدست آمده از بخش های قبل تفاوت بسیار زیادی دارد. علت این تفاوت این است که در رابط های مغز و رایانه مبتنی بر P300 الزامی ندارد سیگنال سنکرون شده بسیار مشابه حالت حدی باشد، و کافیسیت به میزانی تکرار داشته باشیم که بتوان الگورا تشخیص داد و با دقت خوبی بین داده ها تمایز قائل شد.

2.

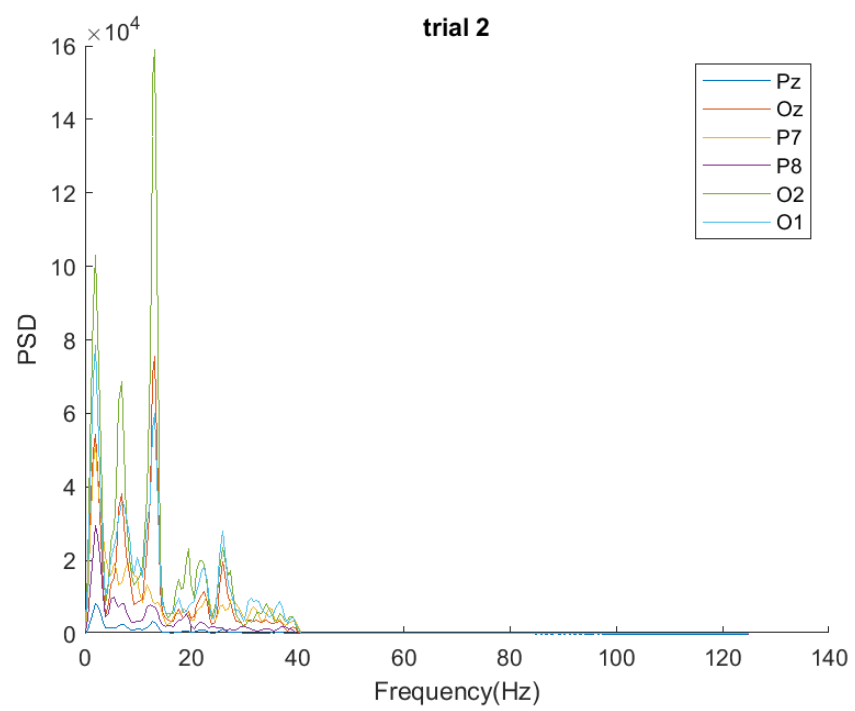
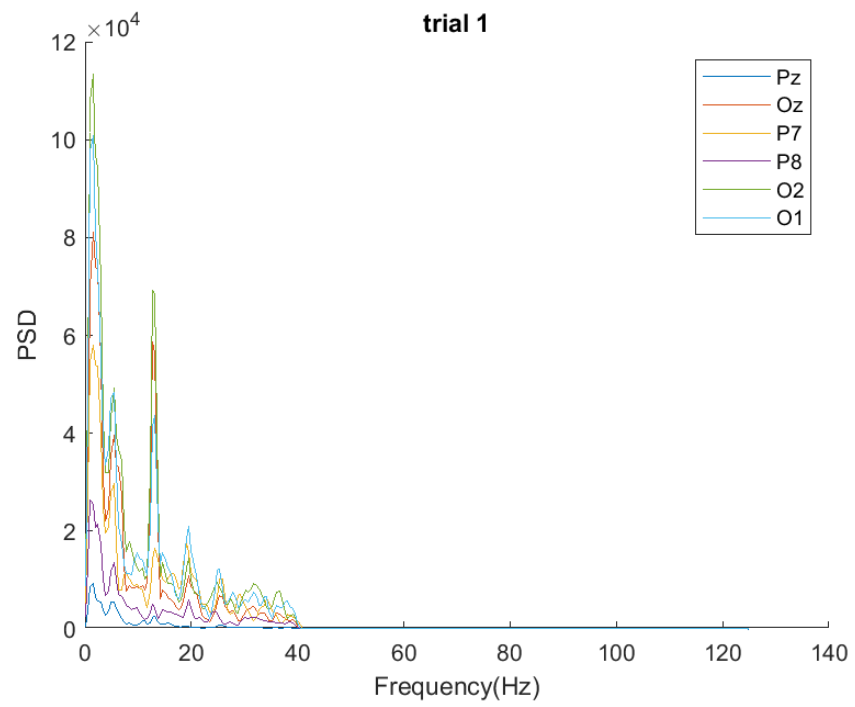
الف) رسم محتوای فرکانسی

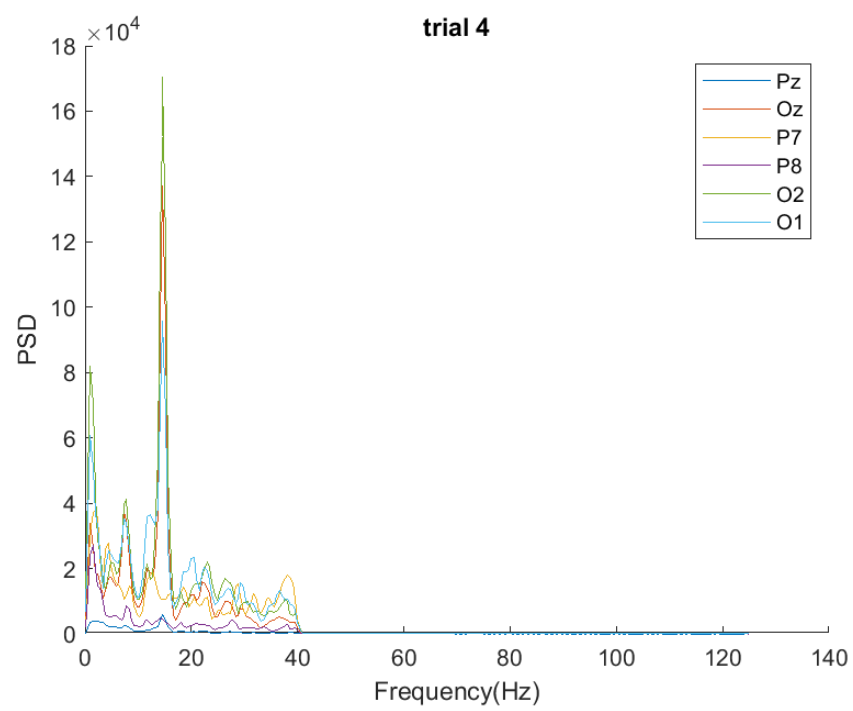
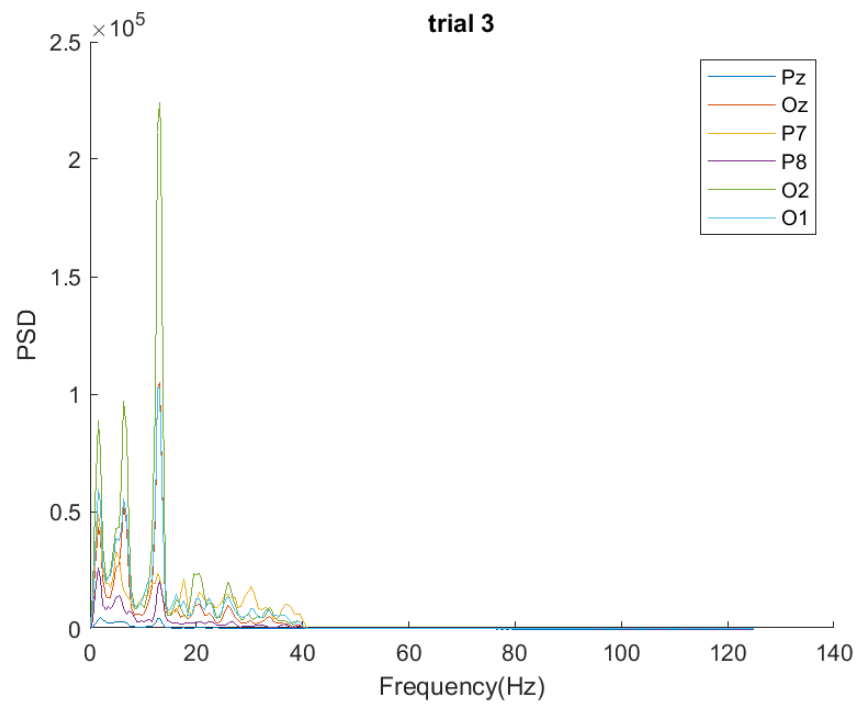
الف 1) فیلتر میانگذر را اعمال میکنیم

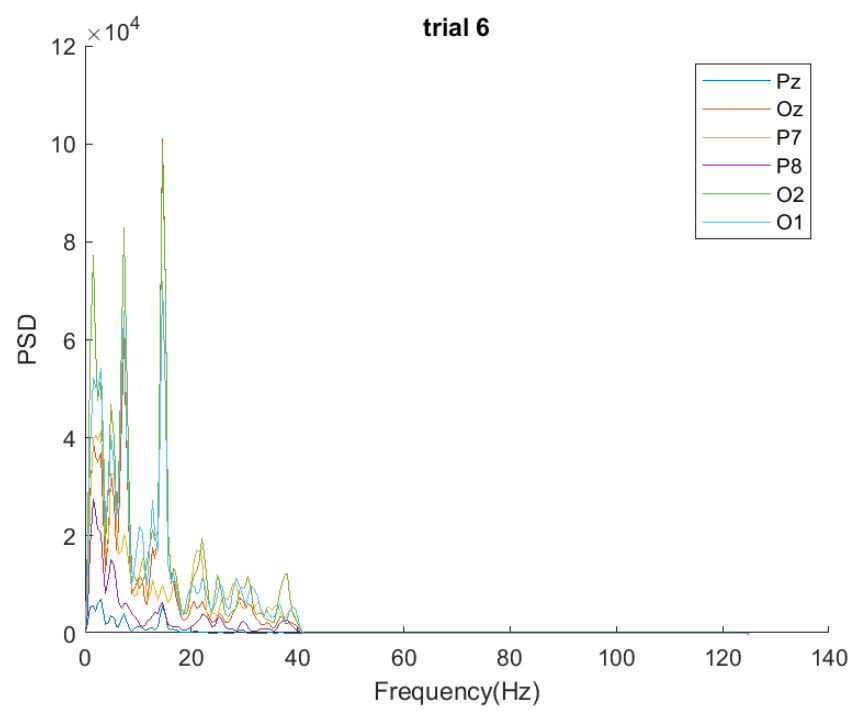
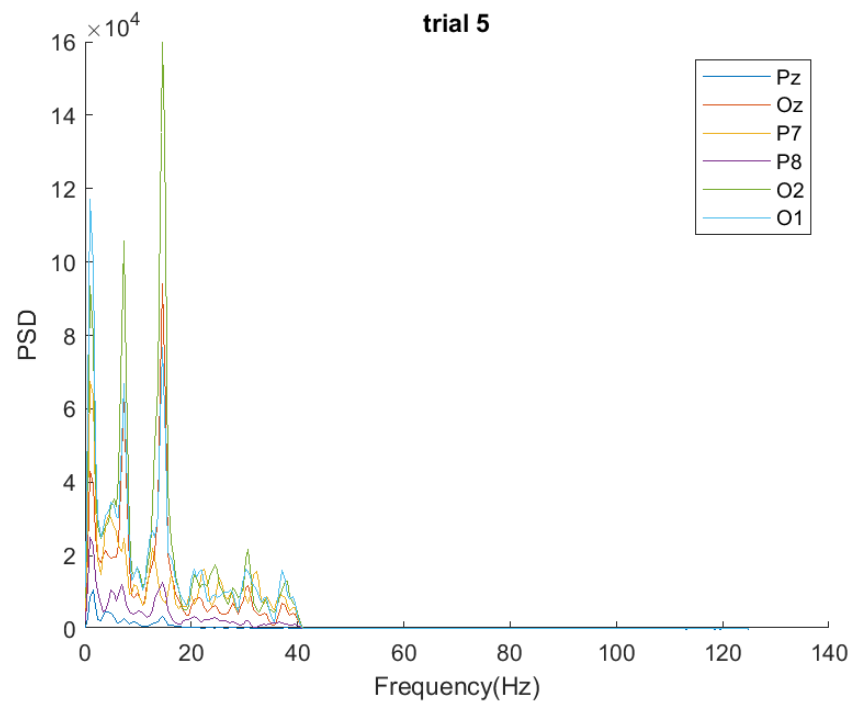
1) , "Steepness" , fs , [40 , 1] , "signal = bandpass(signal

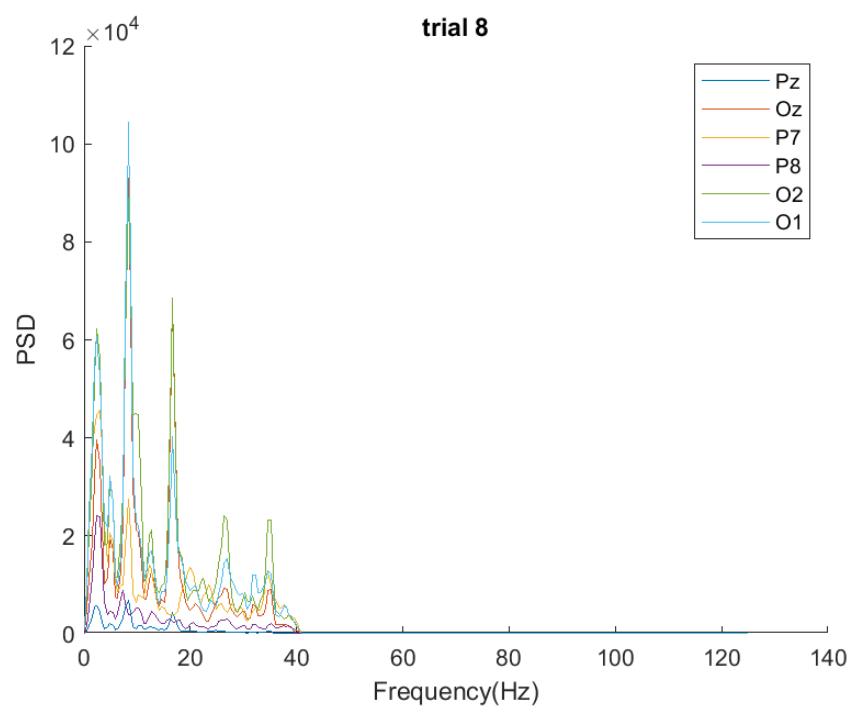
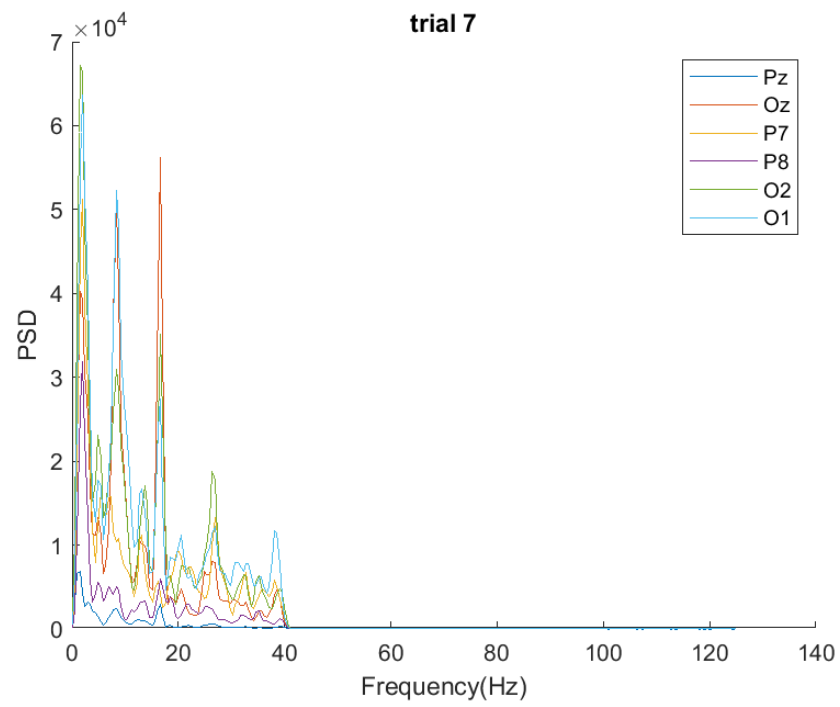
الف 2) سیگنال هر trial را جدا میکنیم

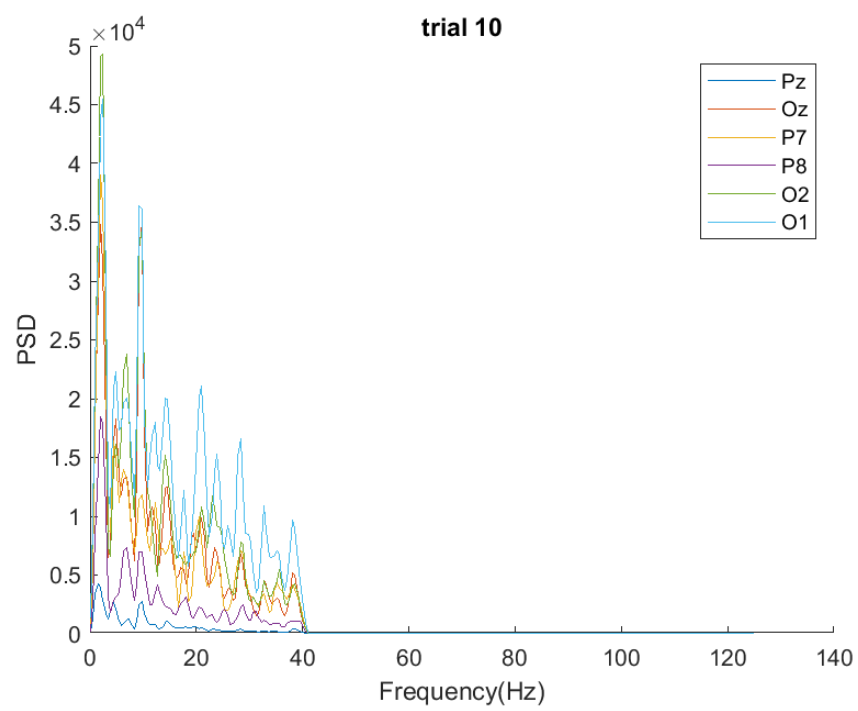
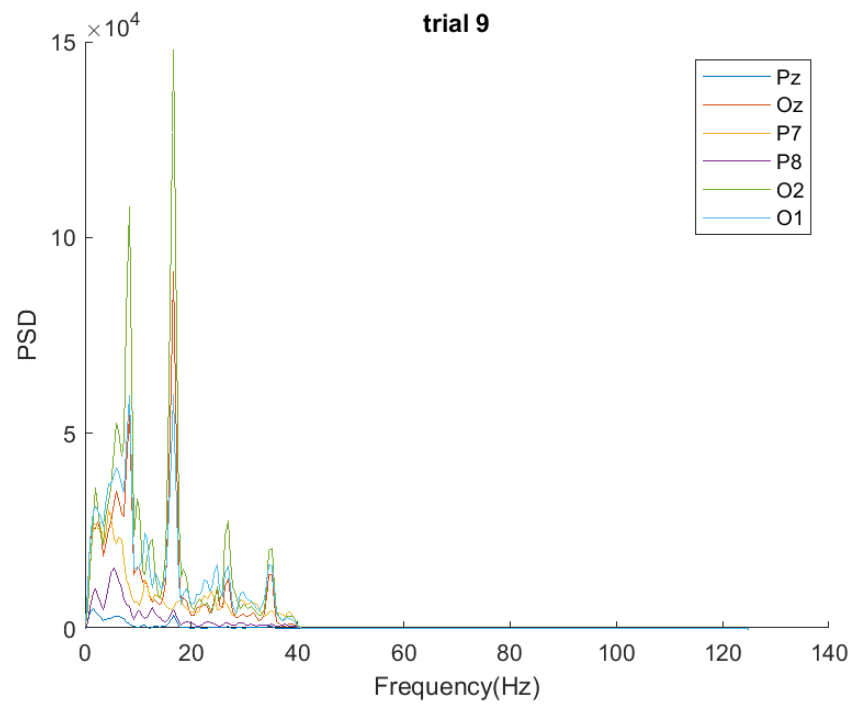
الف 3) برای هر آزمایش چگالی طیف توان را رسم میکنیم

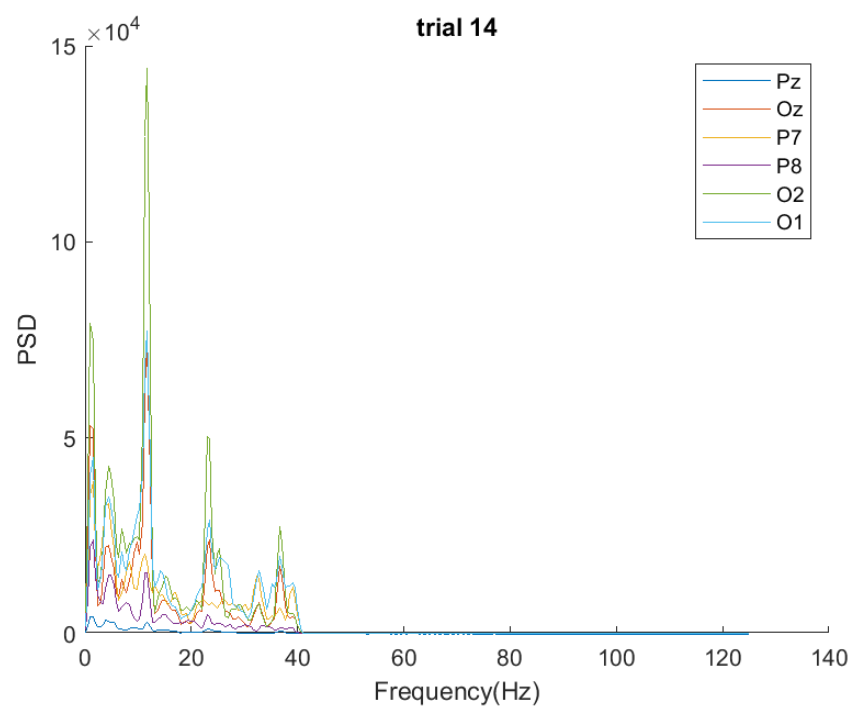
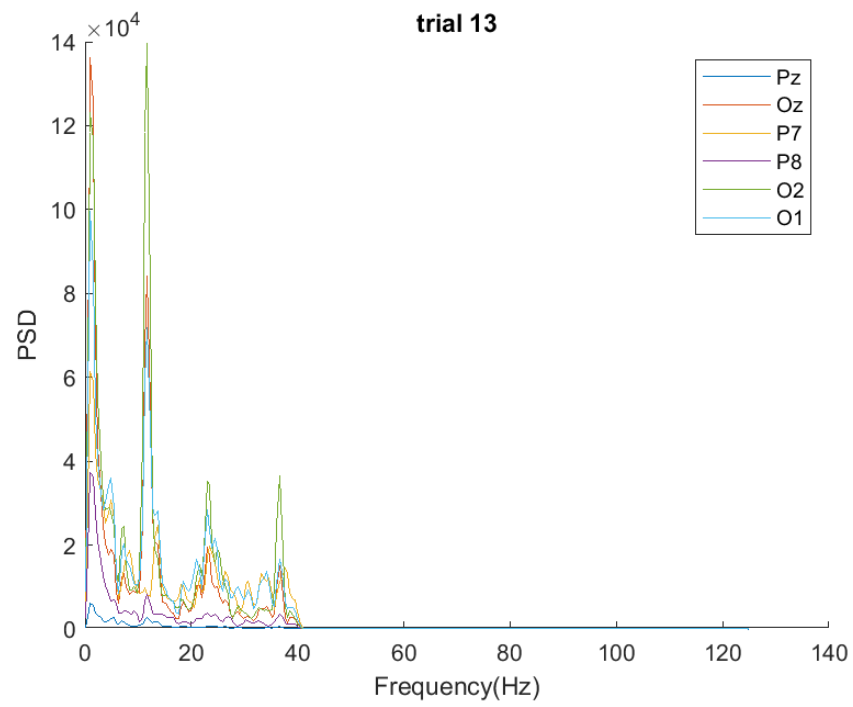


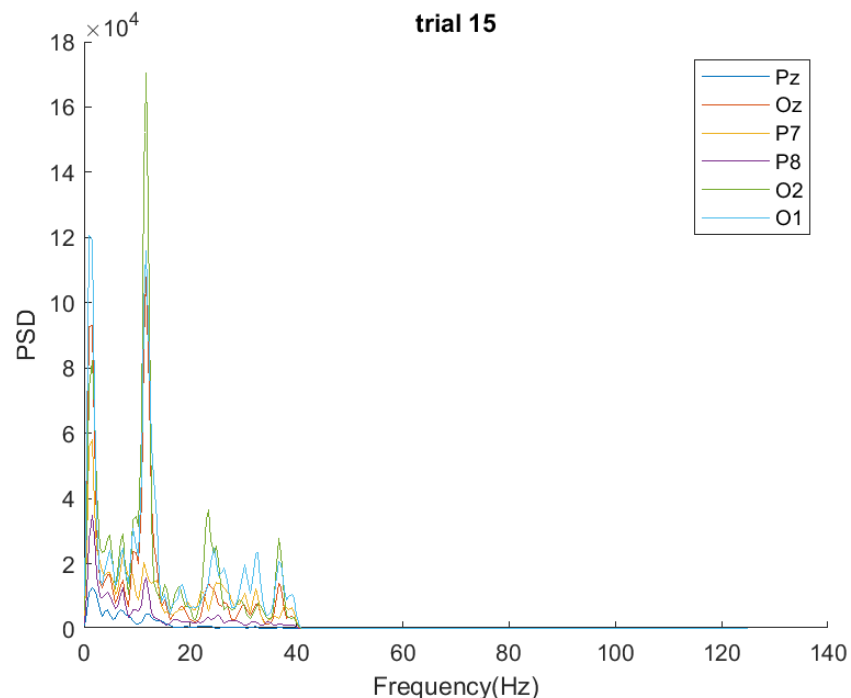












الف 4) خیر، محتوای فرکانسی همه کانال ها یکسان نیست و الکتروود های قرار گرفته در ناحیه پس سری (O) دارای پیک های بزرگتری هستند. علت این تفاوت این است که یک تحریک بینایی اعمال کرده ایم و اطلاعات بینایی ابتدا به ناحیه پس سری مغز میروند و پردازش های بینایی در آنجا انجام میشود.

الف 5) بله، اولین پیک ایجاد شده در طیف توان کانال ها برابر فرکانس های تحریک هستند. قله های فرکانسی مربوط به فرکانس های تحریک و هارمونیک های آن ها هستند. دلیل ایجاد این قله ها فعالیت تناوبی نواحی مغز به علت تحریک متناوب است و از آنجا که پاسخ متناوب به تعداد نامتناهی هارمونیک دارد، علاوه بر فرکانس اصلی هارمونیک های دوم و سوم که فرکانسی برابر مضرب صحیحی از فرکانس تحریک دارند و توان بالاتری نسبت به هارمونیک های بعدی دارند نیز قابل مشاهده اند.

ب) روش: CCA:

ب 1) هر trial را جدا میکنیم

ب 2) برای هر فرکانس تحریک همبستگی حاصل از CCA را محاسبه میکنیم و فرکانس متناظر با بیشترین همبستگی را به عنوان خروجی در نظر میگیریم. دقت حاصل برابر 100% است.

accuracy of prediction = 1

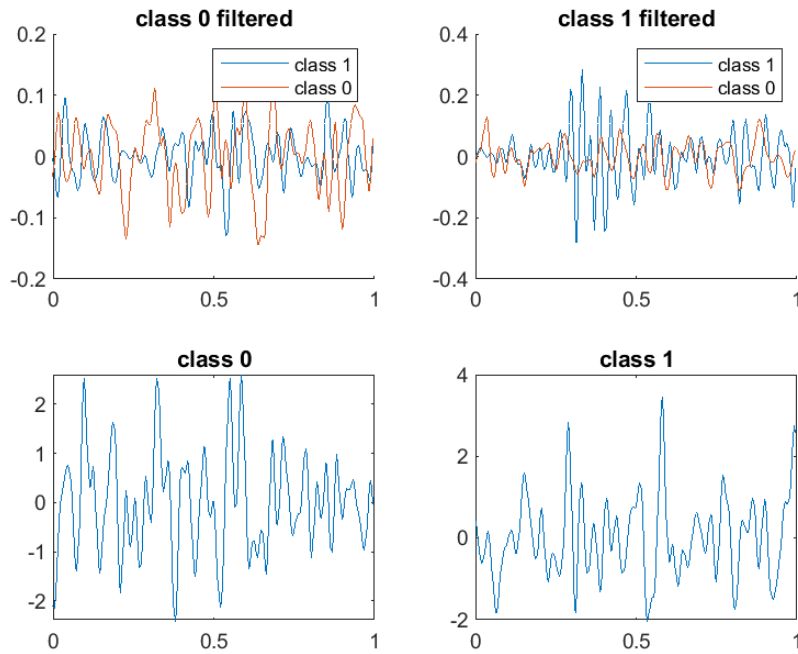
ب 3) بله، با در نظر گرفتن کانال های 2, 5, 6 و حذف کانال های P دقت همچنان برابر 100% است

accuracy after removing P channels = 1

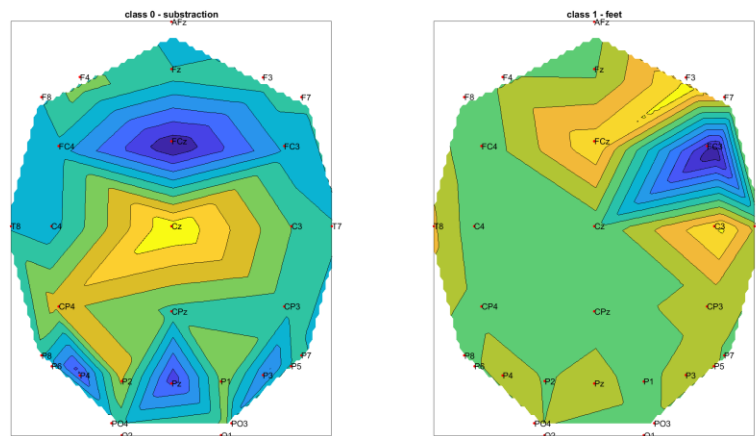
ب 4) بله، با کاهش زمان به 2 ثانیه و حذف کانال های P دقت همچنان برابر 100% است.

accuracy after reducing window duration to 2s = 1

الف) مشخص است که واریانس سیگنال متناظر اب



ب) با توجه به شکل در حرکت پا نواحی FC تاثیر بیشتری دارند به این علت که primary motor cortex در این قسمت واقع است. همچنین در انجام عملیات تفریق نواحی Cz و Cp بیشتر درگیر isjkn



ج) به ازای تعداد فیلتر های مختلف 2 تا 18 داده ها را با cross validation شامل 4 فولد آموزش و ارزیابی کرده و بیشترین میانگین دقت ارزیابی و تعداد فیلتر متناظر با آن را بدست میاوریم. ویژگی های طبقه بندی واریانس های سطرهای فیلتر شده هستند و از طبقه بند decision tree استفاده کردیم. بیشترین دقت 74 درصد و بهترین تعداد فیلترها 12 تا است.

Highest validation accuracy = 7.378049e-01

Best number of filters = 12

د) برای کل داده های آموزش فیلتر های CSP با 12 فیلتر را بدست آورده و پس از آموزش decision tree با آن ها لیبیل های تست را پیشبینی میکنیم.