

University: Sharif University of Technology

Department: Electrical Engineering

Course Name: Medical Signal and Image Processing Lab

Lab 4 Report

Student Name: Ali Shahbazi, Zahra Kavian, MohammadReza Safavi

Student ID: 98101866, 98102121, 98106701

Instructor: Dr. Sepideh Hajipour

Academic Semester: 2023 Spring

فهرست مطالب

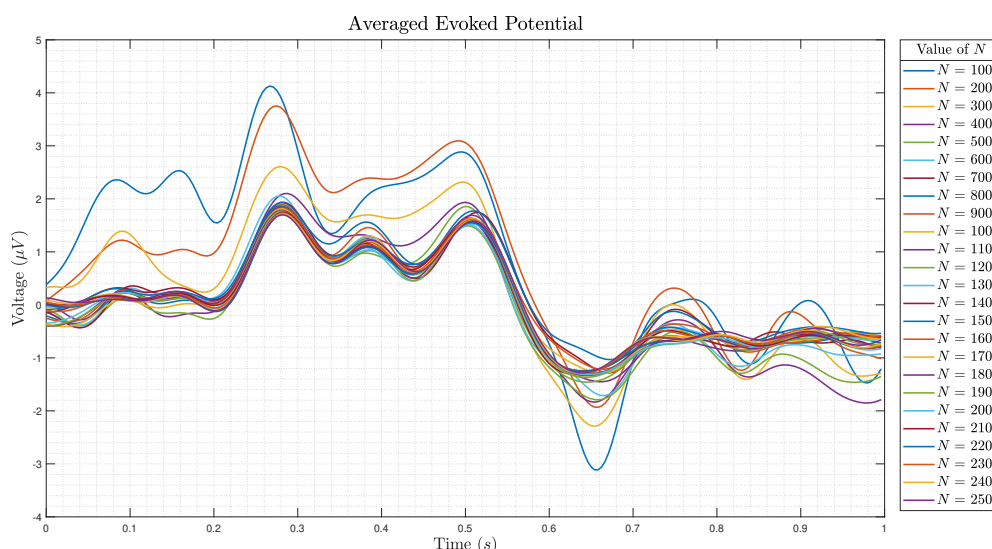
۱	۱ پتانسیل وابسته به رخداد
۴	۲ پتانسیل برانگیخته بینایی حالت دائم
۸	۳ سنکرون سازی/ناسنکرون سازی وابسته به رخداد

فهرست تصاویر

۱	۱ نمودار Average Evoked Potential به ازای N های مختلف
۱	۲ ماکزیمم قدر مطلق دامنه سیگنال میانگین بر حسب N
۲	۳ خطای RMS میانگین تا دو سیگنال متوالی بر حسب N
۳	۴ پاسخ میانگین به ازای چند N مختلف
۴	۵ چگالی طیف توان کانال های مختلف
۵	۶ چگالی طیف توان کانال های مختلف در آزمایش های ۱ تا ۱۵
۸	۷ مایسه سیگنال اصلی و فیلتر شده در هر یک از باند های فرکانسی
۹	۸ مقایسه سیگنال کلاس ها در باند های فرکانسی مختلف

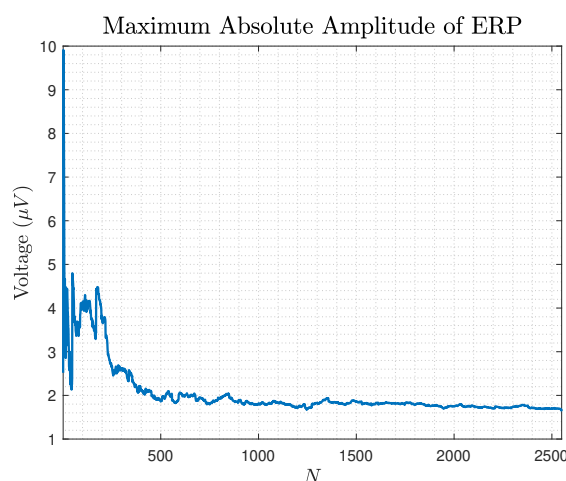
۱ پتانسیل وابسته به رخداد

(آ) بدون تغییر ترتیب trialها در ماتریس داده، به ازای N های مختلف نمودار Average Evoked Potential را به کمک دستور $mean()$ رسم می‌کنیم (شکل ۱). همانطور که مشاهده می‌شود، از جایی بعد میانگین N الگو تقریباً همگرا شده و به رفتار مشخصی میل می‌کند (قسمتی که پررنگ‌تر دیده می‌شود). این رفتار همگرا همان پاسخ به تحریک ورودی است.



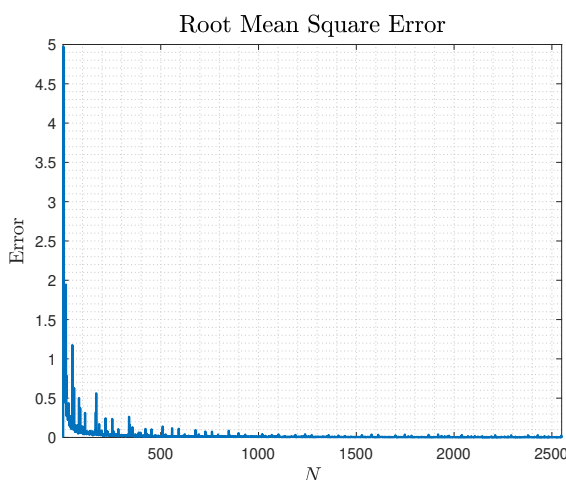
شکل ۱: نمودار Average Evoked Potential به ازای N های مختلف

(ب) در این قسمت ماکزیمم قدر مطلق سیگنال به ازای N های مختلف را حساب کرده و رسم می‌کنیم (شکل ۲). در ابتدا و به ازای N های کم مشاهده می‌شود که نوسان زیادی داریم تا اینکه در نهایت به مقدار خاصی میل می‌کند و همگرا می‌شود. این مقدار همان ماکزیمم قدر مطلق دامنه‌ی پاسخ به تحریک است. با افزایش N به سیگنال پاسخ نزدیک‌تر شده‌ایم.



شکل ۲: ماکزیمم قدر مطلق دامنه سیگنال میانگین بر حسب N

(ج) با استفاده از دستور آماده‌ی $rms()$ ، اختلاف بین میانگین تا دو سیگنال متوالی را حساب می‌کنیم. نتایج در شکل ۳ مشاهده می‌شود. با توجه به آن در ابتدا و به‌ازای N های کم، دیده می‌شود که تفاوت آشکار است و خطا زیاد. یعنی با هر بار اضافه شدن یک سیگنال جدید در میانگین‌گیری، مقدار میانگین تغییر محسوس می‌کند اما با گذشت N ، رفته رفته این تغییر کم شده و از جایی به بعد تقریباً صفر است که نشان می‌دهد افزودن سیگنال جدید، تغییر خاصی در میانگین پاسخ بوجود نیاورده است.



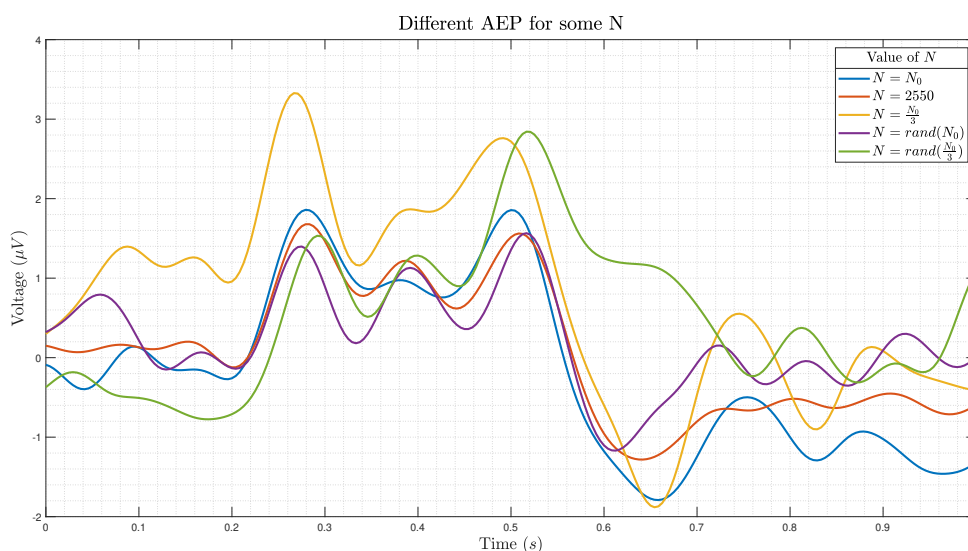
شکل ۳: خطای RMS میانگین تا دو سیگنال متوالی بر حسب N

(د) با توجه به شکل ۲ و شکل ۳، از حوالی $N = 500$ به بعد تقریباً می‌توان گفت که ماکزیمم قدر مطلق دامنه سیگنال میانگین تغییر خاصی نداشته و به عدد مشخصی همگرا شده و از طرفی، خطای RMS بین دو میانگین متوالی نیز با پذیرش کمی خطا صفر است. یعنی افزودن سیگنال جدید به میانگین‌گیری، تغییر خاصی در میانگین پاسخ بوجود نیاورده است.

(ه) همانطور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، سیگنال قرمز رنگ نمایانگر میانگین تمام الگوها است. اگر سیگنال‌های دیگر را با این سیگنال مقایسه کنیم داریم:

- $N = N_0$: سیگنال آبی رنگ؛ در ابتدا با کمی پذیرش خطا با سیگنال قرمز هماهنگ است و در قسمت اصلی الگو که پیک آن است مطابقت خوبی دارد اما در نهایت کمی از سیگنال قرمز فاصله می‌گیرد. در کل قابل قبول است و قله و دره‌های سیگنال قرمز را نشان می‌دهد.
- $N = \frac{N_0}{3}$: سیگنال زرد رنگ؛ تا حدودی قسمت‌های پیک سیگنال قرمز را نشان می‌دهد اما نه در ابتدا و نه در انتها و نه از نظر دامنه آنقدر به سیگنال قرمز نزدیک نیست. بنابراین شباهت وجود دارد اما نه به اندازه کافی.
- $N = \text{rand}(N_0)$: سیگنال بنفش رنگ؛ به سرعت به سیگنال قرمز نزدیک شده و در حوالی پیک آن شباهت بسیار خوبی با سیگنال قرمز دارد. در انتها کمی این دقت کمتر می‌شود اما به صورت کلی از بقیه‌ی تقریب‌ها بهتر عمل کرده است و به سیگنال میانگین اصلی نزدیک‌تر است. البته باید در نظر داشت که این مقدار چون به صورت تصادفی است، با هر بار اجرای برنامه نتیجه متفاوتی می‌گیریم و ممکن است در بعضی حالات دقت بهتر یا بدتر شود اما به صورت میانگین همین‌گونه است.

● $N = \text{rand}(\frac{N_0}{3})$: سیگنال سبز رنگ؛ به صورت کلی مانند سیگنال زرد که $N = \frac{N_0}{3}$ بود آنقدر دقت خوب ندارد اما باز هم از سیگنال زرد رنگ بنظر در این مثال بهتر عمل کرده است. در انتها و به ازای زمان‌های دورتر از تحریک خطای فاحشی دارد و دره‌ی اضافی نشان می‌دهد. باید در نظر داشت که این مقدار چون به صورت تصادفی است، با هر بار اجرای برنامه نتیجه متفاوتی می‌گیریم و ممکن است در بعضی حالات دقت بهتر یا بدتر شود اما به صورت میانگین همین‌گونه و یا حتی بدتر است و به صورت کلی نمی‌توان بین این سیگنال و سیگنال زرد رنگ ارجحیت خاصی قائل شد.

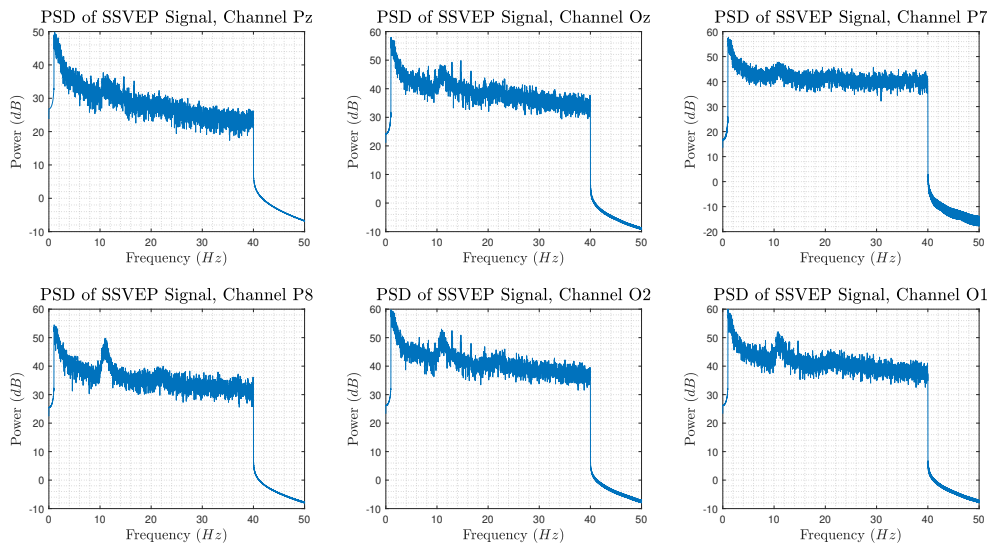


شکل ۴: پاسخ میانگین به ازای چند N مختلف

و) با توجه به مقاله‌های مرتبط در اینترنت، بازه‌ی تعداد آزمایش‌ها برای بررسی P300 از ۱۰ آزمایش تا ۱۰۰۰ آزمایش متغیر است. ما نیز عدد ۵۰۰ بدست آوردیم که در این بازه قرار دارد و مطابقت خوبی دارد. در بعضی کاربردها از تعداد آزمایش بسیار کمتری استفاده شده بود که دلیلش می‌تواند این باشد که داده‌های آن‌ها به خوبی پیش‌پردازش شده و یا سابجکت کاملاً روی آزمایش تمرکز داشته و از این جهت اطمینان داشته‌اند. اما داده‌های ما بنظر پیش‌پردازش خاصی رویشان انجام نشده و بنابراین به تعداد آزمایش بیشتری برای تعیین دقیق پاسخ به محرک نیاز داریم.

۲ پتانسیل برانگیخته بینایی حالت دائم

آ) از آنجایی که مشخصات فیلتر میان‌گذر (درجه و نوع) مشخص نشده است، از یک فیلتر میان‌گذر ایده‌آل (غیر سببی) استفاده می‌کنیم. به کمک دستور آماده‌ی `idealfilter()` فرکانس‌های $1 - 40\text{ Hz}$ را نگه می‌داریم. چگالی طیف توان کانال‌های مختلف سیگنال SSVEP بعد از فیلتر کردن به صورت شکل ۵ است.



شکل ۵: چگالی طیف توان کانال‌های مختلف

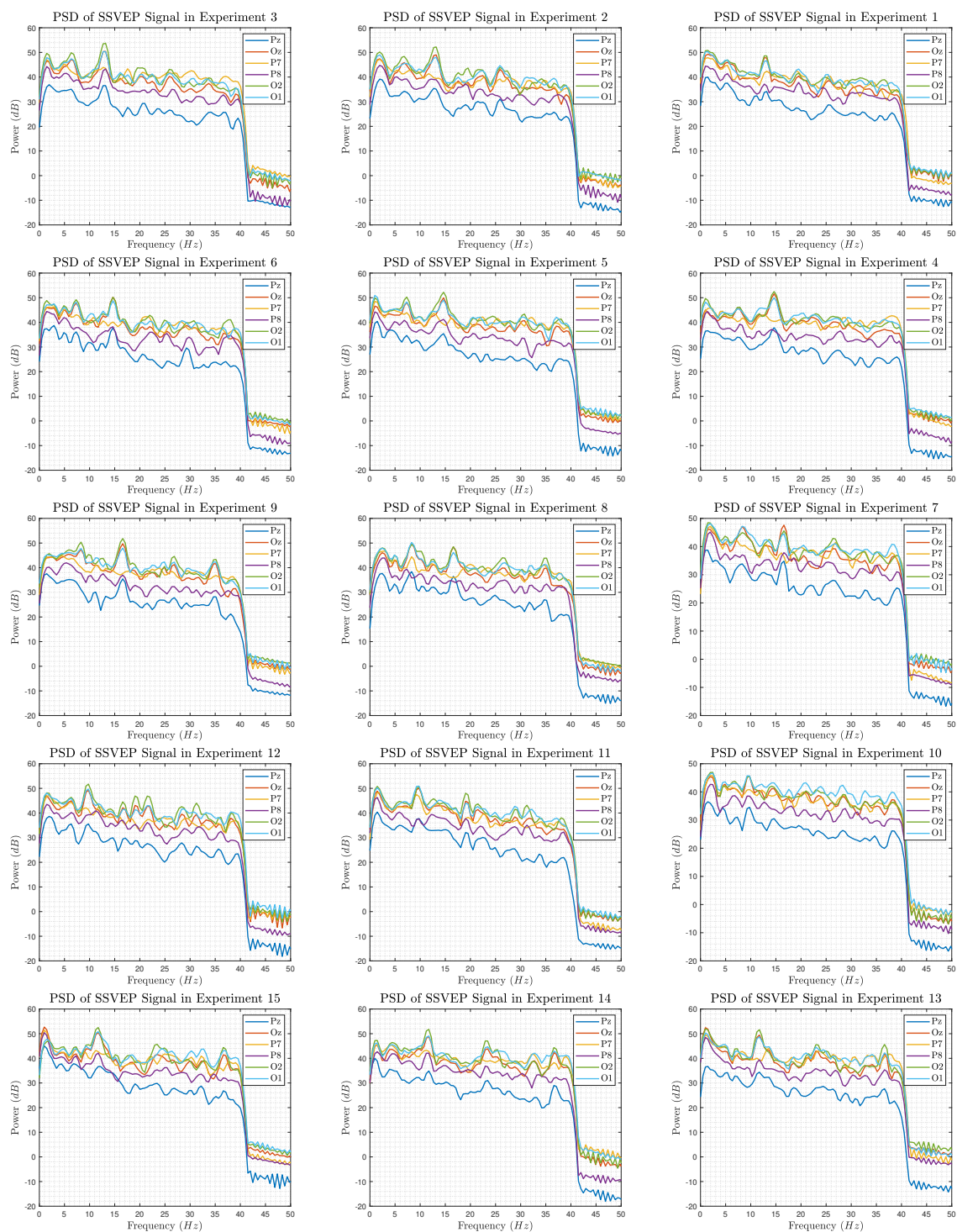
ب) به کمک بردار `Event_samples` از زمان تحریک تا ۵ ثانیه بعد از هر کدام از آزمایش‌ها را جدا می‌کنیم:

```
1 for i=1:15
2     experiment(:, :, i) = filtered_SSVEP(:, Event_samples(i):Event_samples(i)+5*Fs-1);
3 end
```

ج) به کمک تابع `pwelch()` چگالی طیف توان کانال‌های مختلف برای هر آزمایش را رسم می‌کنیم (شکل ۶).

د) در رابطه با محتوای فرکانسی کانال‌های مختلف باید به چند نکته اشاره کرد:

- تقریباً در تمامی آزمایش‌ها مشاهده می‌شود که محتوای فرکانسی کانال Oz بیشتر از Pz است. این یعنی سیگنال در قسمت پشت سر (Occipital) قوی‌تر از لوب آهیانه‌ای (Parietal) است. دلیل این امر آن است که این سیگنال مربوط به تسک بینایی است و می‌دانیم که برای حس بینایی لوب پس‌سری مهم‌تر است.
- همچنین مشاهده می‌شود که محتوای فرکانسی کانال P7 بیشتر از P8 است. این یعنی سیگنال در نیم‌کره چپ فرد قوی‌تر است که می‌تواند نشانگر این باشد که نیم‌کره چپ بیشتر درگیر شده است اما این تفاوت محسوس درباره‌ی کانال O1 و O2 وجود ندارد.
- در تعداد بسیار خوبی از آزمایش‌ها، پیک‌هایی حوالی فرکانس‌های تحریک دیده می‌شود که این پیک‌ها عموماً در کانال‌های Oz و O1 و O2 و Pz رخ داده است و تفاوت خاصی در دامنه‌ی کانال‌های P7 و P8 دیده نمی‌شود. باز هم گواه بر این است که قسمت Occipital در تسک بینایی درگیر می‌شود. دلیل اینکه در کانال



شکل ۶: چگالی طیف توان کانال‌های مختلف در آزمایش‌های ۱ تا ۱۵

Pz هم پیک‌ها مشاهده می‌شود این است که نسبت به P7 و P8 بیشتر در مسیر Dorsal Stream بینایی قرار دارد و بنابراین فعالیت متناظر با بینایی بیشتری دارد.

ه) در هر آزمایش، پیک‌های فرکانسی با تقریب به صورت زیر است:

مشاهده می‌شود که فرکانس‌های تحریک تخمینی یا با تقریب خوبی به فرکانس تحریک واقعی نزدیک است و یا مضربی از آن است. یعنی هارمونیک آن را نشان می‌دهد. بنابراین دقت ما برای تشخیص از روی رسم محتوای فرکانسی نسبتاً خوب است. دلیل تولید این قله‌ها نیز این است که گیرنده‌های بینایی در شبکه و مسیر بینایی تا V1، با فرکانس نوری که به receptive field آنها تاییده شده است fire می‌کنند و باعث می‌شود در سیگنال EEG قسمت‌های بینایی، این فرکانس‌ها تقویت شوند. در جدول زیر نیز برای هر آزمایش، مقدار فرکانس تحریک واقعی و مقدار پیک فرکانسی را یادداشت کرده‌ایم. همانطور که دیده می‌شود، مقادیری که از روی طیف فرکانسی بدست آمده است بسیار نزدیک به فرکانس واقعی بوده و یا مضربی از آن است که نشان‌دهنده‌ی هارمونیک‌های آن است (هارمونیک دوم به ویژه).

Experiment No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Estimated Freq.	13	6.8	6.5	14.65	7.3	7.3	8.3	8.3	8.3	9.5	9.7	9.7	11.7	11.7	1.7
		13	13		14.65	14.65	16.6	16.6	16.6	20.5	19	21.5	23	23	23.3
Actual Freq.	6.5	6.5	6.5	7.35	7.35	7.35	8.3	8.3	8.3	9.6	9.6	9.6	11.61	11.61	11.61

و) روش دیگر که بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش CCA یا Canonical Correlation Analysis است. در ادامه به توضیح مختصر این روش می‌پردازیم:

• دو بردار تصادفی X و Y در نظر بگیرید:

$$X = \begin{bmatrix} X_1 \\ \vdots \\ X_n \end{bmatrix}, \quad Y = \begin{bmatrix} Y_1 \\ \vdots \\ Y_n \end{bmatrix}$$

• در روش CCA هدف این است که دو جهت $W_X \in \mathbb{R}^n$ و $W_Y \in \mathbb{R}^m$ را به گونه ای پیدا شود که پس از تصویر کردن X روی W_x و Y روی W_y ، داده ها $(W_X^T X, W_Y^T Y)$ در مختصات جدید بیشترین همبستگی (ρ) داشته باشند:

$$\max_{W_X, W_Y} \rho(W_X^T X, W_Y^T Y) = \frac{\mathbb{E}[W_X^T X Y^T W_Y]}{\sqrt{\mathbb{E}[W_X^T X X^T W_X] \mathbb{E}[W_Y^T Y Y^T W_Y]}}$$

• به این دو متغیر تصادفی اولین جفت متغیرهای کانونی می‌گویند و در مراحل بعدی هدف ماکزیمم کردن تابع همبستگی مشابه اما با قید ناهمبستگی نسبت به جفت متغیر کانونی اول است.

• زمانیکه از CCA برای پیدا کردن SSVEP استفاده می‌شود، هدف یافتن ماکزیمم کورولیشن بین دو متغیر X_{NM} (سیگنال EEG ثبت شده از N کانال در M نمونه زمانی) و Y_{RM} (سیگنال مرجع) است. R تعداد

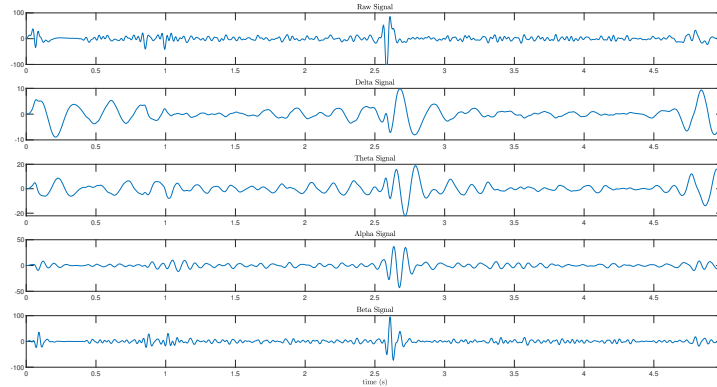
متغیرها سیگنال مرجع است که به شکل زیر تعریف می شود:

$$\begin{bmatrix} \sin(2\pi \times 1 \times f) \\ \cos(2\pi \times 1 \times f) \\ \sin(2\pi \times 2 \times f) \\ \cos(2\pi \times 2 \times f) \\ \vdots \\ \sin(2\pi \times m \times f) \\ \cos(2\pi \times m \times f) \end{bmatrix}$$

m تعداد هارمونیک ها و f فرکانس اصلی متناظر با فرکانس تحریک اعمال شده حین ثبت EEG است. مزیت استفاده از CCA در نظر گرفتن همزمان این هارمونیک ها در دو فاز مختلف است زیرا لزوماً سیگنال ثبت شده با تحریک اعمال شده سنکرون نیست.

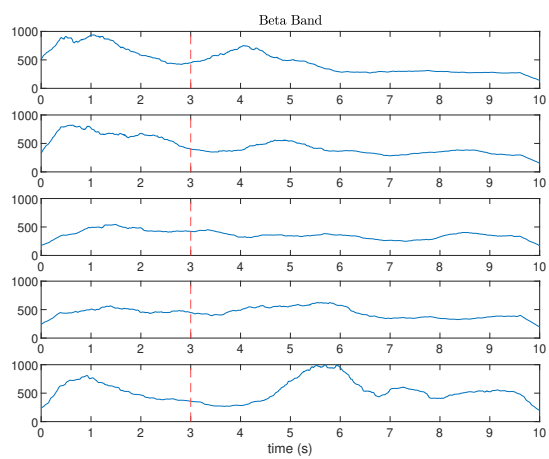
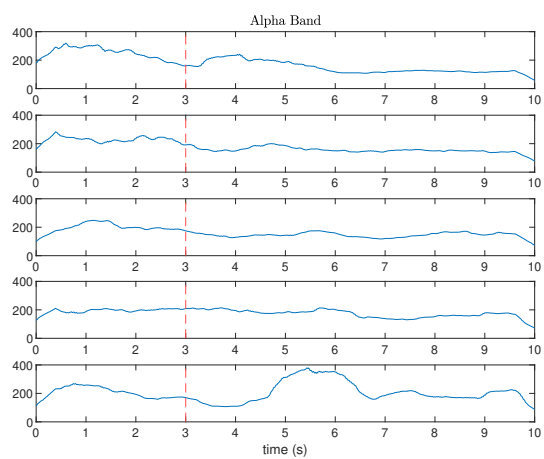
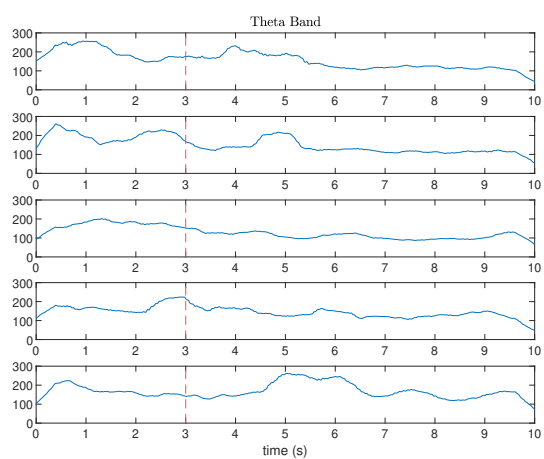
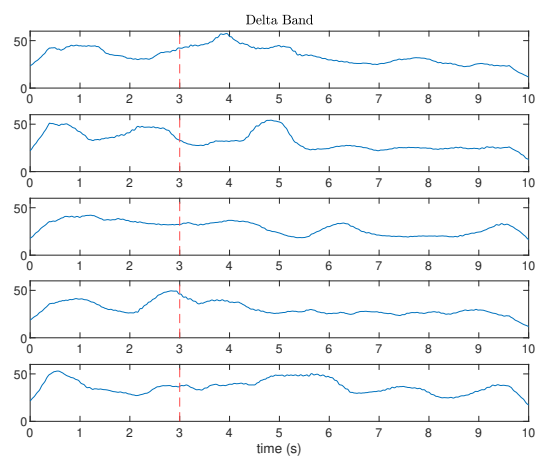
۳ سنکرون سازی/ناسنکرون سازی وابسته به رخداد

آ) ابتدا با استفاده از فیلتر داده شده، سیگنال همه کانال ها را در چهار باند دلتا، تتا، آلفا و بتا فیلتر می شود. برای اطمینان از صحت عملکرد فیلتر، ۵ ثانیه از کانال اول سیگنال اصلی و فیلتر شده در هر یک از باندهای فرکانسی در شکل ۷ نمایش داده شده است.



شکل ۷: مایسه سیگنال اصلی و فیلتر شده در هر یک از باند های فرکانسی

- ب) با استفاده از زمان ترال ها، ترایال ها به اندازه ۱۰ ثانیه جدا می شود.
- ج) برای محاسبه توان، سیگنال همه کانال ها در هر یک از باند های فرکانسی به توان دو می رسد.
- د) با توجه به برچسب ۲۰۰ ترایال، داده های مربوط به ۵ کلاس مختلف را جدا کرده و برای هر یک از باندها، میانگین هر کانال را بر روی ترایالهای آن کلاس محاسبه می شود.
- ه) برای هموار کردن سیگنال، هر یک از کانال های هر باند را با پنجره مستطیلی به طول ۲۰۰ کانالو می شود.
- و) کانال CPz از بخش مرکزی سر انتخاب شده و سیگنال میانگین زمانی (در بازه ۱۰ ثانیه) برای هر ۵ کلاس در یک شکل رسم شده و برای هر باند فرکانسی این کار تکرار می شود (شکل ۸).
- ز) به صورت کلی تفاوت چشمگیری بین طیف فرکانسی باندهای مختلف برای یک فعالیت وجود ندارد. اما به نظر می رسد اطلاعات فرکانسی فعالیت ذهنی های مشابه بیشتر به یک دیگر نزدیک هستند. همچنین از باند های فرکانس پایین مثل دلتا اطلاعات بیشتری می توان دریافت کرد. در برخی از موارد می توان افزایش توان بعد از ثاتیه سوم مشاهده نمود و در برخی کاهش آن. (که در این داده قابل توجه نیست)



شکل ۸: مقایسه سیگنال کلاس ها در باند های فرکانسی مختلف