

## «به نام حق»



دانشکده مهندسی برق

ترم بهار ۴۰۲۲

درس : سیستمهای تصویربرداری کارکردی مغز

استاد: دکتر علی خادم

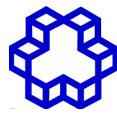
تھیہ کننده : رامین توکلی

شماره دانشجویی : ۹۹۲۵۰۶۳

تمرین سری سوم کامپیوٹری

موضوع: Brainstorm toolbox

موعد تحويل:

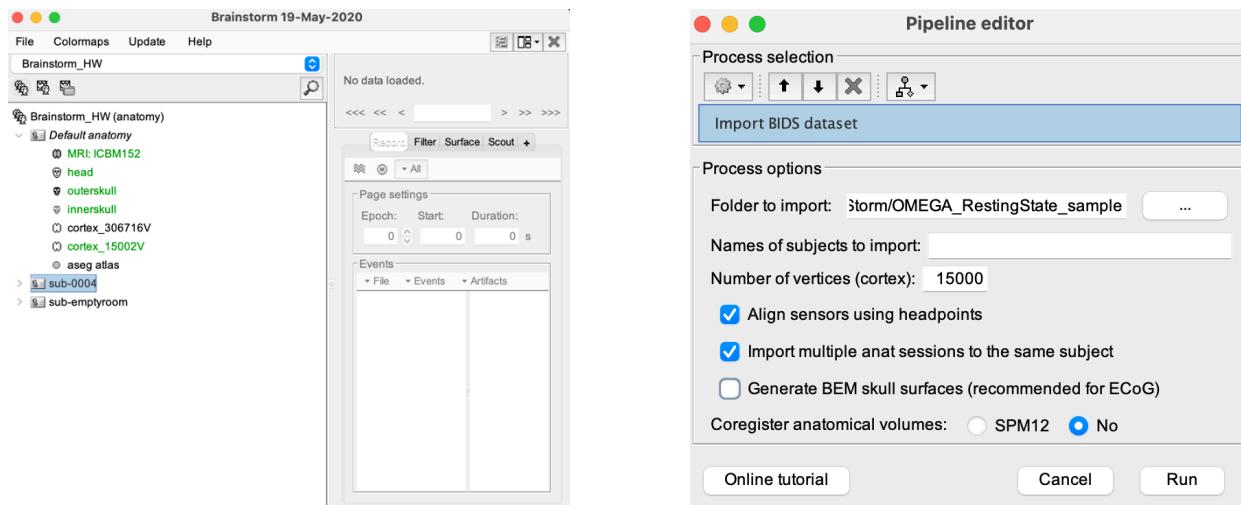


در این تمرین قصد داریم تحلیل داده های الکتروفیزیولوژی (MEG, EEG) را با استفاده از تولباکس Brainstorm که برای نرم افزار مطلب ارائه شده است به صورت عملی مرور کنیم.

داده ارائه شده برای این تمرین شامل یک ثبت MEG از یک فرد در حالت استراحت به همراه ثبت اتاق خالی برای مدل کردن نویز محیط می باشد. کانال های ECG و EOG نیز برای ثبت ضربان قلب و حرکات چشم فراهم شده است. داده موجود به صورت یک فایل فشرده ارائه شده است که می باشد محتوای آن را برای استفاده در تولباکس استخراج کرد.

## قسمت الف) وارد کردن داده ها به Brainstorm

در ابتدا یک پروتکل جدید ساخته و داده های BIDS را با استفاده از گزینه Import BIDS dataset مانند تصویر ۱ در نرم افزار وارد می کنیم. که با این کار داده های MEG ثبت شده از فرد و اتاق خالی را (که به ترتیب sub-0004 و sub-emptyroom نام دارد) را به برنامه اضافه می کنیم.



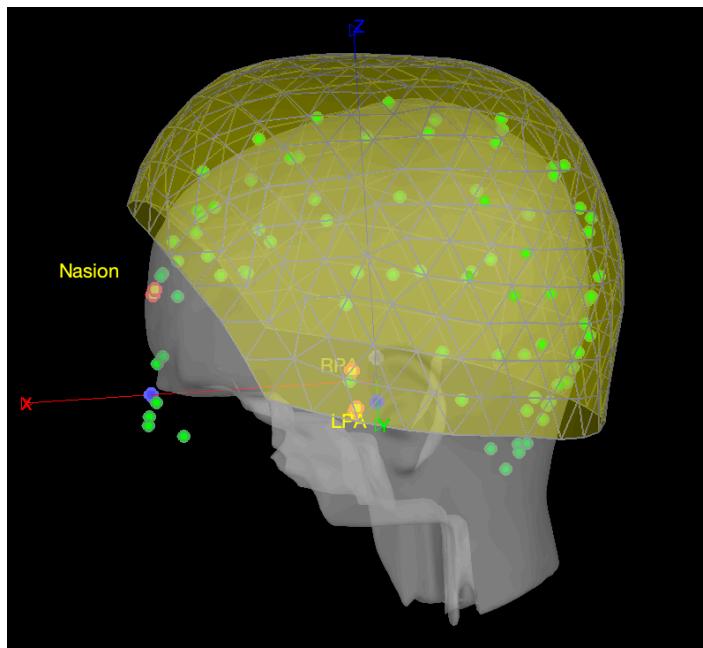
تصویر ۱) مراحل Import کردن دیتاست موجود

sub-0004 که یک رکورد ۱۰ دقیقه ای است با یک دستگاه MEG که ۲۷۰ تا سنسور داشته است. داده ها شامل یک ثبت ۱۰ دقیقه ای MEG به همراه ثبت اتاق خالی برای مدل کردن نویز می باشد.



## قسمت ب) تطبیق داده‌های MEG با آناتومی سر فرد

در این مرحله ابتدا چک می‌کنیم به چه میزان سنسورهای MEG با آناتومی سر فرد تطبیق دارد. برای این کار در قسمت MRI Registration گزینه Check را انتخاب می‌کنیم تا آناتومی سر فرد و محل سنسورها به صورت دیجیتالی نمایش داده شود. که به صورت تصویر ۲ می‌باشد.

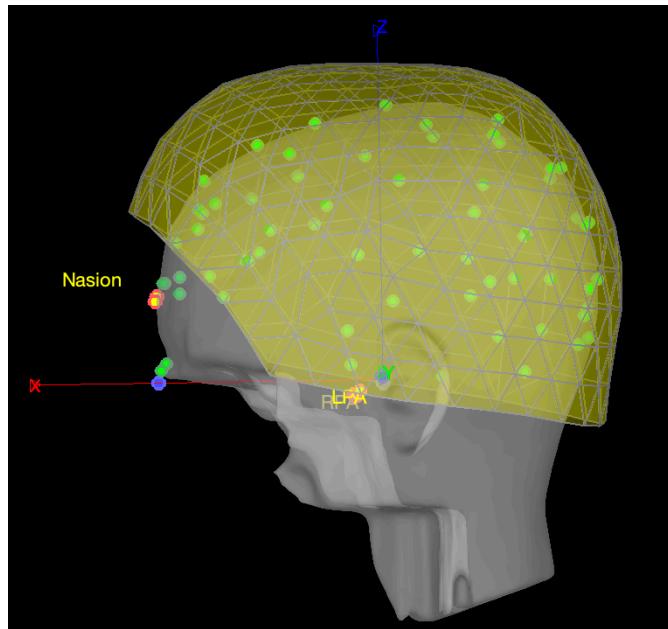


تصویر ۲. بررسی تطبیق داده‌ها با آناتومی سر فرد.

همانطور که مشاهده می‌شود مکان سنسورها تقریباً با آناتومی سر فرد مطابقت دارد. اما برای بهبود این موضوع مطابق آنچه که در صورت تمرين آمده به صورت خودکار عمل تطبیق را انجام می‌دهیم. گزارش برنامه از انجام عملیات تطبیق در تصویر ۳ نمایش داده شده است و در نهایت پس از اینکه عملیات تطبیق را کاملاً انجام دادیم تصویر آناتومی سر فرد و داده‌های MEG به صورتی خواهد شد که در تصویر ۴ آمده است.

```
BST> Distance between 69 head points and head surface:  
| Mean : 1.6 mm | Distance > 3mm: 11 points (16%)  
| Max : 7.0 mm | Distance > 5mm: 5 points ( 7%)  
| Std : 1.7 mm | Distance > 10mm: 0 points ( 0%)  
| Number of outlier points removed: 0 (0%)  
| Initial number of head points: 69  
BST> Saving protocol "Brainstorm_HW"...
```

تصویر ۳ Log برنامه پس از انجام عملیات تطبیق خودکار.



تصویر ۴) پس از انجام عملیات تطبیق داده‌های MEG با آنatomی سر فرد نتیجه به این شکل می‌شود.

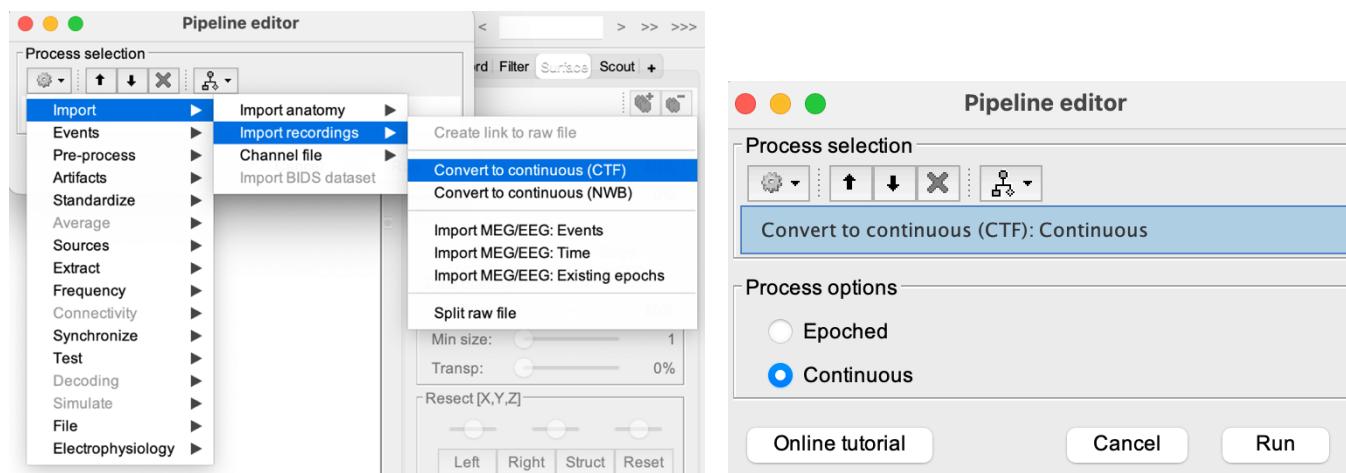
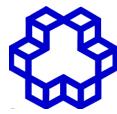
همانطور که مشاهده می‌شود طی این عملیات سنسورهای روی صورت حذف شده و سنسورها با دقت بیشتری با آنatomی سر فرد مطابقت پیدا کرده اند.

### ج) پیش‌پردازش

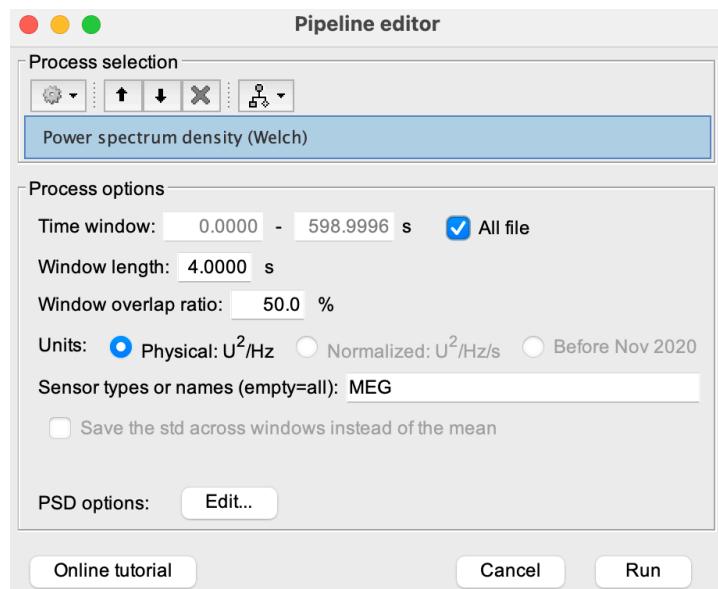
ابتدا هم داده‌های ثبت شده از فرد و هم داده‌های نویز حاصل از اتاق خالی را طبق تصویر ۵ به continuous power تبدیل می‌کنیم. سپس به بررسی طیف فرکانسی داده‌ها می‌پردازیم. برای این کار طبق گفته صورت سؤال spectrum density (Welch) را با پنجره‌هایی ۴ ثانیه‌ای و همپوشانی ۵۰٪ هم برای داده‌های ثبت شده از فرد و هم داده‌های اتاق خالی طبق تصویر ۶ اجرا می‌کنیم.

در نتیجه ابتدا به صورت زیر داده‌های MEG و اتاق خالی را به ساختار پیوسته تبدیل می‌کنیم و سپس طیف فرکانسی داده‌ها را رسم می‌کنیم:

Import > Import recoring > CTF and then Frequency > Welch



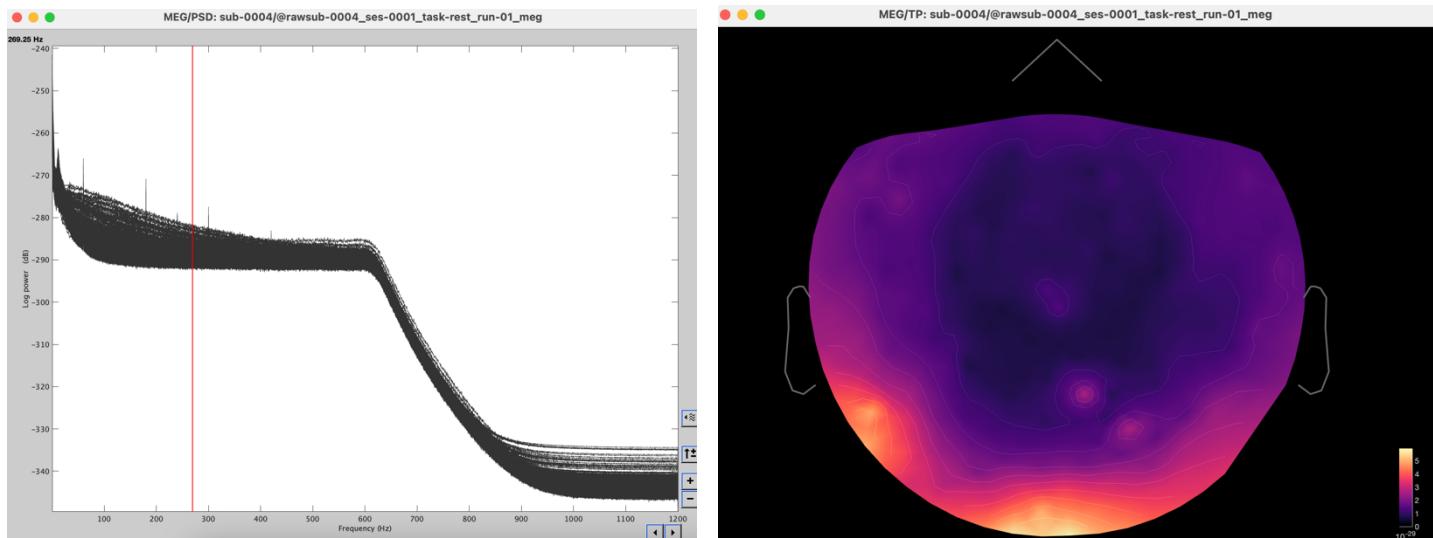
تصویر ۵) مراحل تبدیل دیتا فرد و نویز از گسسته به پیوسته



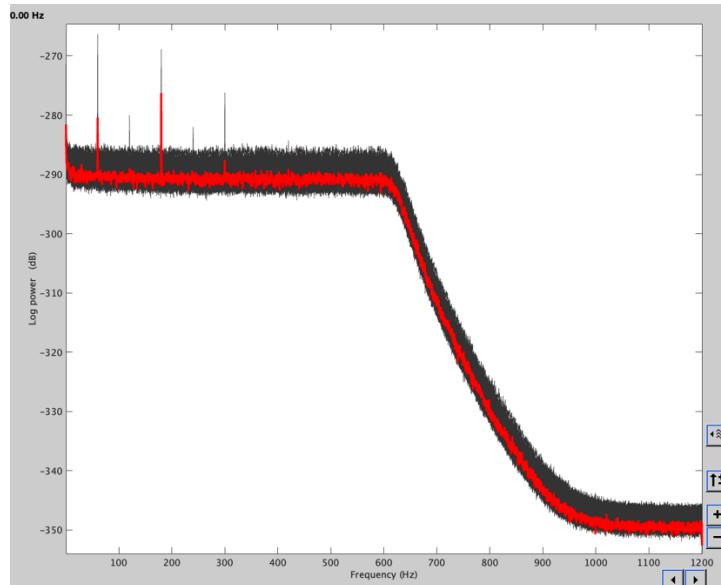
تصویر ۶) تولید طیف فرکانسی دادهها

حال در این مرحله نمودار چگالی طیف فرکانسی هر دو دادهای MEG و اتاق خالی را به صورت زیر رسم می‌کنیم تا طیف فرکانسی سیگنال‌های ثبت شده را بررسی کنیم. مطابق دستور کار طول پنجره‌ها 4 ثانیه دارای همپوشانی 50 درصد قرار داده شده است.

نمودار چگالی طیف توان سیگنال MEG برای داده‌ها و اتاق خالی به صورت شکل 7 و 8 می‌باشند.



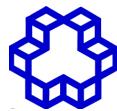
تصویر (۴) چگالی طیف توان سیگنال MEG



تصویر (۵) چگالی طیف توان سیگنال اتاق خالی

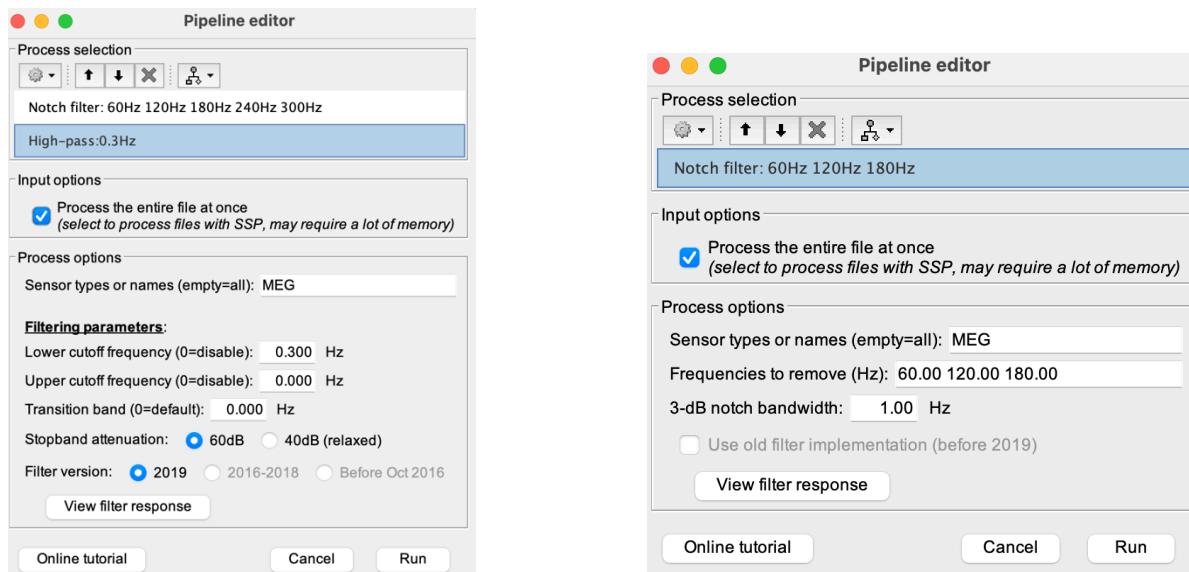
## ۲. نقاط پیک نمودار را چطور تفسیر میکنید؟

در هر دو تصویر به صورت واضح در فرکانس‌های ۶۰، ۱۲۰، ۱۸۰، ۲۴۰ و ۳۰۰ هرتز پیک‌های بلندی وجود دارد که به راحتی می‌توانیم حدس بزنیم ناشی از هارمونیک‌های نویز برق شهر هستند. (فرکانس برق شهری در کانادا ۶۰ هرتز است و داده‌ها در کشور کانادا ثبت شده‌اند). همچنین در تصویر ۷ که مربوط به داده‌های ثبت شده از



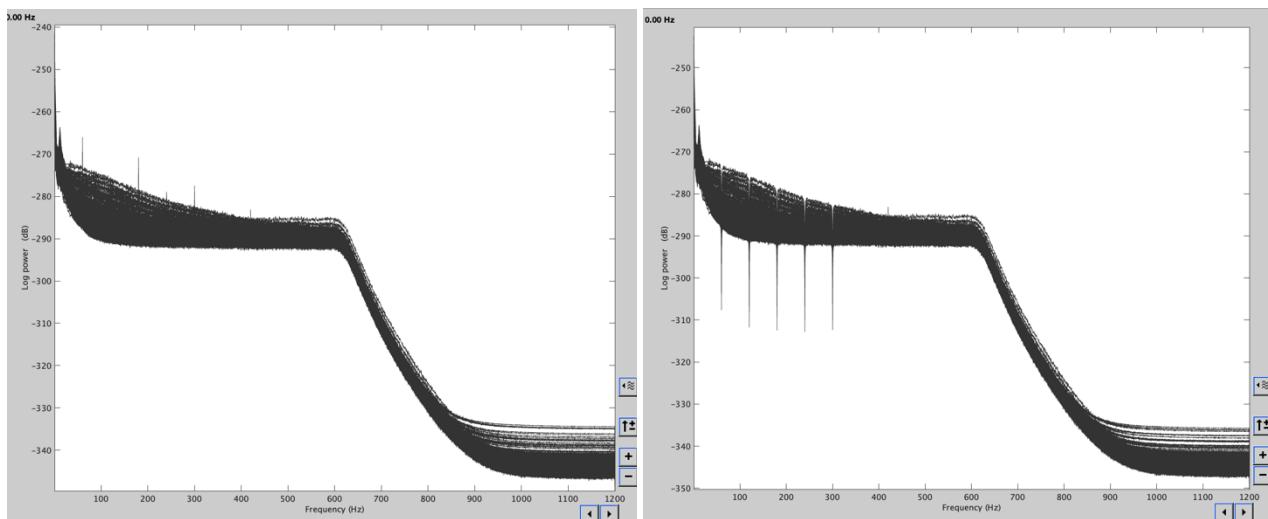
فرد است پیکی در فرکانس‌های نزدیک به صرف دیده می‌شود که می‌تواند مربوط به تأثیر پلکزدن فرد یا تأثیرات فعالیت‌های عصبی قلب (cardiac) باشد.

سپس در دو مرحله داده‌ها را فیلتر می‌کنیم. اول یک notch filter فرکانس‌های ۶۰، ۱۲۰، ۱۸۰، ۲۴۰ و ۳۰۰ را از طیف داده‌ها حذف می‌کنیم. این notch filter برای حذف هارمونیک‌های برق شهر از داده‌ها اعمال می‌شود. سپس یک فیلتر high pass با cut off ۰.۳ هرتز طبق تصویر ۹ به داده‌ها اعمال می‌کنیم تا مولفه‌های فرکانس پایین که معمولاً نویز هستند را از بین ببریم.



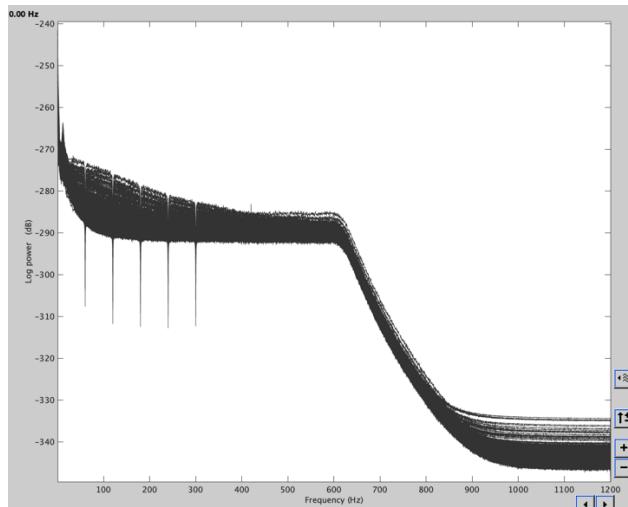
تصویر ۹ مراحل اعمال فیلتر بالاگذر و notch filter

فرکانس‌های پایین‌تر از ۰.۳ هرتز مربوط به فعالیت‌های مغزی نبوده و می‌تواند مربوط به حرکت سر فرد یا دستگاه باشد که باید حذف شوند.



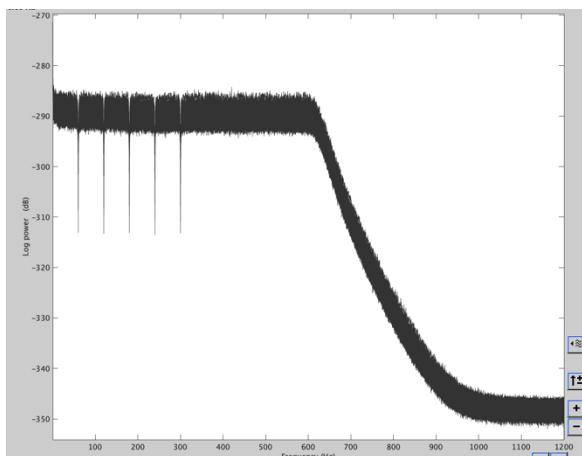
(a)

(b)

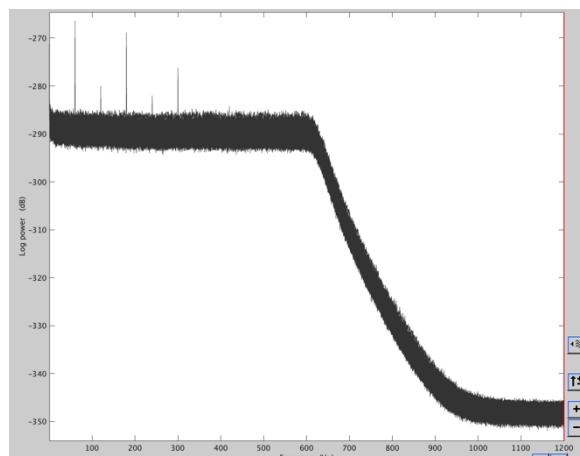


(c)

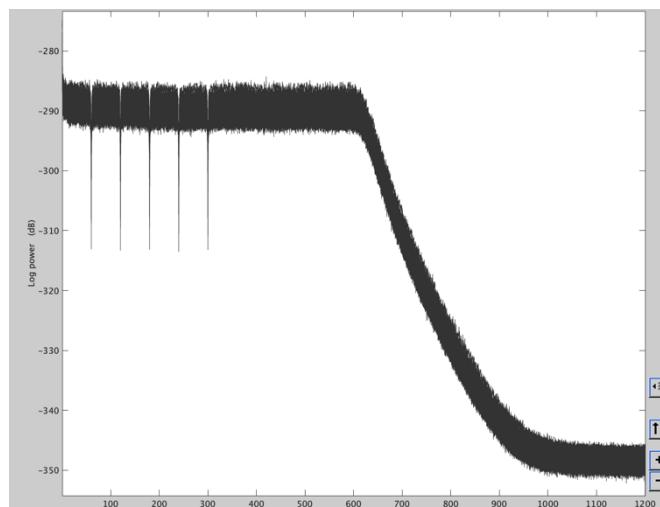
تصویر ۱۱ (a) چگالی طیف توان داده‌های ثبت شده از فرد قبل از اعمال فیلترها (b) چگالی طیف توان داده‌های ثبت شده از فرد بعد از اعمال .high pass filter و notch filter (c).filter



(a)



(b)



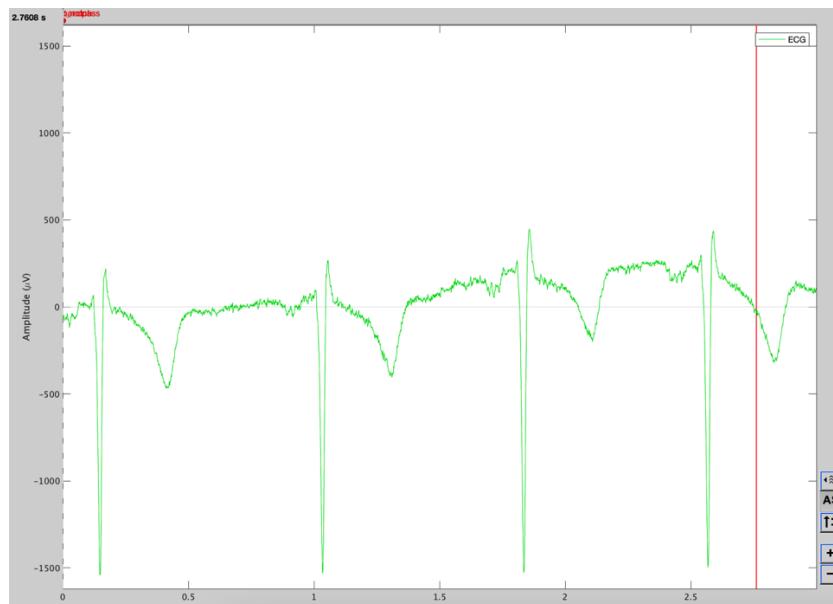
(c)

تصویر ۱۲ (a) چگالی طیف توان داده‌های نویز قبل از اعمال فیلترها. (b) چگالی طیف توان داده‌های نویز بعد از اعمال .notch filter. (c) چگالی طیف توان داده‌های نویز بعد از اعمال .high pass filter و notch filter

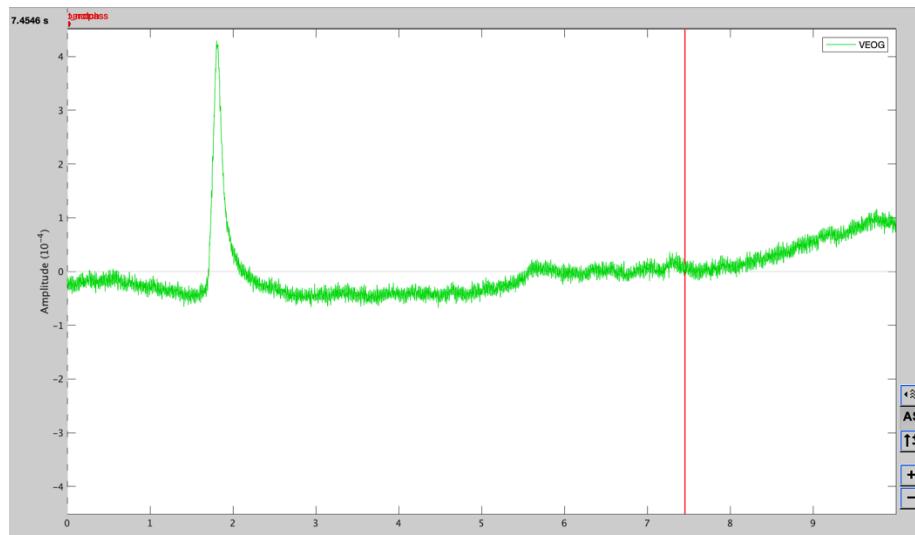
همانطور که مشاهده می‌شود هارمونیک‌های برق شهری و فرکانس‌های کمتر از ۰.۳ هرتز به خوبی فیلتر شده‌اند.



حال در این مرحله قصد داریم آرتیفیکت‌های ناشی از ضربان قلب و پلک زدن را بررسی و از داده‌ها حذف کنیم.  
سیگنال‌های ضربان قلب و پلک زدن فرد که در کنار داده‌ها ثبت شده به صورت شکل ۹ و ۱۰ می‌باشد:

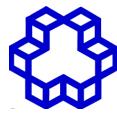


تصویر ۹) سیگنال ECG



تصویر ۱۰) سیگنال VEOG

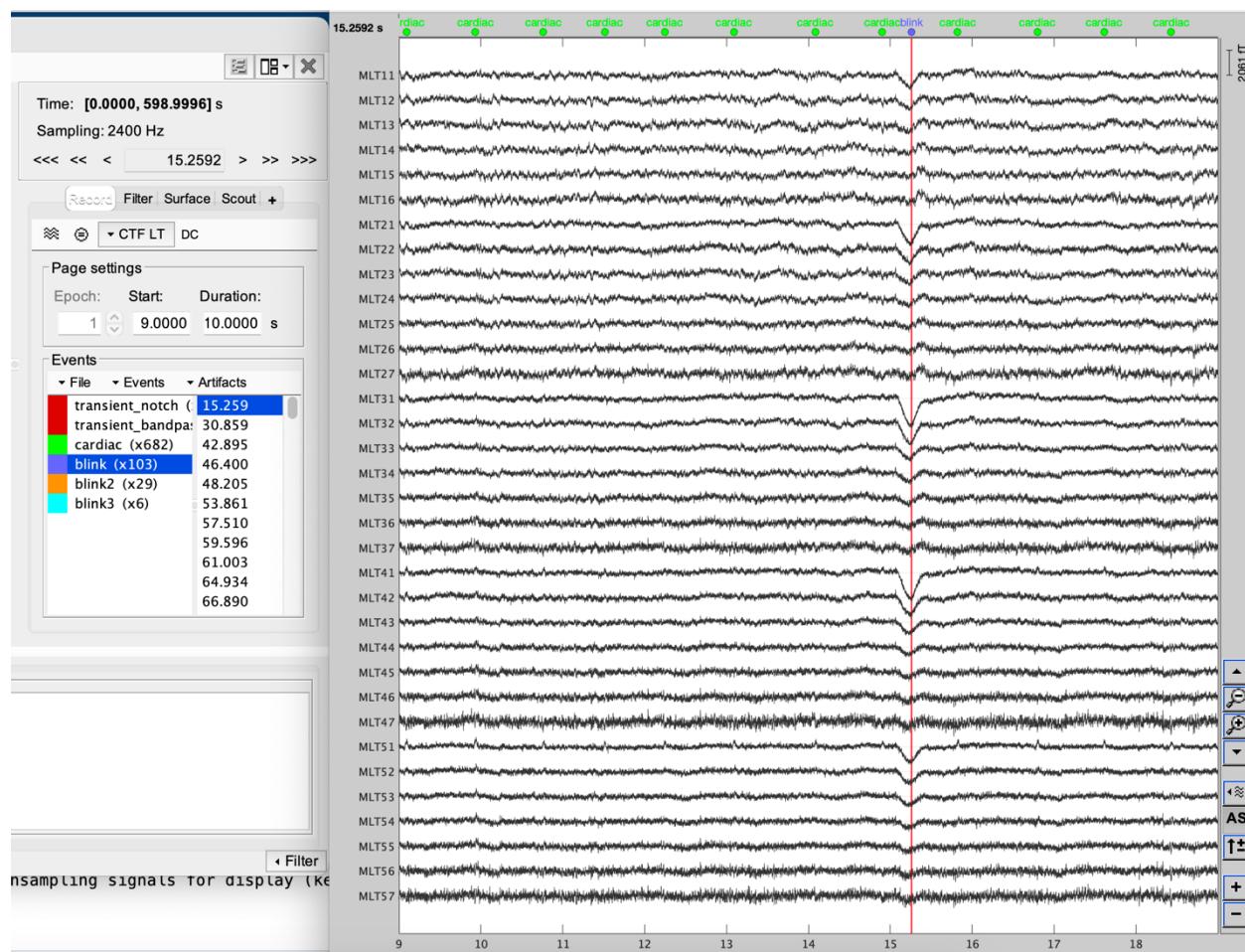
این سیگنال‌ها در چند ثانیه اول می‌باشند و برای مثال در شکل ۱۰ اولین باری که فرد پلک زده مشخص می‌باشد.



در ادامه روند پیش‌پردازش داده‌ها، ازانجایی که تأثیرات cardiac system و همچنین تأثیرات پلک‌زدن روی سیگنال‌های مغزی معمولاً زیاد است نیاز داریم این آرتیفیکت‌های ناخواسته را حد ممکن حذف کنیم.

در ابتدا برای شناسایی زمانی که این آرتیفیکت‌ها اتفاق افتاده‌اند از سیگنال‌های ECG و EOG که همراه با MEG ثبت شده‌اند کمک می‌گیریم تا زمان‌هایی که قلب فرد به تپش می‌افتد یا پلک می‌زند را تشخیص دهیم. مطابق آنچه در صورت تمرین نوشته شده از Events > detect eye blink و Events > detect heartbeats استفاده می‌کنیم. با این کار لحظات ضربان قلب و پلک‌زدن بر روی سیگنال برچسب می‌خوردند و ما می‌توانیم این لحظات را در سیگنال MEG ببینیم و تأثیر آرتیفیکت‌ها را روی آن مشاهده کنیم.

تصویر سیگنال MEG به همراه مکان رخ دادن آرتیفیکت‌های پلک‌زدن و ضربان قلب به صورت شکل ۱۱ می‌باشد:

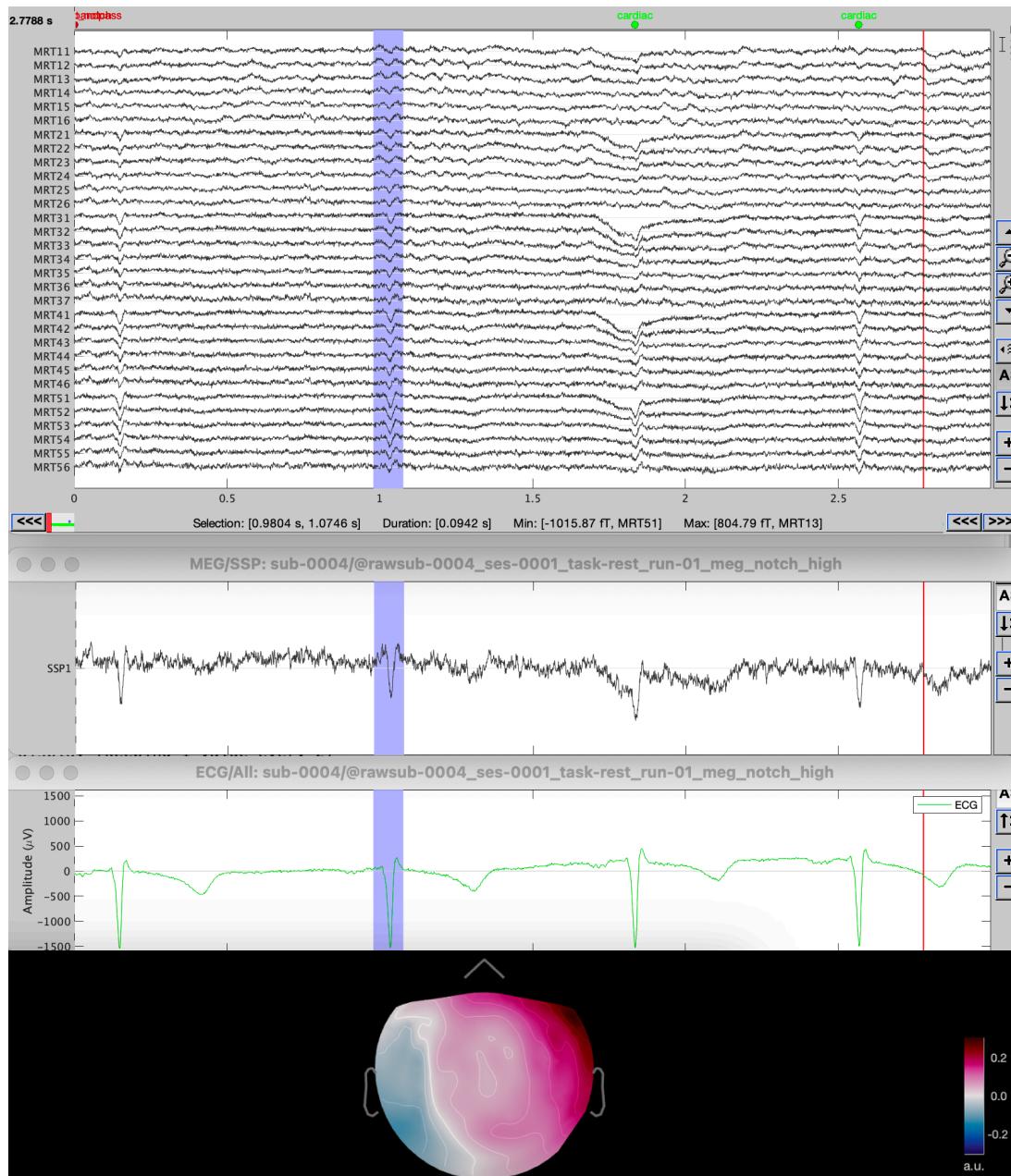


تصویر ۱۱) همراه مکان رخ دادن آرتیفیکت‌های پلک‌زدن و ضربان قلب در سیگنال MEG

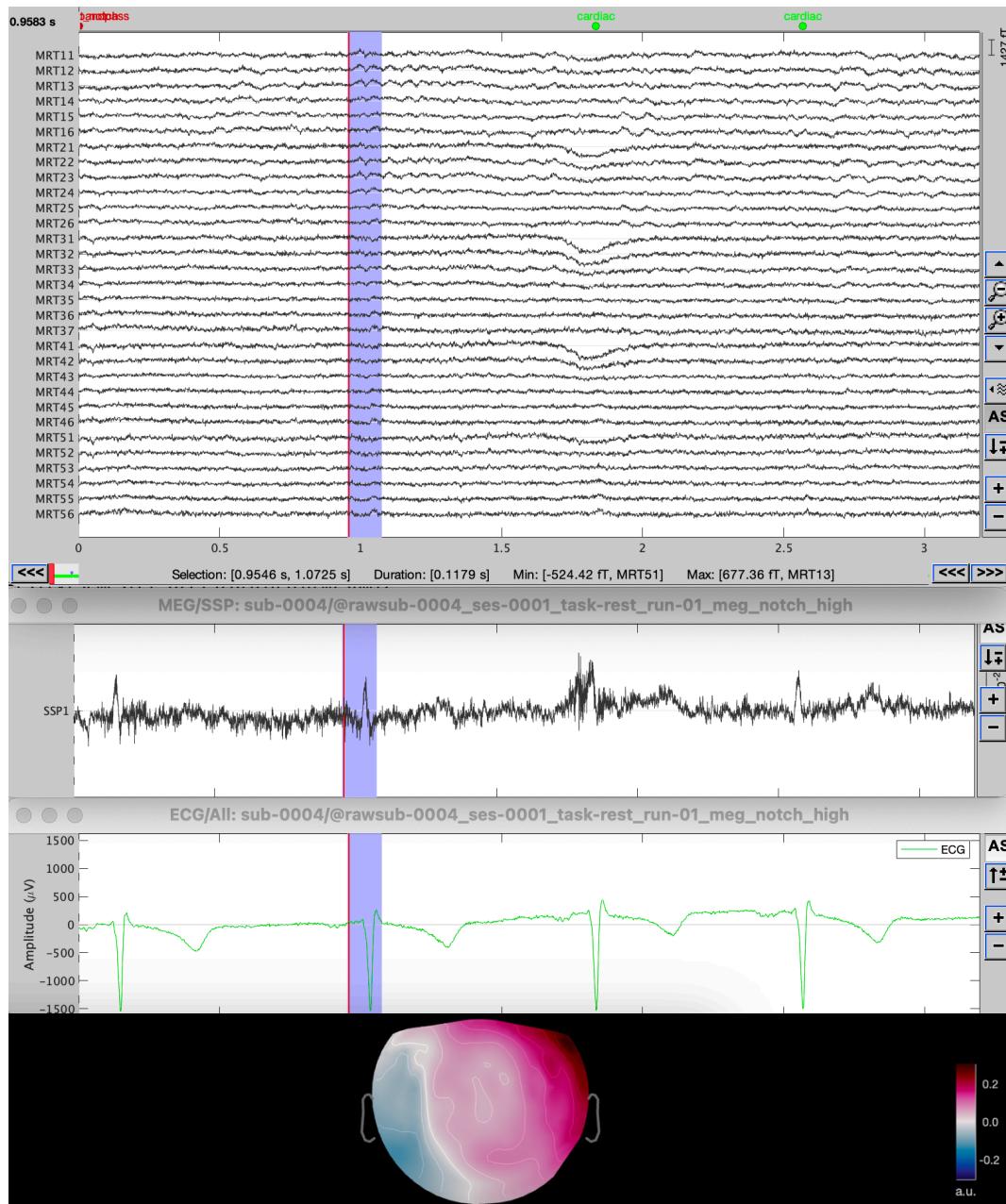
شکل ۱۱ چند ثانیه از سیگنال ثبت شده در بخش CTF LT می‌باشد که همانطور که مشاهده می‌شود مکان رخ دادن آرتیفیکت‌های ضربان قلب و پلک‌زدن روی آن مشخص شده.



مطابق جدول سمت چپ در کل دادهها 682 مکان برای آرتیفکت ضربان قلب و 138 مکان برای آرتیفکت پلک زدن مشخص شده که زمان آنها نیز موجود است و در واقع باید این Event ها را از سیگنال خود حذف کنیم. برای حذف این Event ها از روش SSP استفاده می‌کنیم.



تصویر (۱۲) در تصویر به ترتیب از بالا به پایین: سیگنال MEG ، مؤلفه آرتیفکت قلبی شناسایی شده توسط روش SSP، سیگنال ECG و توپوگرافی منشاً مؤلفه آرتیفکت نمایش داده شده‌اند. قبل از حذف مؤلفه آرتیفکت قلبی در قسمتی که با بنفش های لایت شده است سیگنال ECG پیک می‌زند و این پیک تأثیر خودش را در سیگنال MEG نشان می‌دهد که برای ما یک آرتیفکت و مؤلفه ناخواسته محاسبه می‌شود. همان‌طور که مشخص است روش SSP هم این آرتیفکت را از سیگنال MEG شناسایی کرده و ما می‌توانیم این مؤلفه را از MEG حذف کنیم.

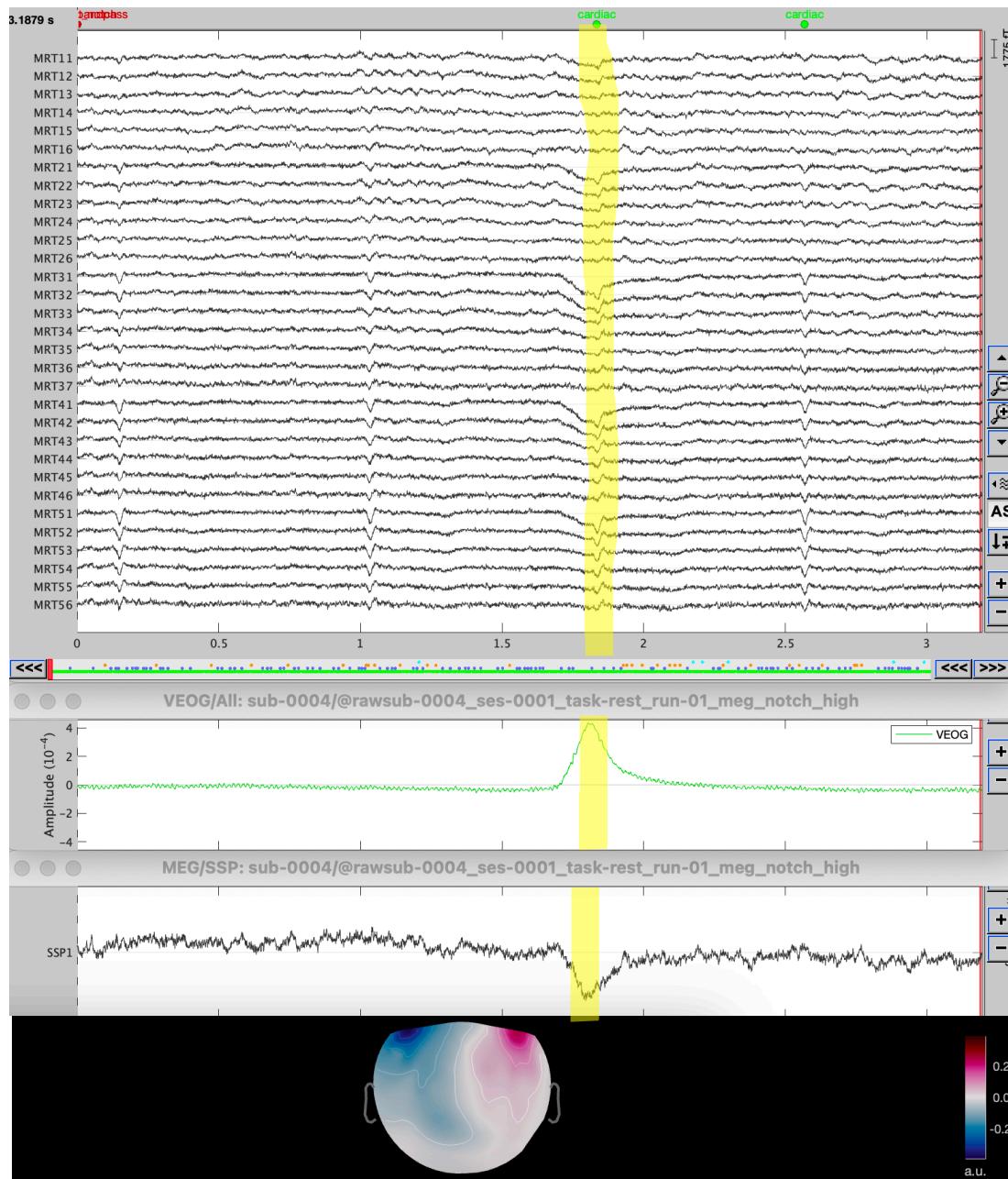


تصویر ۱۳ در تصویر به ترتیب از بالابه‌پایین: سیگنال MEG، مؤلفه آرتیفکت قلبی شناسایی شده توسط روش SSP، سیگنال ECG و توپوگرافی منشأ مؤلفه آرتیفکت نمایش داده شده‌اند. پس از حذف آرتیفکت قلبی قسمت‌های لایت شده با بنشش همان قسمتی از سیگنال است که در تصویر (قبل از حذف آرتیفکت) های لایت شده بود. بهوضوح مشخص است که تأثیر ECG از سیگنال MEG ما حذف شده است.

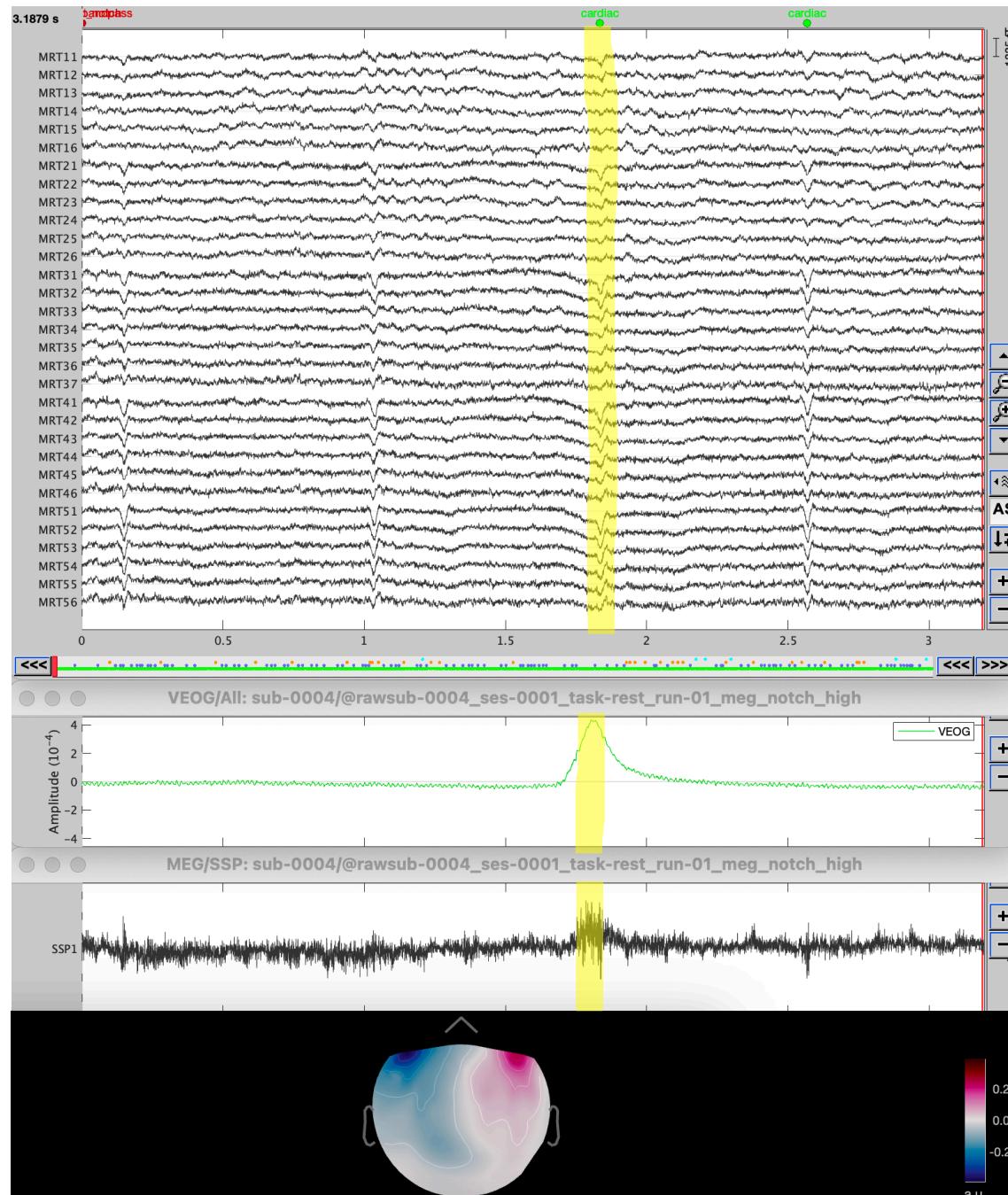
در این مرحله به کمک روش signal space projection (SSP) مولفه‌های آرتیفکت را استخراج کرده و حذف کردیم. تصویر ۱۲ و ۱۳ قبل و بعد حذف تأثیر ضربان قلب روی MEG را نمایش می‌دهد. در این تصاویر از بالابه‌پایین سیگنال MEG، سیگنال ECG، مؤلفه آرتیفکت قلبی تشخیص داده شده و topography سر بر اساس منشأ مؤلفه آرتیفکت استخراج شده را نمایش می‌دهد. یک قسمت ای که تأثیر آرتیفکت قبلی بهوضوح در سیگنال MEG



مشخص است با رنگ بنشش های لایت شده است و مشخص است که این آرتیفکت پس از اعمال روشن SSP و حذف مؤلفه شناسایی شده توسط این روشن بسیار کمتر شده است.



تصویر ۱۴ در تصویر به ترتیب از بالا به پایین: سیگنال MEG، مؤلفه آرتیفکت قلبی شناسایی شده توسط روشن SSP، سیگنال EOG و توپوگرافی منشاً مؤلفه آرتیفکت نمایش داده شده‌اند. قبل از حذف مؤلفه آرتیفکت ناشی از پلکزدن. در قسمتی که با بنشش های لایت شده است سیگنال EOG یک میزند (لحظه پلکزدن فرد) و این پیک تأثیر خودش را در سیگنال MEG نشان می‌دهد که برای ما یک آرتیفکت و مؤلفه ناخواسته محسوب می‌شود. همان‌طور که مشخص است روشن SSP هم این آرتیفکت را از سیگنال MEG شناسایی کرده و ما می‌توانیم این مؤلفه را از MEG حذف کنیم.



تصویر ۱۵) در تصویر به ترتیب از بالا به پایین: سیگنال MEG، مؤلفه آرتیفکت قلبی شناسایی شده توسط روش SSP، سیگنال EOG و توپوگرافی منشأ مؤلفه آرتیفکت نمایش داده شده‌اند. همان‌طور که مشخص است روش SSP هم این آرتیفکت را از سیگنال MEG شناسایی کرده و ممکن توانیم این مؤلفه را از MEG حذف کنیم، پس از حذف آرتیفکت ناشی از پلکزدن. همان قسمتی از سیگنال که در تصویر سمت (قبل از حذف آرتیفکت) های لایت شده بود. بهوضوح مشخص است که تأثیر EOG از سیگنال MEG ما تقریباً حذف شده است. همچنین نکته دیگری که به آن ممکن توجه کرد نقشه topography است که منشأ مکانی مؤلفه ناشی از پلکزدن، یعنی چشم‌ها را نشان می‌دهد.



تصویر ۱۴ و ۱۵ به همین شکل تأثیر آرتیفکت ناشی از پلکزدن روی MEG و حذف آن توسط روش SSP را نشان می‌دهد.

## روش SSP چیست؟

روش (SSP) یکی از روش‌های حذف نویز (noise canceling) یا حذف آرتیفکت خارجی در نرم افزار می‌باشد. بر عکس دیگر روش‌های حذف نویز SSP نیاز به یک سنسور مخصوص جهت ثبت مؤلفه نویز خارجی ندارد، بلکه بر پایه این حقیقت کار می‌کند که توزیع میدان‌های مغناطیسی ناشی از منابع مغزی (به قدر کافی ای) متفاوت از توزیع میدان‌های مغناطیسی ناشی از منابع نویز خارجی هستند. خلاصه‌ای از روش SSP در تصویر ۱۶ نمایش داده شده است.

### What is SSP?

Without loss of generality we can always decompose any  $n$ -channel measurement  $b(t)$  into its signal and noise components as

$$b(t) = b_s(t) + b_n(t) \quad (1)$$

Further, if we know that  $b_n(t)$  is well characterized by a few field patterns  $b_1 \dots b_m$ , we can express the disturbance as

$$b_n(t) = Uc_n(t) + e(t), \quad (2)$$

where the columns of  $U$  constitute an orthonormal basis for  $b_1 \dots b_m$ ,  $c_n(t)$  is an  $m$ -component column vector, and the error term  $e(t)$  is small and does not exhibit any consistent spatial distributions over time, i.e.,  $C_e = E\{ee^T\} = I$ . Subsequently, we will call the column space of  $U$  the noise subspace. The basic idea of SSP is that we can actually find a small basis set  $b_1 \dots b_m$  such that the conditions described above are satisfied. We can now construct the orthogonal complement operator

$$P_{\perp} = I - UU^T \quad (3)$$

and apply it to  $b(t)$  in Equation (1) yielding

$$b_s(t) \approx P_{\perp}b(t), \quad (4)$$

since  $P_{\perp}b_n(t) = P_{\perp}(Uc_n(t) + e(t)) \approx 0$  and  $P_{\perp}b_s(t) \approx b_s(t)$ . The projection operator  $P_{\perp}$  is called the **signal-space projection operator**.

### Signal-Space Projection (SSP) تصویر ۱۶

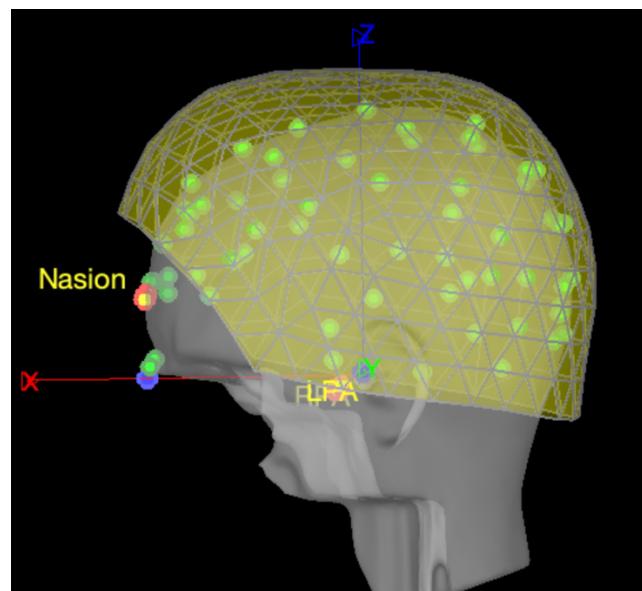
در واقع روش SSP به این صورت عمل می‌کند که در زمان‌هایی که آرتیفکت رخ داده، سیگنال را به چندین مؤلفه‌ی مستقل خطی تقسیم کرده و مؤلفه‌ای که بیشترین اثر نویز را دارد از سیگنال حذف می‌کند. با استفاده از SSP نویز خارجی به حد زیادی (با فاکتور ۱۰ یا بیشتر) کاهش پیدا می‌کند. همانطور که مشاهده شد با حذف مؤلفه‌ی اول، ناهمگونی‌های مربوط به پلک زدن که در تصاویر MEG مشاهده می‌شد تا حدی خوبی از سیگنال حذف شده است.



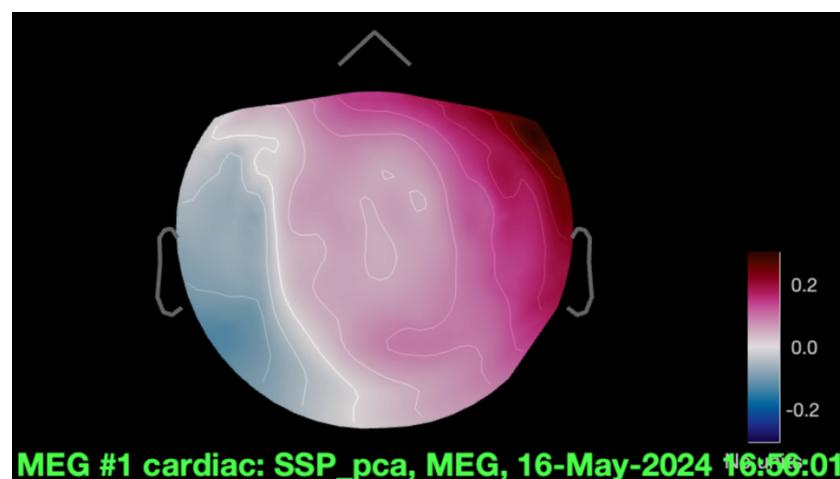
برای مشاهده مولفه‌های حذف شده توسط روش SSP می‌توان به صورت زیر عمل کرد:

- File > Snapshot > SSP Projector
- File > Snapshot > Sensors/MRI registration

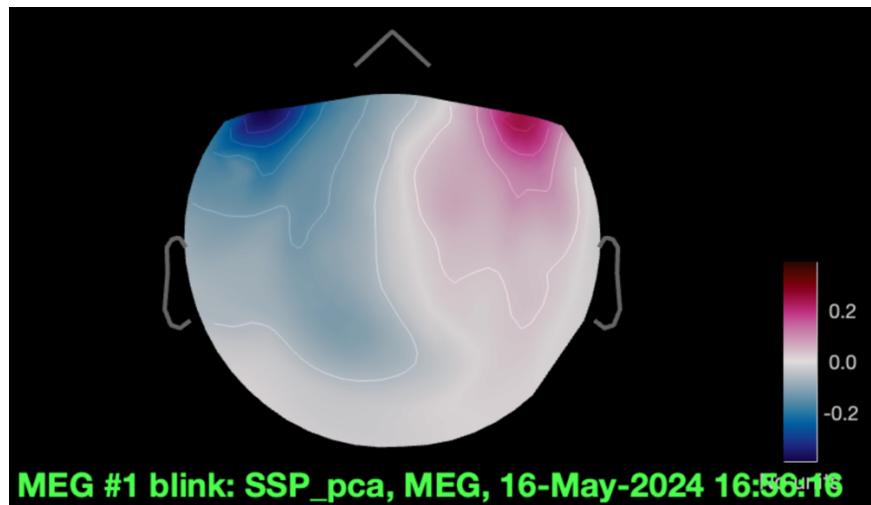
نتایج بدست آمده در این عملیات به صورت شکل 12، 13 و 14 می‌باشد.



تصویر ۱۷) تصویر تطابق سنسورها و آناتومی سر



تصویر ۱۸) تصویر مولفه‌ی حذف شده برای ضربان قلب



تصویر ۱۹) تصویر مولفه‌ی حذف شده برای پلک زدن

شکل ۱۸ و ۱۹ به ترتیب مولفه‌ی حذف شده توسط روش SSP برای ضربان قلب و پلک زدن می‌باشد. همانطور که مشاهده می‌شود این مولفه‌ی بیشترین درصد شباهت را به سیگنال آرتیفیکت دارد. برای مثال اگر دقت کنیم در شکل ۱۹ آرتیفیکت ناشی از پلک زدن باید در نواحی اطراف چشم بیشتر باشد که از شکل نیز این حقیقت واضح می‌باشد. شکل ۱۷ نیز برای بررسی تطابق سنسورها روی سر فرد می‌باشد که به خوبی انجام شده است.



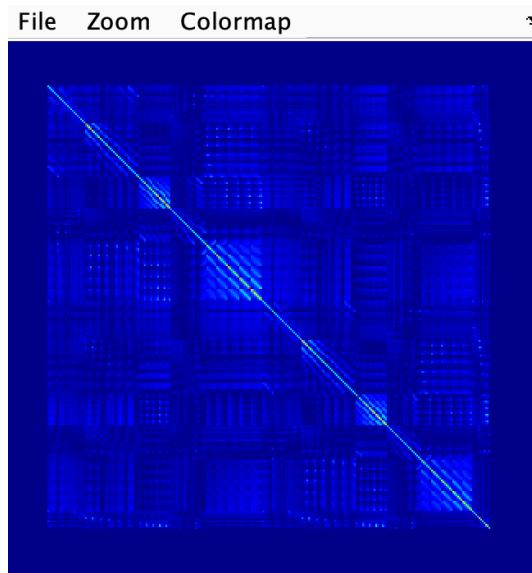
## د) تخمین منابع<sup>۱</sup>

پس از پیش پردازش داده‌ها، در این بخش میخواهیم از فضای سنسور به فضای منابع رفته و در واقع بر اساس اطلاعات سنسورها تخمینی از منابع مغزی بدست آوریم.

برای انجام این کار به طور کلی نیاز به در نظر گرفتن یک مدل سر<sup>۲</sup> یا مدل مستقیم<sup>۳</sup> و سپس تعیین یک روش برای حل مسئله معکوس داریم. در اینجا قصد داریم برای حل مسئله معکوس از روش dSPM استفاده کنیم. این روش همانند روش sLORETA از دسته روش‌های Minimum norm imaging می‌باشد. برای به کارگیری این روش نیاز به محاسبه ماتریس کوواریانس نویز داریم که از ثبت اتاق خالی قابل محاسبه است.

برای تخمین منابع مغزی از روی سیگنال‌های MEG، همان‌طور که در تمرین گفته شده، ابتدا نیاز به مشخص کردن مدل سر یا مدل مستقیم و سپس تعیین روش حل مسئله معکوس داریم. مطابق با ترتیب گفته شده در تمرین ابتدا ماتریس کوواریانس نویز را که روش حل مسئله معکوس dSPM به آن نیاز دارد را محاسبه می‌کنیم. نمایش colormap این ماتریس کوواریانس در تصویر ۱۱ آمده است.

در این بخش مطابق دستور کار سطح کورتکس به عنوان منبع در نظر گرفته شده و روش مسئله مستقیم Overlapping spheres انتخاب شده است.



تصویر ۲۰) ماتریس کوواریانس نویز مورد نیاز برای حل مسئله معکوس.

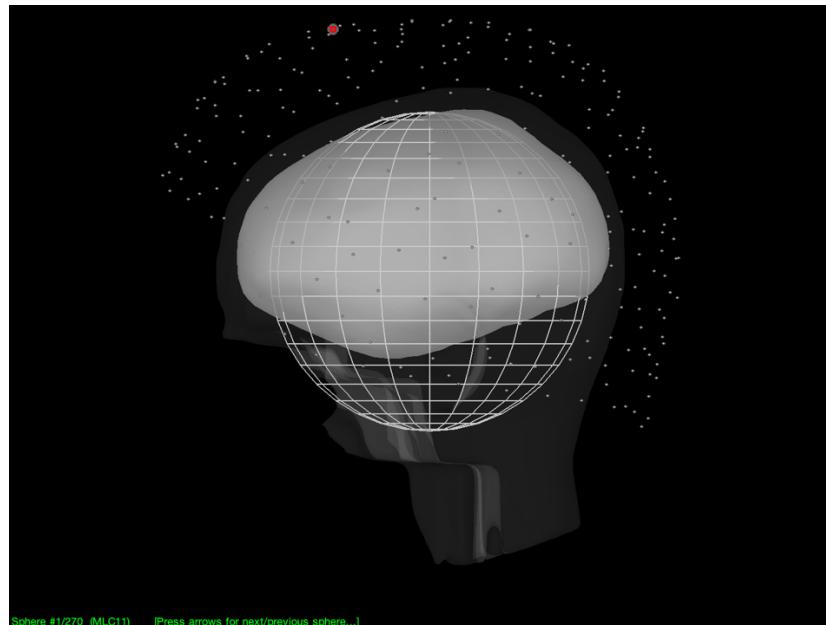
<sup>1</sup> Source estimation

<sup>2</sup> Head model

<sup>3</sup> Forward model



سپس مدل سر یا مدل مستقیم را تعیین می‌کنیم. طبق گفته صورت سؤال Cortex surface را به عنوان فضای منابع و Overlapping spheres را به عنوان روش محاسبه مدل سر در نظر می‌گیریم. این مدل سر در تصویر ۲۱ نشان داده شده است.



تصویر ۲۱) مدل مستقیم Overlapping spheres. الکترود متناظر با این کره با رنگ قرمز متمایز شده است.

در مجموع ۲۷۰ کره برای مدل مستقیم توسط نرم‌افزار در نظر گرفته شده است (گوشه پایین سمت چپ تصویر ۲۱). طبق تحقیقی که راجع به روش Overlapping spheres انجام دادم این روش بهبود یافته روش ساده single sphere است و به این شکل عمل می‌کند که در زیر هر سنسور یک کره فیت می‌کند. پس به ازای تعداد سنسورها در این روش کره خواهیم داشت.

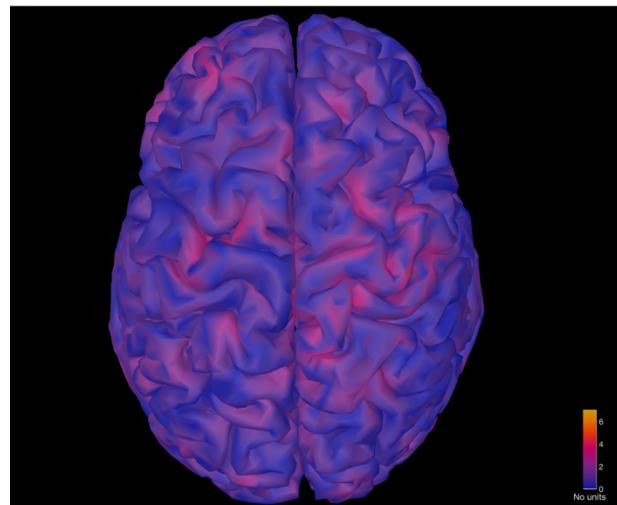
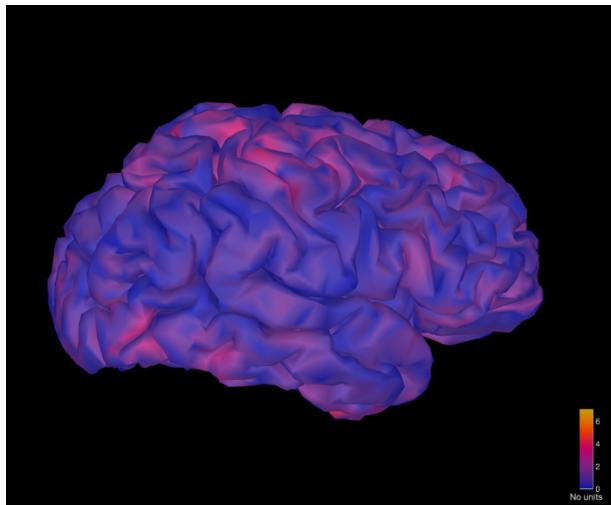
#### Available methods for MEG forward modeling

- **Single sphere:** The head geometry is simplified as a single sphere, with homogeneous electromagnetic properties.
- **Overlapping spheres:** Refines the previous model by fitting one local sphere under each sensor.

تصویر ۲۲) دوتا از روش‌های مسئله مستقیم.

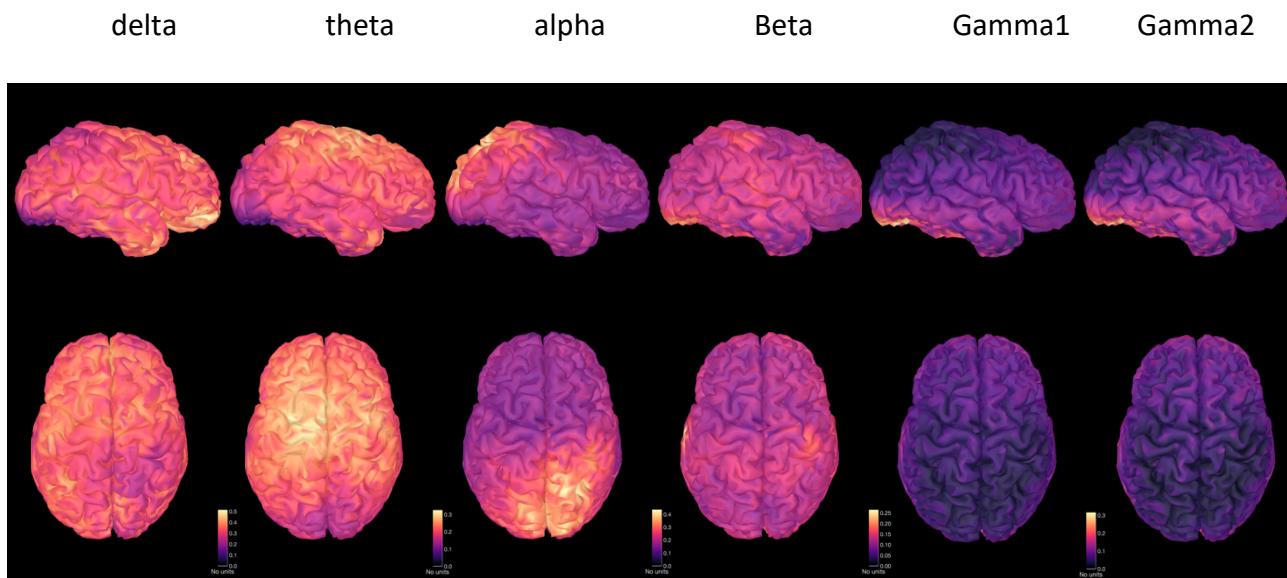


کواریانس نویز را حساب کردیم و مدل مستقیم سر و کره‌ها را حساب کردیم، حالا ما دیگر می‌توانیم به سراغ حل مسئله معکوس و تخمین منابع برویم. طبق روش گفته شده در سؤال روش حل مسئله معکوس را dSPM انتخاب می‌کنیم و برنامه را اجرا می‌کنیم. در نهایت پس از حل مسئله معکوس و منعکس کردن آن روی آناتومی مغز به تصویر ۲۳ می‌رسیم که فعالیت‌های منابع مغزی را برای زمان ثانیه ۵ از دو نمای بالا و پهلوی مغز نمایش می‌دهد.



تصویر ۲۳) منابع جریان مغزی به دست آمده از حل مسئله معکوس به روش dSPM.

در مرحله بعدی باید چگالی طیف توان نسبی منابع جریان مغزی را برای ۱۰۰ ثانیه اول در باندهای مختلف فرکانسی به دست آوریم. برای نمایش چگالی توان‌های به دست آمده از spatial smoothing باشد استفاده کنیم. تصاویر چگالی طیف توان نسبی منابع مغزی برای باندهای فرکانسی gamma1، beta، alpha، theta، delta و gamma2 در تصویر ۲۴ آمده است.



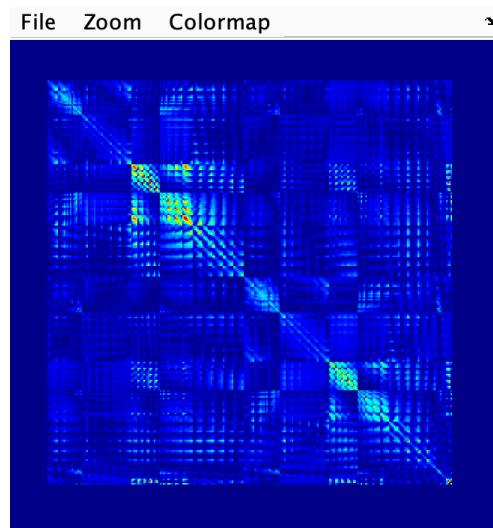
تصویر ۲۴) چگالی طیف توان نسبی منابع مغزی به دست آمده توسط روش dSPM برای باندهای فرکانسی مختلف.

بزرگترین تفاوت و ضعفی که در مقایسه با تصویر ۲۴ و تصاویر آمده در سؤالات به چشم می‌خورد این است که تغییرات اندازه چگالی توان در تصاویر صورت سؤال یکنواخت‌تر و نرم‌تر و همچنین با دقت بیشتری است. در حالی که تصاویر به دست آمده در اینجا آن نرمی را ندارند اما به طور تقریبی نتیجه بدست آمده مشابه شکل ۱ می‌باشد، که پیش پردازش‌های مناسب تر می‌تواند نتیجه را بهبود دهد. ما در این تمرین برخی آرتیفکت‌ها را در نظر نگرفتیم که می‌تواند در نتیجه ما تاثیرگذار باشد. همچنین به دلیل متوسط گیری از چند نفر احتمال خطأ بسیار کاهش یافته است و شکل یک دقت بیشتری دارد.

### سؤالات امتیازی

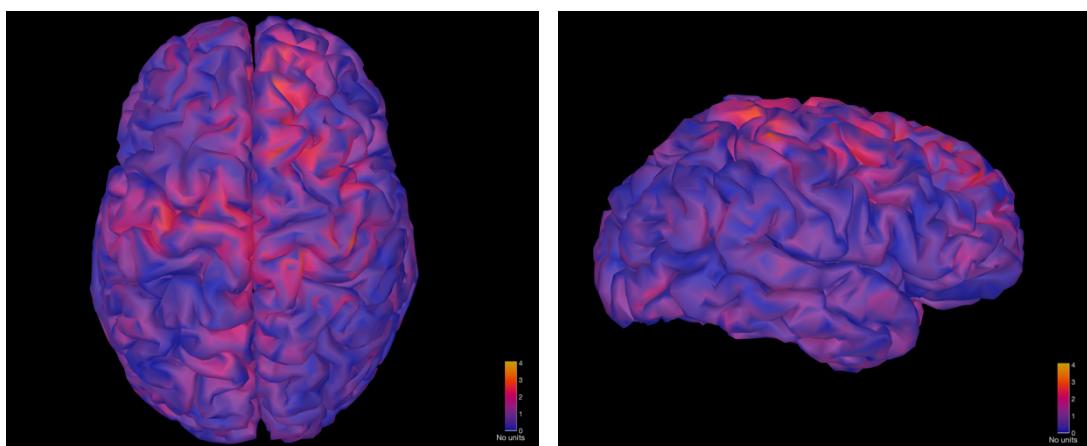
در ادامه خواسته شده که با روش حل مسئله معکوس دیگری با نام LCMV Beamformer منابع مغزی را به دست آورده و دقیقاً مثل روند قبلی چگالی طیف توان نسبی باندهای مختلف فرکانسی آن را محاسبه کنیم.

مراحل این بخش کاملا مشابه مسئله‌ی قبلی است و تنها تفاوت آن نیاز به داشتن کوواریانس داده می‌باشد. ماتریس کوواریانس داده به صورت شکل ۲۵ می‌باشد.



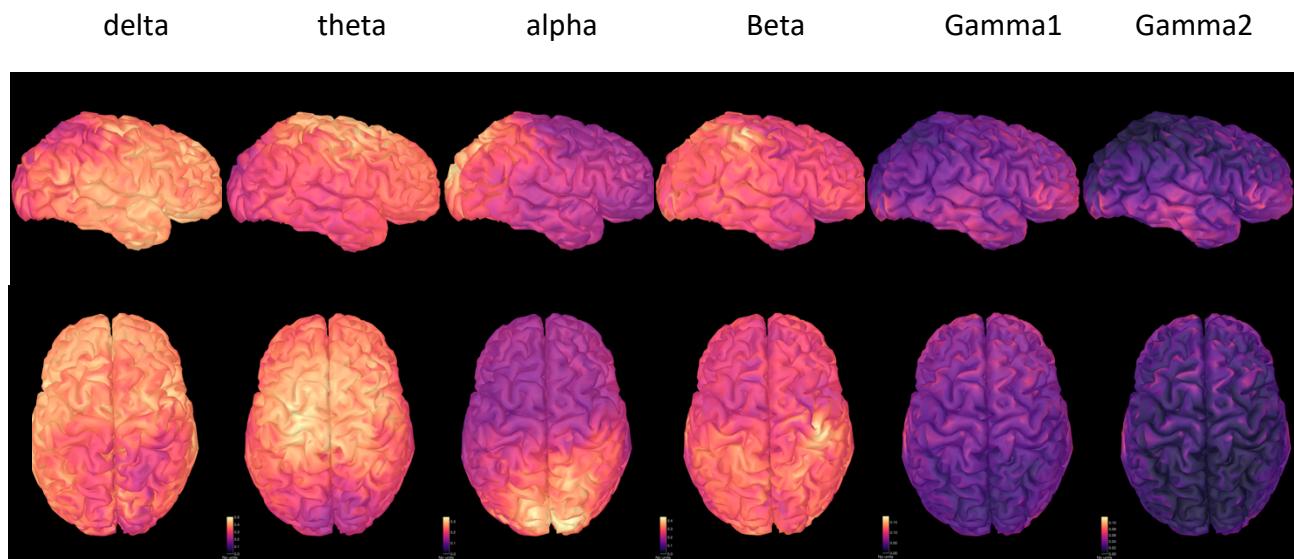
تصویر ۲۵) ماتریس کوواریانس داده‌ها موردنیاز برای حل مسئله معکوس.

در نهایت پس از حل مسئله معکوس و منعکس کردن آن روی آناتومی مغز به تصویر ۲۶ می‌رسیم که فعالیت‌های منابع مغزی را برای زمان ثانیه ۵ از دو نمای بالا و پهلوی مغز نمایش می‌دهد.



تصویر ۲۶) منابع جریان مغزی به دست آمده از حل مسئله معکوس.

بقیه مراحل مشابه قبل است و از ذکر مجدد آن خودداری می‌کنیم. نتایج بدست آمده برای شدت فعالیت نواحی مغزی در باندهای فرکانسی به صورت شکل ۲۷ می‌باشد:

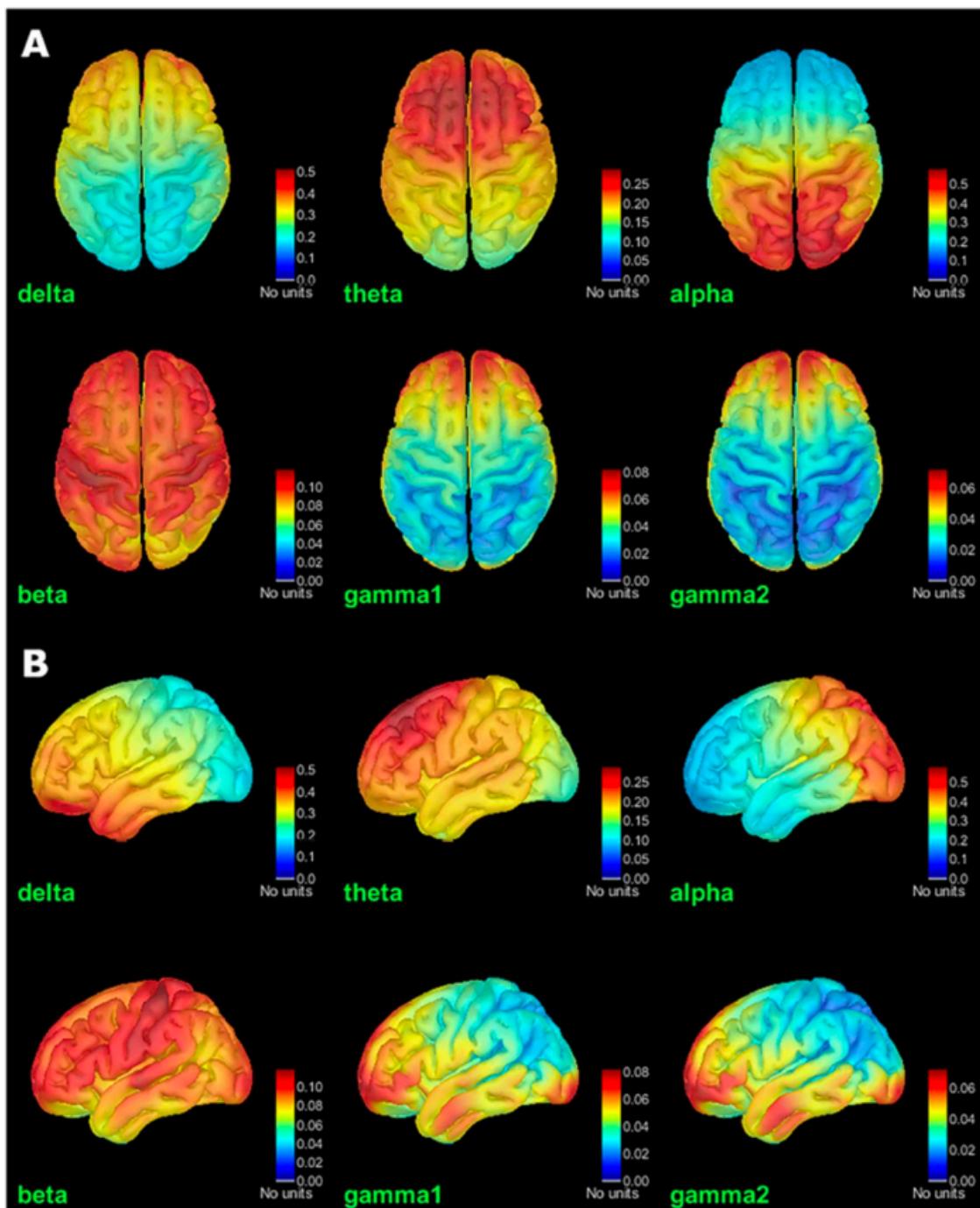


تصویر (۲۷) چگالی طیف توان نسبی منابع مغزی به دست آمده توسط روش LCMV Beamformer برای باندهای فرکانسی مختلف.

هر دو روش حل مسئله معکوس dSPM و LCMV Beamformer جواب‌ها تقریباً مشابه با شکل یک تمرین شد و محل منابع مغزی ای که توسط دو روش به دست آمده در باندهای فرکانس مختلف بسیار شبیه به هم است. اما همانطور که مشاهده می‌شود شدت فعالیت منابع مغزی در روش PNAI نسبت به SSP دقیق‌تر می‌باشد و مشابهت بیشتری با شکل ۱ دارد.



تصویر داخل فایل تمرین:



شکل 1: نقشه PSD نسبی متوسط گیری شده در باندهای فرکانسی مختلف. A نمای بالا. B نمای جانبی [3]

