

چشمان باز بسته!

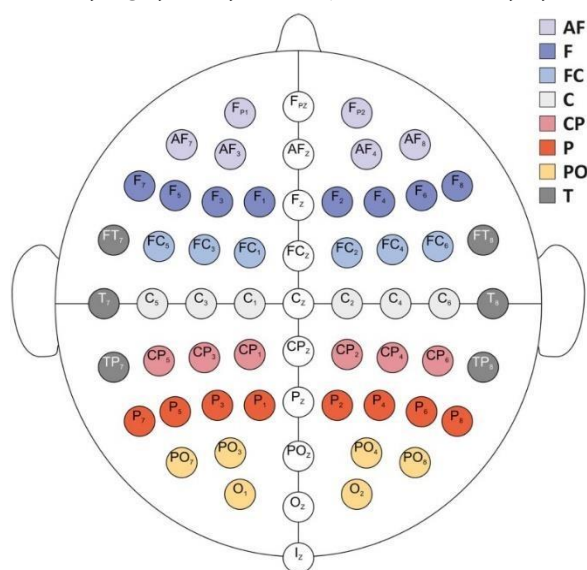
می‌دانیم نورون‌ها در مغز فعالیت الکتریکی دارند. ما می‌توانیم این فعالیت را مانند هر فعالیت الکتریکی دیگری با کمک یک ولت‌متر اندازه‌گیری کرده و آن را در طول زمان مشاهده کنیم. این اندازه‌گیری در سطوح مختلفی از داخل یک نورون تا تجمع چندین میلیون نورون امکانپذیر است. در این پروژه ما قصد داریم ولتاژ ثبت شده از نواحی خاصی از مغز که مربوط به قشر بینایی هستند را در دو حالت چشم باز و چشم بسته بررسی کنیم.

آچار فرانسه‌ی ما در مبحث‌های مدل‌سازی و پردازش داده‌های آزمایشگاهی نرم افزار متلب است، خوبی این نرم افزار سادگی استفاده، محیط گرافیکی مناسب و ابزارهای پیشرفته برای استفاده‌های خاصه. می‌تونید اطلاعات مربوط به هر دستوری که در متلب می‌بینید و با اون آشنا نیستید رو از طریق دستور doc، مثلاً doc plot برای دستور plot، پیدا کنید و اطلاعات مربوط به اون دستور رو به همراه مثال ببینید. این توضیحات راهگشای تمام مشکلات شما در دنیا و آخرت خواهند بود، با آنها دوست بشوید!

آزمایش

می‌دانیم خروجی نورون‌ها از شبکه‌ی چشم توسط رشته‌های عصبی پس از عبور از هسته‌ی LGN^۲ به ناحیه‌ی پس‌سری^۳ مغز متصل می‌شوند و سپس از آنجا به نواحی سطح بالاتر در قسمت‌های میانی باز می‌گردند. بنابراین میتوان انتظار داشت پردازش‌های اولیه‌ی بینایی در قشر پسین مخ^۴ انجام بشود.

برای دسترسی به این اطلاعات می‌توان مغز را شکافت و با اندازه‌گیری سطح ولتاژ و یا مواد شیمیایی اطراف هر ناحیه به سوالات مختلف پاسخ داد. اما جای تاسف دارد که کسی حاضر نیست برای پاسخ دادن به سوالات بسیار هیجان انگیز ما مغز خود را با دسترسی تام الاختیار به ما تقدیم کند. در نتیجه مجبوریم به طریق دیگری به دنبال پاسخ دادن به سوالات خود باشیم. از قدیم گفتن که یک دست به تنهایی صدا ندارد، اما با همراهی تعداد زیادی دست میتوان صداهای بسیار بلندی تولید کرد. خوشبختانه در مورد فعالیت نورون‌ها نیز این ویژگی برقرار است. اگر یک نورون به تنهایی فعالیت مستقلی انجام دهد، تنها با اندازه‌گیری مستقیم؛ نزدیک و بدون واسطه می‌توانیم آن را مطالعه و بررسی کنیم. اما در صورتی که چندین نورون به صورت نسبتاً همزمان فعالیتی را انجام دهند، صدای آن ممکن است تا میلیمترها آن طرف‌تر (موجودات ضعیف بیچاره!) نیز به گوش برسد.



یک روش اندازه‌گیری فعالیت در مغز، اندازه‌گیری سطح پتانسیل الکتریکی روی پوست سر است که به آن ثبت EEG^۵ می‌گویند. در این روش الکترودهایی (یا کانال‌هایی) که هر یک به تنهایی یک ولت‌متر بسیار حساس (با دقت اندازه‌گیری حدود $1\mu V$) و سریع (اندازه‌گیری حدود ۱۰۰۰ نمونه در ثانیه، معادل فرکانس نمونه‌برداری ۱kHz) هستند، در نواحی مختلفی از سر قرار می‌گیرند و در طول انجام آزمایش اختلاف پتانسیل پتانسیل پوست (اختلاف با چی؟) در نواحی اطراف خود را ثبت می‌کنند.

تعداد الکترودها و مکان قرارگیری آنها بسته به شرایط آزمایش و سوال مورد بررسی متفاوت است، اما به طور معمول از دستگاه‌های ۳۲ یا ۶۴ الکترودی در آزمایش‌های استاندارد استفاده می‌شود. بنابراین به طور مثال اگر یک دقیقه ثبت EEG با ۶۴ کانال و با فرکانس نمونه‌برداری ۱kHz صورت گرفته باشد، داده‌های آن را میتوان در یک جدول با ۶۴ سطر و ۶۰۰۰۰ ستون قرار داد (چرا؟).

ما در یک پژوهش که اخیراً در مرکز ملی نقشه‌برداری مغز^۶ انجام شده است، از یک فرد سالم ثبت EEG در دو حالت چشم باز و چشم بسته انجام داده‌ایم. ثبت EEG با ۶۴ الکترودها با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ نمونه در ثانیه به مدت زمان ۱۰ دقیقه انجام شده است. شخص مورد آزمایش در ۵ دقیقه‌ی ابتدایی با چشمان باز به صفحه‌ی مانیتور روبه‌رو که خاموش بوده، خیره شده و از وی خواسته شده به استراحت بپردازد. در ۵ دقیقه‌ی دوم از شخص خواسته شده چشمان خود را بسته و به استراحت خود ادامه دهد. در این پروژه قصد داریم با کمک نرم افزار متلب بررسی کنیم که سیگنال‌های ثبت شده از این فرد در این دو حالت چه تفاوت‌هایی دارد. یا به عبارت بهتر بتوانیم از روی این سیگنال‌ها تشخیص دهیم فرد در چه زمانی چشم خود را بسته است. به نظر شما فهمیدن این نکته کاربرد خاصی میتواند داشته باشد؟

^۵ Electro-Encephalo-Graphy

^۶ National Brain Mapping Lab (NBML)

مشاهده‌ی داده‌های ثبت شده

داده‌های مربوط به نواحی پسین مخ در فایل OccipitalData.mat در اختیار شما قرار گرفته است. این فایل را در یک پوشه قرار داده و Current Directory در متلب را به همین پوشه تغییر دهید. سپس در این پوشه یک m file جدید ساخته و آن را با نام مناسب ذخیره کنید. در ابتدا با استفاده از دستور load داده‌ها را باز می‌کنیم:

load OccipitalData.mat

در این فایل سه متغیر Channels.Data و Time وجود دارند که به ترتیب نام کانال‌ها، داده‌های ثبت شده و زمان در آن‌ها قرار دارد.

چنانچه در متغیر Channels مشخص شده است، داده‌های مربوط به سه کانال O₁، O₂ و O_z در این فایل قرار دارد. مکان قرارگیری این سه الکتروود روی سر را در شکل ۱-ب ببینید.

داده‌های مربوط به هر کانال را به صورت زیر جدا می‌کنیم:

```
O1 = Data(1,:);  
O2 = Data(2,:);  
Oz = Data(3,:);
```

هر یک از این متغیرها مقدار ولتاژ ثبت شده در ناحیه‌ی مربوطه را نمایش می‌دهد.

با استفاده از دستور رسم نمودار فعالیت الکتریکی در ناحیه‌ی O₁ را نمایش می‌دهیم:

```
plot(Time,O1,'r');
```

این دستور ولتاژ O₁ بر حسب زمان را با رنگ قرمز نمایش می‌دهد. به همین صورت، ولتاژ ثبت شده در دو ناحیه‌ی دیگر را با رنگ‌های سبز و آبی نمایش می‌دهیم:

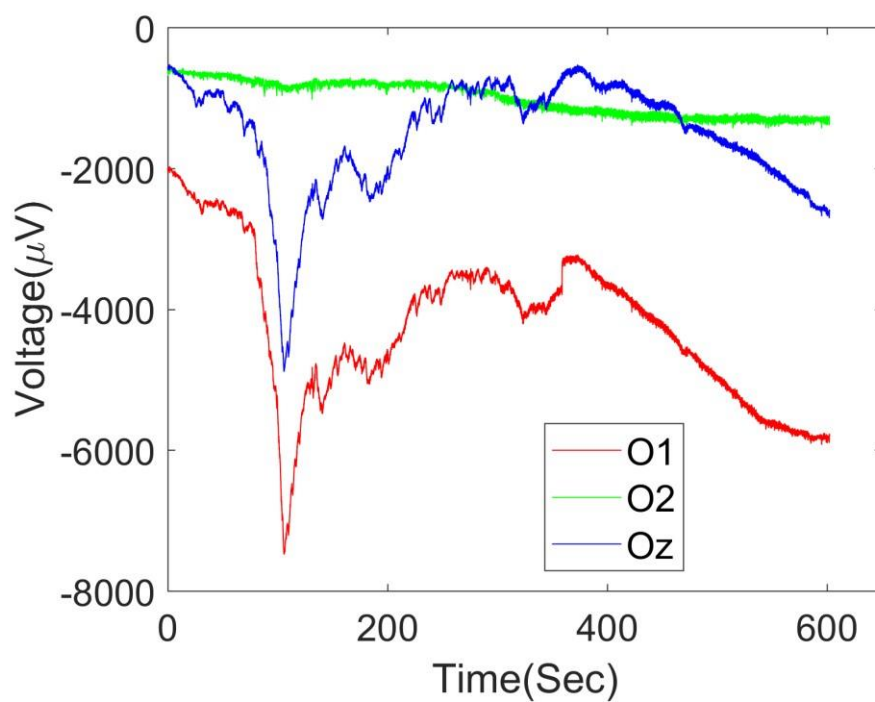
```
hold on  
plot(Time,O2,'g');  
plot(Time,Oz,'b');
```

توجه کنید که در خط اول دستور hold on برای نگه داشتن نمودارهای قبلی استفاده شده است.

در نهایت نام هر محور را در کنار آن و نام نمودارها را بر اساس رنگشان مشخص می‌کنیم:

```
xlabel('Time (Sec)');  
ylabel('Voltage (micro-volt)');  
legend(Channels);
```

نتیجه به صورت زیر خواهد بود:



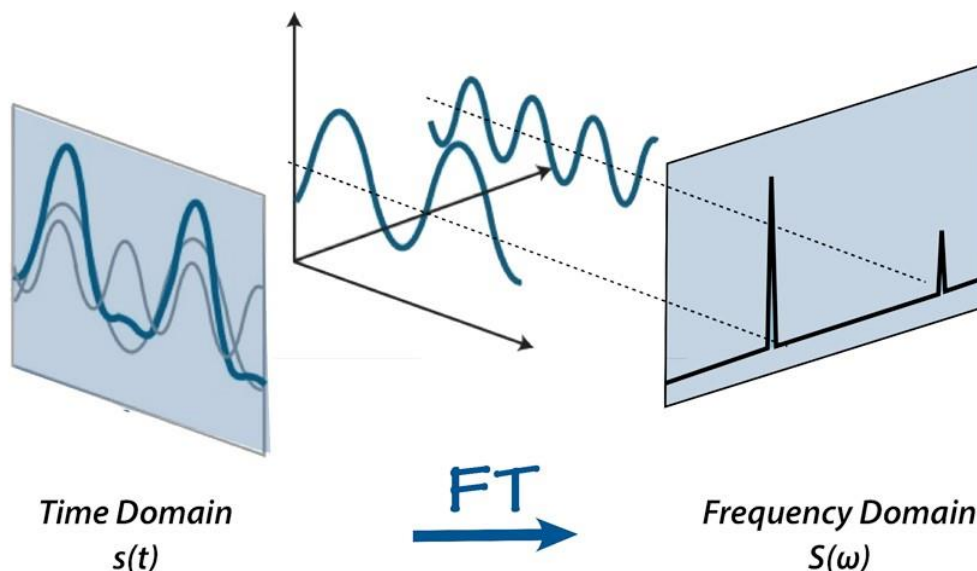
شکل ۲ نمودار فعالیت الکتریکی روی پوست سر

آیا در این سیگنالها تفاوت معنی داری بین زمان های باز و بسته بودن چشم مشاهده می کنید؟ با مشاهده ی این نمودارها چه اطلاعاتی از مغز می توان به دست آورد؟

تحلیل فرکانسی

تصور کنید بخواهید با گوش دادن به یک قطعه‌ی موسیقی نت‌های زده شده در آن را بیابید. برای این کار لازم است که موسیقی را به مولفه‌هایی که صداها را می‌سازند تجزیه کنید. در تحلیل فرکانسی سیگنال نیز ما به دنبال چنین کاری هستیم.

سال‌ها قبل آقای جوزف فوریه نشان داد که هر تابع دلخواهی را می‌توان به صورت مجموع تعدادی تابع سینوس و کسینوس با فرکانس و دامنه‌های مختلف نوشت. بنابراین به جای این که یک سیگنال را برحسب زمان نشان بدهیم، می‌توانیم فرکانس و دامنه‌ی توابع سینوسی که در ساختن آن استفاده می‌شوند را پیدا کنیم. به عبارتی می‌توانیم ماشینی داشته باشیم که به آن یک تابع بر حسب زمان (سیگنال) را بدهیم و از آن یک تابع جدید در خروجی بگیریم که ضریب هر فرکانس در ساختن تابع ورودی را بدهد. به کار چنین ماشینی، تبدیل فوریه می‌گویند. این ماشین درست برعکس یک پیانو عمل می‌کند. یعنی صدای خروجی را به آن می‌دهیم و کلیدهای زده شده را می‌بینیم. این که این ماشین چطور کار می‌کند و ساخته می‌شود، نیاز به کمی بازی ریاضی دارد که خارج از بحث ماست و در ترم‌های اول دانشگاه با نحوه‌ی کار



شکل ۳: تبدیل فوریه‌ی یک سیگنال

آن آشنا خواهید شد. در صورتی که اصلاً حال و حوصله‌ی حتی زدن کد این قسمت را نیز ندارید و می‌خواهید هر چه زودتر از آن عبور کنید، فایل کد آماده‌ی تبدیل فوریه نیز در کنار جزوه در اختیار شما قرار گرفته و می‌توانید از آنها استفاده کنید. (چیز دیگری هم اگر میل داشتید تعارف نکنید، همچنین آدمای مهربونی هستیم ما!)

تبدیل فوریه به ما این امکان را می‌دهد که سیگنال EEG را به صورت مجموع تعداد زیادی نوسان (موج سینوسی) در مغز بیان کنیم، که البته این نوسان‌ها میتوانند منشاهاى مختلفی حتى در خارج از مغز داشته باشند. به طور مثال، در بسیاری از سیگنال‌هایی که در آزمایشگاه‌ها تهیه می‌شوند، یک موج سینوسی با فرکانس ۵۰ هرتز با دامنه‌ی نا مشخصی وجود دارد (منشا این موج چیست؟). این موج در شکل ظاهری سیگنال (مانند شکل ۲) به دلیل ترکیب با عوامل دیگر قابل تشخیص نیست. اما پس از محاسبه‌ی تبدیل فوریه می‌توان به راحتی وجود آن را بررسی کرد و در صورت لزوم آن را جدا کرد.

با توجه به این که سیگنال‌های دریافتی از کانال‌های نزدیک به هم به دلیل رسانا بودن پوست سر و مشترک بودن نواحی داخلی در زیر الکترودها بسیار شبیه به هم هستند، معمولاً سیگنال‌های دریافتی از کانال‌ها به صورت جداگانه بررسی نمی‌شوند. روش صحیح و اصلی برای تحلیل این سیگنال‌ها پیدا کردن منابع ایجاد این سیگنال‌ها هستند. تصور کنید در گوشه‌های یک سالن بزرگ که چند نفر در جاهای مختلف آن مشغول صحبت کردن هستند، چند میکروفون قرار داده باشید و بخواهید از روی صداهای ضبط شده، مکان قرارگیری افراد و را پیدا کنید و صداهای آنها را از همدیگر تفکیک کنید. به این مسئله اصطلاحاً مسئله‌ی معکوس^۷ یا پیدا کردن منبع^۸ می‌گویند. یک روش مناسب برای حل چنین مسئله‌ای تکنیک ICA^۹ است که سعی می‌کند منابع مستقلی را پیدا کند که سیگنال‌های اصلی را به خوبی بازسازی می‌کند. اما به دلیل پیچیدگی محاسباتی و تحلیلی این تکنیک در صورتی که الزامی در کار نباشد، از آن استفاده نمیشود. (ما هم که مجبور نیستیم؛ چه کاریه؟)

در این پروژه ما تنها به سیگنال‌های ناحیه‌ی پس سری علاقه‌مند هستیم و کافی است اطلاعات الکترودهای مرتبط با آن را به طریقی با هم ترکیب کنیم. ساده ترین راه استفاده از میانگین فعالیت سه کانال موجود است:

$$AvgOcp = (O1 + O2 + Oz) / 3;$$

این سیگنال در واقع فعالیت کلی حول و حوش ناحیه‌ی پس سری را نمایش می‌دهد. میانگین‌گیری سبب می‌شود اختلالات ناشی از فعالیت‌های جانبی که در همه‌ی الکترودها تکرار نمی‌شوند (مانند تکان خوردن سیم یکی از الکترودها) کاهش یافته و نسبت سیگنال به نویز افزایش یابد.

^۷ Inverse problem

^۸ Source localization

^۹ Independent Component Analysis

ما معمولاً به مقدار مطلق یک سیگنال علاقه‌مند نیستیم. زیرا این مقدار وابسته به انتخاب سطح مرجع است. بنابراین، معمولاً میانگین سیگنال را برابر صفر قرار می‌دهیم. برای این کار کافی است میانگین فعلی آن را از خود سیگنال کم کنیم:

```
AvgOcp = AvgOcp - mean(AvgOcp);
```

سپس بازه‌های زمانی چشم باز و چشم بسته را جدا کرده و در دو متغیر جداگانه می‌ریزیم:

```
EyeOpen = AvgOcp(Time>0 & Time<300);  
EyeClose = AvgOcp(Time>300 & Time<600);
```

حالا نوبت آن رسیده که از ماشین شگفت‌انگیز فوریه استفاده کنیم و تبدیل حوزه‌ی زمان به حوزه‌ی فرکانس را انجام دهیم. با تشکر از متلب که یک نسخه‌ی سریع آن را با اسم ^{۱۰}FFT در اختیار ما قرار داده است:

```
YOpen = fft(EyeOpen);
```

این ماشین تابعی در حوزه‌ی زمان را دریافت کرده و به جای آن ضرایب فرکانسی آن را برمی‌گرداند. این ماشین به خودی خود با محدوده‌ی فرکانسی مد نظر ما کاری ندارد. برای این کار لازم است خودمان فرکانس را تعیین کنیم. طبق قضیه‌ی نمونه‌برداری نایکوئیست-شانون^{۱۱}، حداکثر محدوده‌ی فرکانسی که می‌توان در تبدیل فوریه از سیگنال استخراج کرد، برابر نصف نرخ نمونه‌برداری است. بنابراین اگر نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز باشد، حداکثر فرکانس برابر ۵۰۰ خواهد بود. ماشین فوریه به تعداد عناصر سیگنال، ضریب فرکانس‌های مختلف با فواصل یکسان را محاسبه می‌کند. بنابراین بردار فرکانس‌ها به صورت زیر خواهد بود:

```
FreqsOpen = linspace(-Fs/2,Fs/2,length(YOpen));
```

عبارت فوق به تعداد عناصر سیگنال نقطه با فواصل مساوی در ناحیه‌ی $-Fs/2$ تا $Fs/2$ ایجاد می‌کند. تعجب کردید؟!

بله! این بردار که اسم آن را فرکانس گذاشتیم، مقادیر منفی نیز دارد. اما فرکانس منفی یعنی چه؟! در واقع معنای آن برای سیگنال‌های ما همان فرکانس مثبت است، اما می‌توان آن را به عنوان جهت نوسان در نظر گرفت (یک چرخ را در نظر بگیرید که با تعداد دور مشخصی در جهت یا عکس آن می‌چرخد).

^{۱۰} Fast Fourier Transform

^{۱۱} Nyquist-Shannon Theorem

اما در اینجا چون جهت برای ما اهمیتی ندارد (نمودار نسبت به محور عمودی متقارن است)، نیمه‌ی منفی را دور ریخته و به جای آن نیمه‌ی مثبت را دو برابر کرده و می‌چرخانیم تا تبدیل فوریه‌ی مد نظرمان به دست بیاید: (اگر کنجکاو شده‌اید و می‌خواهید این قسمت را بهتر متوجه شوید، نگاهی به تفاوت تبدیل فوریه‌ی یک طرفه و دوطرفه بیاندازید. در غیر این صورت، قطعه کد زیر را با خیال راحت اجرا کرده و از آن بگذرید.)

```
YOpen(FreqsOpen<0) = [];
FreqsOpen(FreqsOpen<0) = [];
YOpen = fliplr(YOpen);
YOpen(2:end) = 2*YOpen(2:end);
```

از آنجایی که تنها اندازه‌ی ضریب هر فرکانس برای ما مهم است (در واقع ماشین ما کمی پیچیده است و خروجی آن به جای اعداد حقیقی، اعداد مختلط است. ولی برای کاربرد ما این نکته‌ی مهمی نیست)، تبدیل فوریه‌ی نهایی به شکل زیر خواهد بود:

```
FtOpen = abs(YOpen)/length(eyeOpen);
```

همین کار را برای سیگنال حالت چشمان بسته انجام می‌دهیم:

```
YClose = fft(eyeClose);
FreqsClose = linspace(-Fs/2,Fs/2,length(YClose));
YClose(FreqsClose<0) = [];
FreqsClose(FreqsClose<0) = [];
YClose = fliplr(YClose);
YClose(2:end) = 2*YClose(2:end);
FtClose = abs(YClose)/length(eyeClose);
```

معمولاً مقادیر ضرایب با هم تفاوت زیادی دارند. بنابراین اگر بخواهیم آنها را در یک نمودار نشان بدهیم، دچار مشکل میشویم (تصور کنید که ۱۰۰ و ۰٫۰۱ را بخواهید در کنار هم در یک محور نمایش دهید). به همین خاطر به جای این که با خود این اعداد سرو کار داشته باشیم، معمولاً از بیست برابر لگاریتم آنها در پایه‌ی ۱۰ استفاده می‌کنیم (چرا ۲۰ برابر؟ به تاریخ برمی‌گردد!)، به این عدد جدید دسی بل (dB) می‌گویند. بنابراین:

```
FtOpendB = 20*log10(FtOpen);
FtCloseddB = 20*log10(FtClose);
```

ضرایب فوق به دلیل تعداد زیاد نمونه‌ها تغییرات خیلی زیادی دارند (نویزی هستند). به همین خاطر بهتر است پیش از رسم و بررسی، آنها را کمی هموار کنیم:

```
FtOpendBSmoothed = smooth(FtOpendB,151);  
FtClosedBSmoothed = smooth(FtClosedB,151);
```

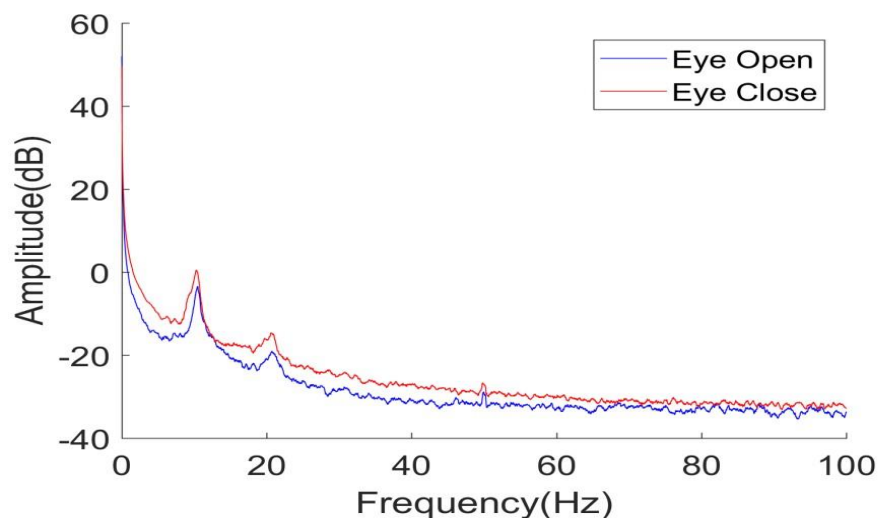
دستورهای فوق به جای هر عدد در بردارهای ورودی، میانگین ۱۵۱ مقدار اطراف آن را می‌گذارد و در نتیجه نمودار هموارتری به دست می‌آید.

خب! بالاخره زمان آن فرا رسید که نتیجه‌ی تر و تمیز شده‌ی ماشین شگفت‌انگیزمان را مشاهده کنیم:

```
hold on;  
plot(FreqsOpen,FtOpendBSmoothed,'b');  
plot(FreqsClose,FtOpendBSmoothed,'r');  
xlim([0,100]);  
xlabel('Frequency(Hz)');  
ylabel('Amplitude(dB)');  
legend('Eye Open','Eye Close');
```

عبارات فوق مقدار هموارشده‌ی ضرایب در واحد دسی‌بل را برحسب فرکانس، برای دو حالت چشم بسته و چشم باز، در یک نمودار رسم می‌کند. همچنین، با توجه به این که فرکانس‌هایی که به صورت طبیعی تولید می‌شوند، عمدتاً پایین هستند، محدوده‌ی نمایش را تا ۱۰۰ هرتز در نظر می‌گیریم.

نتیجه به صورت زیر خواهد بود:



شکل ۴ نمودار تبدیل فوریه‌ی سیگنال EEG

از نمودار فوق چه اطلاعاتی قابل استخراج است؟ این نمودار را با نمودار شکل ۲ مقایسه کنید.

تحلیل زمانی – فرکانسی

در بخش قبلی تبدیل فوریه‌ی سیگنال را به صورت یک‌جا در کل زمان مشاهده کردیم. این تحلیل اگرچه اطلاعات بسیار مفیدی از نوسان‌های داخل مغز می‌دهد، این اشکال اساسی را دارد که ممکن است فعالیت مغز در طول زمان آزمایش تغییر کند (اساساً این اتفاق باید بیفتد وگرنه باید سریعاً پزشک را خبر کنید!) اما ما این تغییر را در نظر نمی‌گیریم و فرض می‌کنیم در تمام مدت ثبت، مغز در یک وضعیت ثابت قرار داشته است. برای رفع این مشکل می‌توانیم تبدیل فوریه را در طول زمان انجام دهیم. اما چگونه؟! ایده این است که سیگنال را به بخش‌های نسبتاً کوچک زیادی که هم‌پوشانی دارند، تقسیم کنیم و برای هر قسمت تبدیل فوریه را انجام دهیم. به این روش تبدیل فوریه‌ی زمان کوتاه^{۱۲} می‌گویند. یعنی یک پنجره‌ی متحرک در زمان در نظر می‌گیریم و این پنجره را رو به جلو حرکت داده و هر بار تبدیل فوریه‌ی قسمتی از سیگنال که داخل پنجره است را محاسبه می‌کنیم. بنابراین دو مؤلفه‌ی اندازه و گام‌های حرکت پنجره باید تعیین بشوند:

```
SignalSize = length(AvgOcp);  
WindowSize = 1024;  
JumpSize = WindowSize/4;
```

معمولاً طول پنجره را توانی از دو در نظر می‌گیرند. زیرا ماشین شگفت‌انگیز فوریه با استفاده از نصف کردن متوالی سیگنال، تبدیل را با سرعت بسیار بیشتری انجام می‌دهد و در صورتی که سیگنال نصف‌شدنی نباشد، کمی به زحمت می‌افتد.

حالا مانند قسمت قبل نقاط زمانی و فرکانسی را مشخص می‌کنیم:

```
FreqVec = linspace(-Fs/2,Fs/2,WindowSize);  
nFreqPoints = sum(FreqVec>=0);  
TimeVec = (WindowSize/2+((0:1:(nTimePoints-1))*JumpSize))/Fs;  
nTimePoints = ceil((SignalSize-WindowSize)/JumpSize);
```

در این حالت، در هر پنجره‌ی زمانی، ضریب هر فرکانس تعیین می‌شود. بنابراین خروجی یک ماتریس خواهد بود که هر ستون آن مختص یک پنجره‌ی زمانی و هر سطر آن مختص یک فرکانس است:

```
Stft = zeros(nFreqPoints, nTimePoints);
```

^{۱۲} Short Time Fourier Transform(STFT)

حالا با استفاده از یک حلقه‌ی `for`، هر بار قسمت داخل پنجره را جدا کرده، سپس مانند قسمت قبل تبدیل فوریه‌ی آن را محاسبه کرده و در ستون مورد نظر برای آن پنجره قرار می‌دهیم:

```
StartIdx = 0;
for t = 1:nTimePoints
    Window = AvgOcp(StartIdx+1:StartIdx+WindowSize);
    Y = fft(Window);
    Y(FreqVec<0) = [];
    Y = fliplr(Y);
    Stft(:, t) = Y;
    StartIdx = StartIdx + JumpSize; end
```

در این قسمت به جای این که به دامنه‌ی هر فرکانس نگاه بکنیم، به توان آن نگاه می‌کنیم. یعنی ببینیم سهم هر فرکانس در تولید توان کلی سیگنال^{۱۳} چقدر است:

```
FreqVec (FreqVec<0) = [];
Power = abs(stft).^2/WindowSize;
```

در بررسی سیگنال EEG محدوده‌های فرکانسی زیر دارای اهمیت هستند و نام‌گذاری شده‌اند:

نام	محدوده‌ی فرکانسی
Delta	۰.۲ – ۳ Hz
Theta	۴ – ۷ Hz
Alpha	۸ – ۱۳ Hz
Beta	۱۶ – ۳۱ Hz
Gamma	۳۲ – ۱۰۰ Hz

در این صورت می‌توانیم موج‌های آلفا و تتا را به صورت زیر جدا کنیم:

```
ThetaPower = mean(Power(FreqVec>4 & FreqVec<8,:),1);
AlphaPower = mean(Power(FreqVec>8 & FreqVec<15,:),1);
```

مجدداً مانند قسمت قبل برای نمایش بهتر، اعداد را به دسی‌بل تبدیل کرده و سپس خروجی را هموار می‌کنیم:

```
ThetaPowerdB = 10*log10(ThetaPower);
AlphaPowerdB = 10*log10(AlphaPower);
```

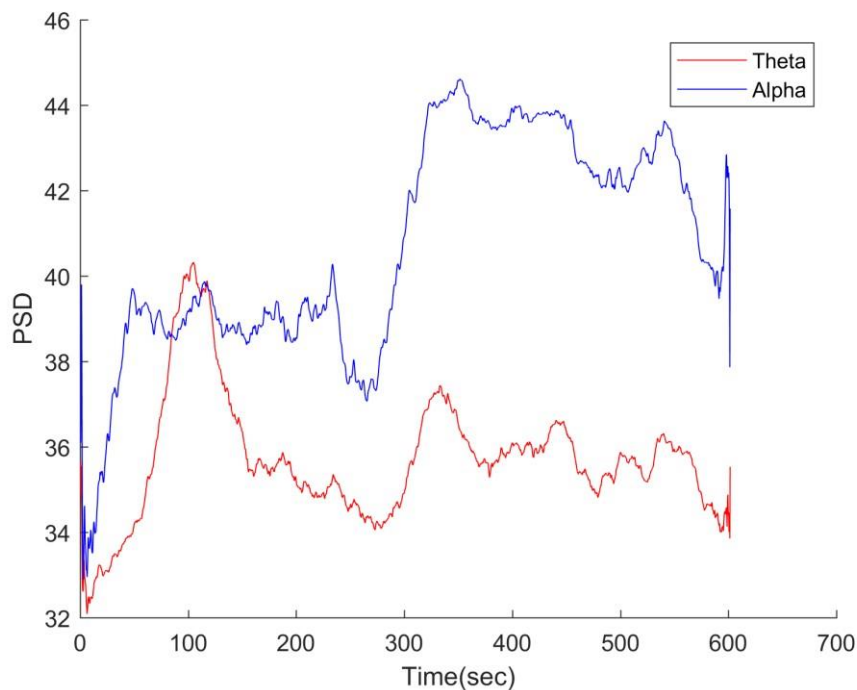
^{۱۳} Power Spectral Density(PSD)

```
ThetaPowerDBSmoothed = smooth(ThetaPowerdB,151);  
AlphaPowerDBSmoothed = smooth(AlphaPowerdB,151);
```

حالا آماده‌ایم میزان این باندهای فرکانسی را در طول زمان ببینیم:

```
hold on;  
plot(TimeVec,ThetaPowerDBSmoothed,'r');  
plot(TimeVec,AlphaPowerDBSmoothed,'b');  
legend('Theta','Alpha');  
xlabel('Time(sec)');  
ylabel('PSD');
```

نتیجه به صورت زیر است:



شکل ۵ تحلیل زمانی- فرکانسی، توان باند Alpha و Theta

خب، حالا نمودار نهایی ما آماده است و می‌توانید آن را جلوی مهمان قرار دهید!
اما! مهمان می‌پرسد که این همه زحمت که کشیدید حالا که چی؟ جواب شما چیست؟ چه چیزهایی در این نمودار وجود دارد که در نمایش خام سیگنال قابل مشاهده نبود؟ تفاوت چشمان باز و چشمان بسته در این شکل چیست؟

با تشکر از دوست عزیز و گرانقدرم، حسین رفیع‌پور که جزوه‌ی فوق‌العاده‌ی خودش رو در اختیار من قرار داد.

موفق باشید،

نیما مرادی

nimamdutacc@gmail.com