

تمرین کامپیوتری دوم

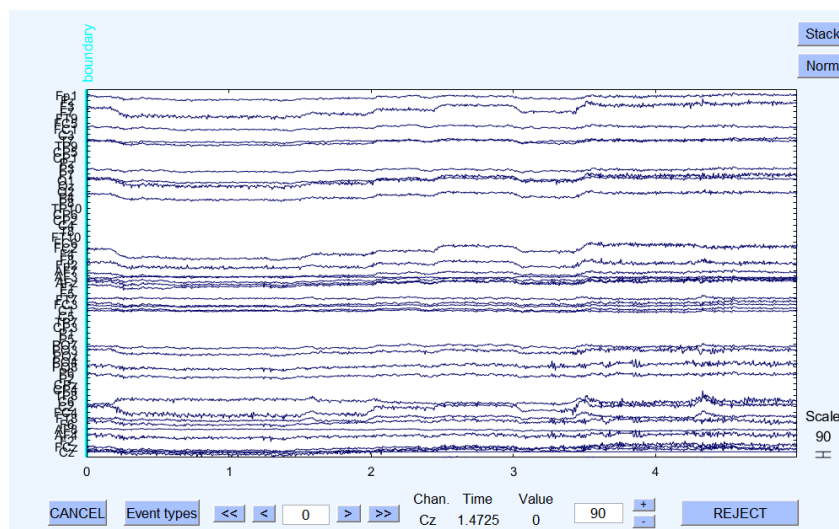
(ثمین مهدی زاده - ۸۱۰۱۰۰۵۲۶)

Data Modality: Electroencephalogram(1

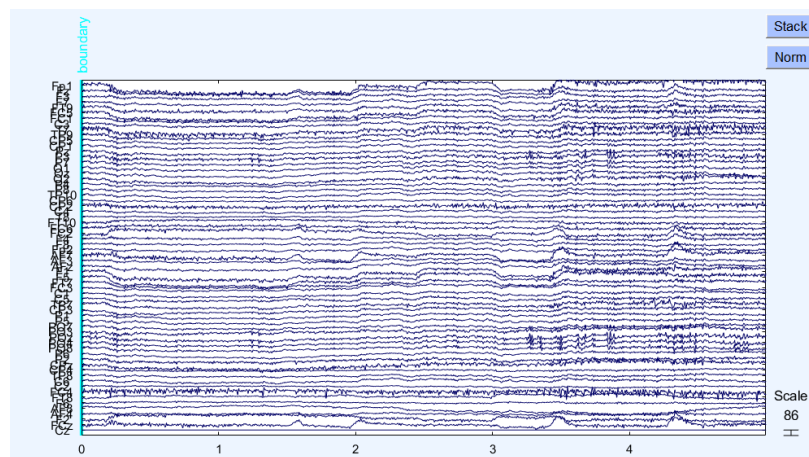
preprocessing(1.1

در این قسمت طی چهار مرحله داده پیش پردازش شده تا برای انجام تحلیل بر روی آن آماده شود.

(a) پس از اعمال high-pass فیلتر drift موجودر سیگنال که می تواند ناشی از سیگنال های برق باشد حذف می شود. در واقع با این کار تنها قسمت هایی از سیگنال باقی می ماند که فرکانس آن ها در بازه گفته شده باشد. تصویر زیر مربوط به زمان قبل از اعمال فیلتر و بعد از آن است.

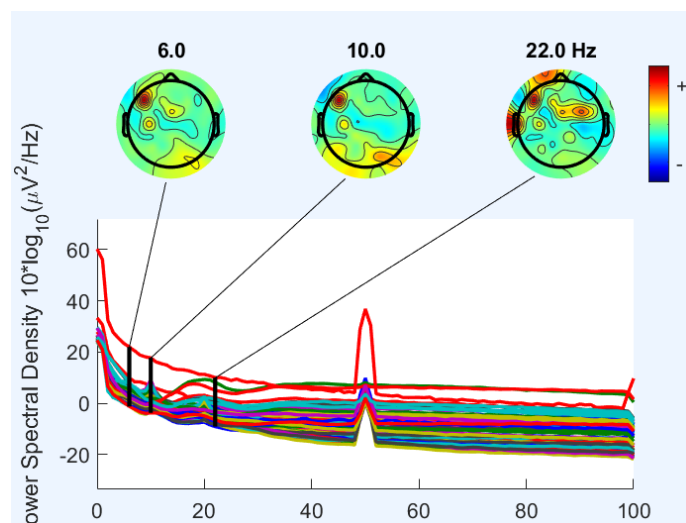


شکل ۱. قبل از اعمال فیلتر

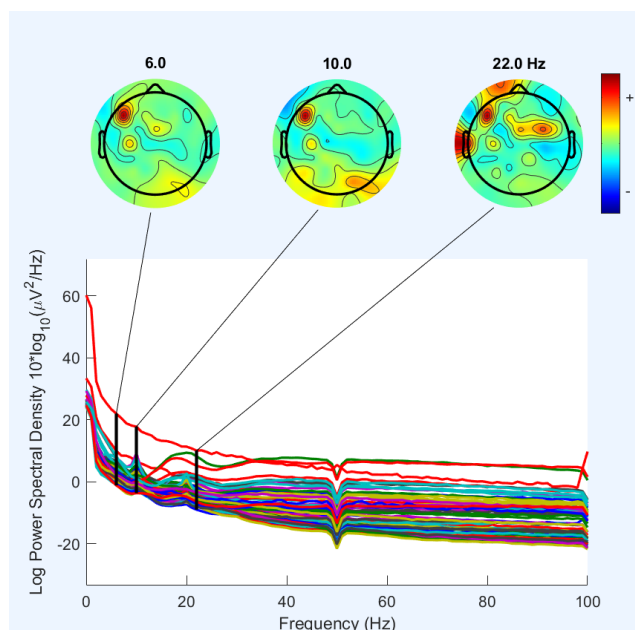


شکل ۲. بعد از اعمال فیلتر

علاوه بر این فیلتر notch نیز نویزی که برق AC به DC را تبدیل می کند حذف می کند. این نویز باعث می شود که تمامی سیگنال ها در یک نقطه پرش داشته باشند. در این جا فرکانس های بین ۴۹ تا ۵۱ فرکانس حذف شده اند.



شکل ۳. قبل از اعمال فیلتر notch



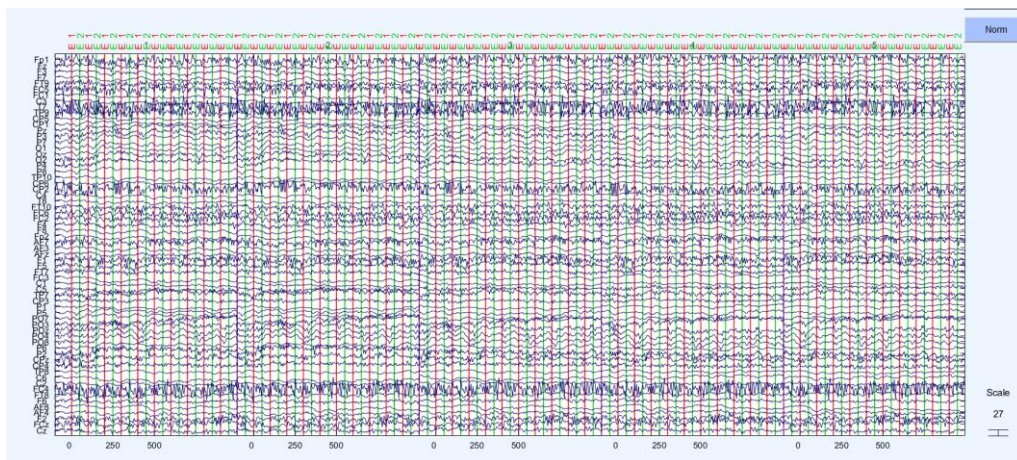
شکل ۴. بعد از اعمال فیلتر notch

(b)

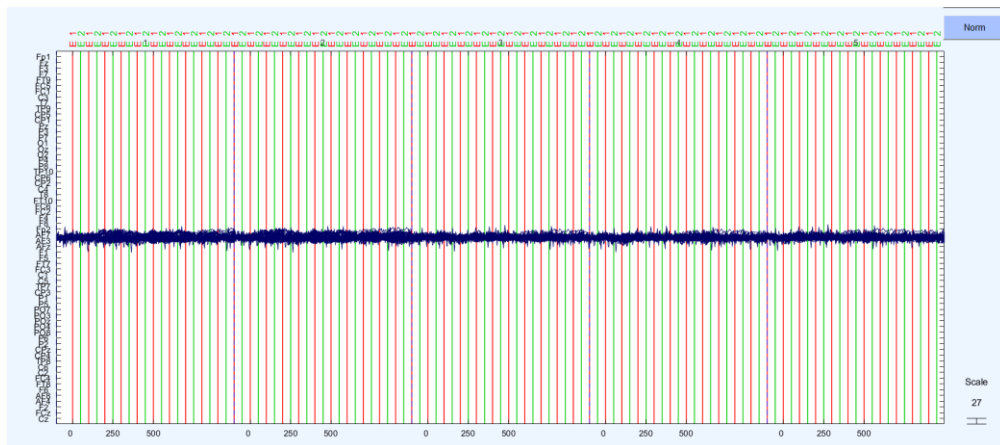
Average Referencing: در این موضوع توجه می شود که در صورتی که الکترودها به صورت متقارن در مغز وجود داشته باشند. مجموع انرژی های آن برابر صفر است و جمع الکتریسته ها برابر صفر باید شود. بنابراین در این روش میانگین به دست آمده را از کل سیگنال حذف می کنند.

Base-line normalization: همیشه تعدادی سیگنال علاوه بر سیگنال مورد نظر ما در داده ها وجود دارد. برای مثال ممکن است فرد حین انجام تست به موضوع دیگری فکر کند و یا سیگنال های مربوط به ضربان قلب ارسال شود. در base normalization سعی می شود تا این سیگنال ها از داده پاک شود.

c) به نظر میرسد داده‌های کانال‌ها تا حد خوبی مشکلی ندارند و اطلاعات موجود در آن‌ها سالم است. علاوه بر این در صورتی که کل سیگنال‌ها را استک کنیم می‌بینیم که تقریباً همه سیگنال‌ها در یک رنج قرار دارند و تقریباً مثل هم اند.

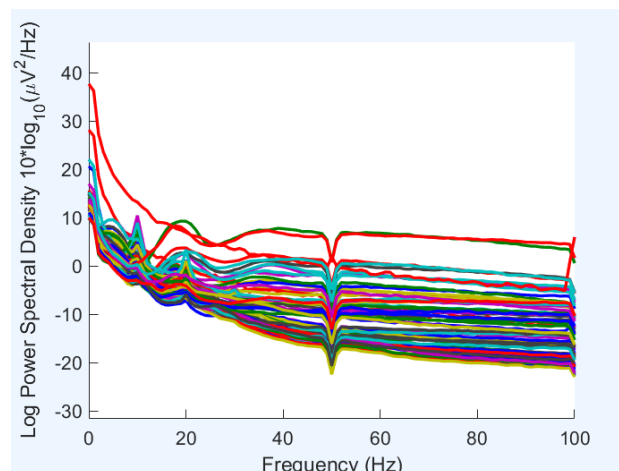


شکل ۵. داده نهایی



شکل ۶. استک شدن سیگنال‌ها

در صورتی که از نمودار زیر نیز استفاده شود می‌توان دید تقریباً همه کانال‌ها در یک محدوده اند پ‌شاید تنها کانال‌های ۳۶ و ۹ کمی از بقیه جداتر باشند.



شکل ۷. سیگنال‌های نهایی مربوط به هر کانال

Representational Dissimilarity Matrices (RDMs)(1.2)

1) استخراج اشیاء های مربوط به صندلی، صورت و سگ:

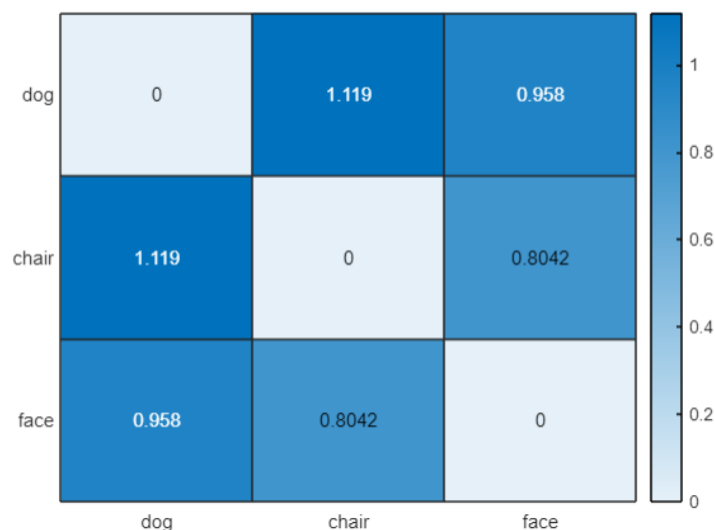
	object	eventnumber
1	'chair'	86
2	'dog'	359
3	'face'	590
4	'chair'	2161
5	'face'	2944
6	'dog'	3226
7	'dog'	3717
8	'chair'	3944
9	'face'	4363

شکل 8. اشیاء های صندلی، صورت و سگ

2) پس از استخراج اشیاء های گفته شده ماتریس RDM برای هر کانال در زمان ۲۰۰ به دست آمد. برای به دست آوردن این ماتریس در هر زمان میان داده های ۲۵ ثانیه قبل تا بعد میانگین گرفته می شود. باید توجه شود که باتوجه به اینکه فرکانس نمونه برداری برابر با ۲۵۰ هرتز بود. برای دسترسی به ۲۵ ثانیه قبل تنها داده های تا ۶ خانه قبل و بعد میانگیری می شود.

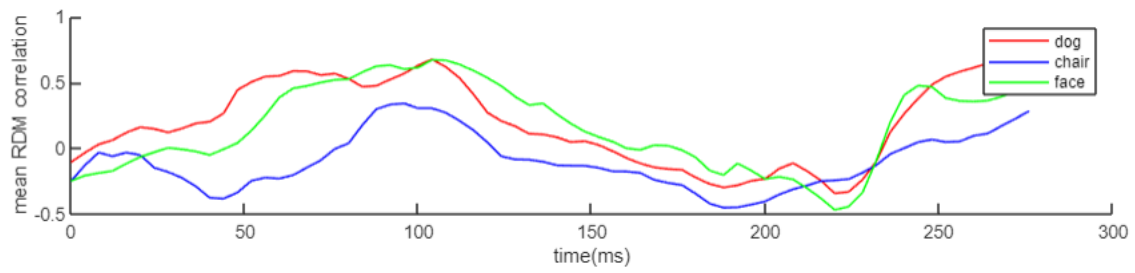
در ادامه اطلاعات مربوط به کانال ۱ گذاشته شده است (برای سایر کانال ها در کد موجود است اما به دلیل مشکل سیستم در ذخیره تعداد بالا تنها ۱۰ مورد به صورت گرافیکی نیز نشان داده شده است)

```
channel_1
0      1.1189  0.9580
1.1189  0      0.8042
0.9580  0.8042  0
```



شکل ۹. ماتریس rdm برای کانال اول

(3) rsa به دست آمده به صورت زیر است:



شکل ۱۰. نمودار rsa

(a)

همان طور که دیده می شود در ۲۰۰ ثانیه نمودار مربوط به سه دسته بسیار نزدیک به هم هستند و بنابر این بهتر است از زمان دیگری که سه نمودار بیشتر از هم تفاوت دارند استفاده کرد. برای مثال در این جا عدد نزدیک به ۱۰۰ بیشتر سه نمودار را از هم جدا کرده است.

Data Modality: Local Field Potentials (2)

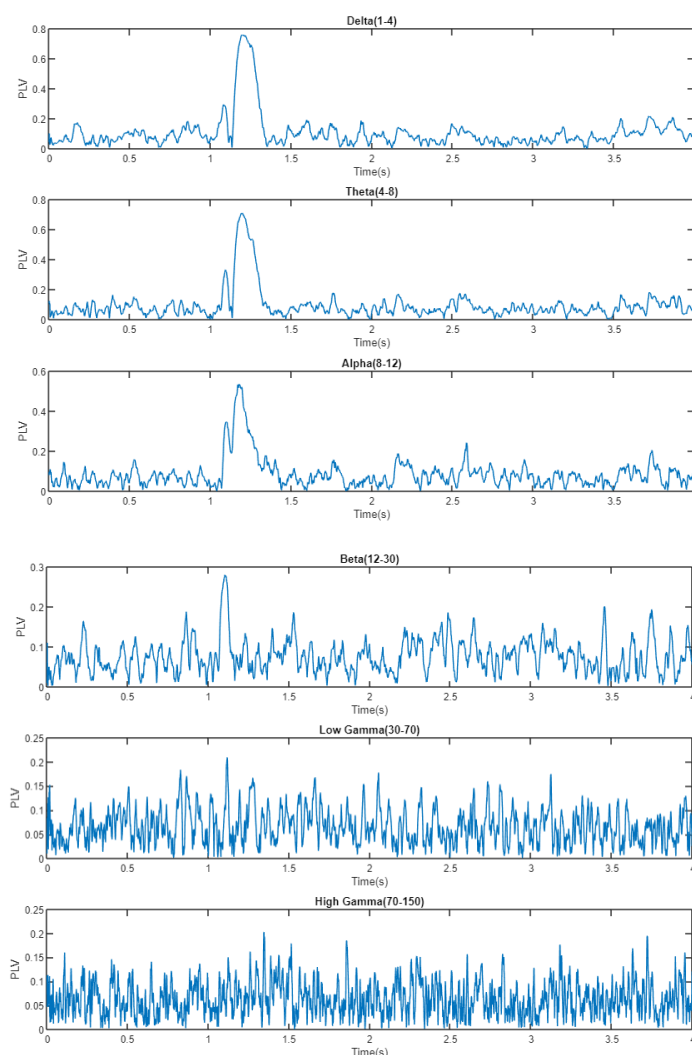
Phase-Locking Value (PLV) Analysis(2.1)

(a) استفاده از فیلتر مناسب تر است چرا که `filtfilt` از `zero-phase filtering` استفاده می کند. در حالی که برای استفاده از فیلترهایی مانند Hilbert فاز پاسخ فاز بسیار مهم است و عملکرد این فیلتر ها به آن بستگی دارد.

(b) استفاده از `baseline normalization` به ما کمک می کند تا تنها سیگنال هایی که برای تسک مهم بوده اند استخراج شوند و سیگنال های دیگر از آن جدا شود. برای مثال ممکن است فرد حین انجام تسک به موضوع دیگری فکر کند و تمام سیگنال دریافتی ناشی از تسک گفته شده نباشد. علاوه بر این موضوع به ما کمک می کند تا داده توزیع نرمال داشته باشد که برای کار های آماری مفید است.

(c) بله می توان چرا که در `shuffle correlation` با برهم زدن نظم داده ها سعی می شود تاثیر عوامل خارجی مانند ضخامت جمجمه و یا سایر شرایط غیر مرتبط با نتیجه آزمایش که ممکن است بسته به شرایط متفاوت باشد در نظر گرفته نشود و تاثیر خود را بر روی نتایج از دست بدهد.

(d) نتایج در باند های مختلف فرکانسی به صورت زیر به دست آمد:



شکل ۱۱. نمودار `plv` در باند های فرکانسی متفاوت

(e) همان طور که از تصویر بالا پیداست مقدار plv در زمان های نزدیک به یک برای باند های فرکانسی دلتا، تتا و آلفا به وضوح زیاد است که نشان می دهد در این باند ها این دوناچه $connectivity$ دارند. علاوه بر این برای بتا هم شاید بتوان گفت تا حدود کمی این $connectivity$ دیده می شود. برای اطمینان از صحت جواب با ساختن جامعه خنثی که در آن این دو ناحیه ارتباطی ندارند و مشاهده $pvalue$ دیده شده می توان گفت که تقریباً ۴ باند اول و به خصوص سه تای اول $connectivity$ را نشان می دهد در حالی که برای دو باند آخر این مقدار به طور آماری $significant$ نیست.

```
p_values in permutation test:
Delta(1-4): 0
Theta(4-8): 0
Alpha(8-12): 0
Beta(12-30): 0.28
Low Gamma(30-70): 0.84
High Gamma(70-150): 0.96
```

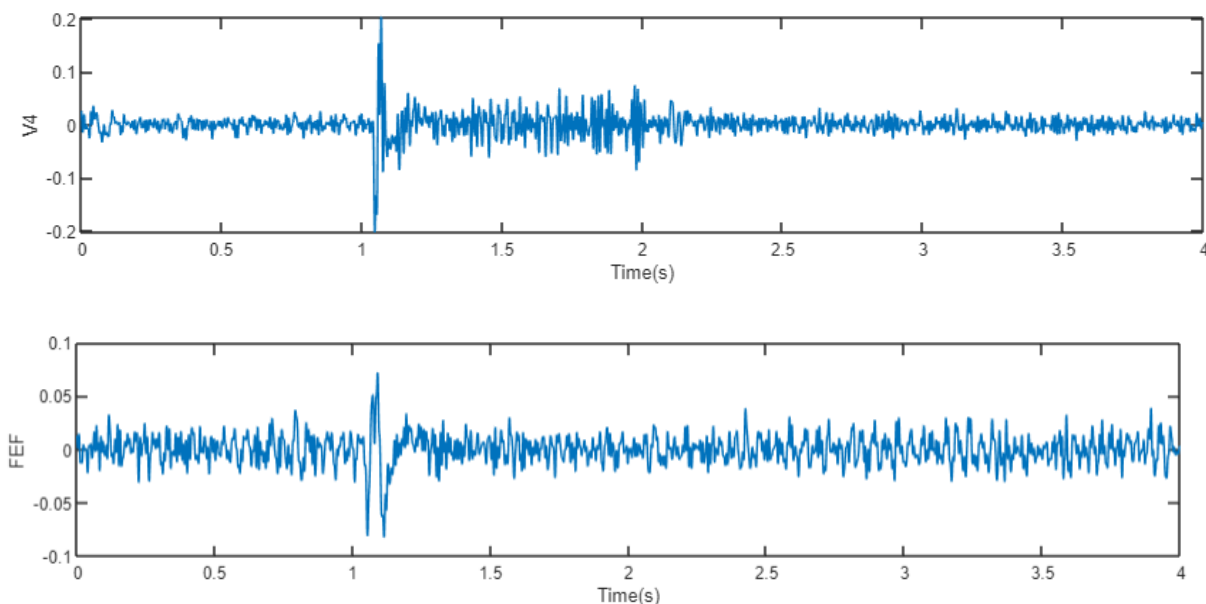
شکل ۱۲. مقادیر $pvalue$ در باند های فرکانسی متفاوت

Linear Granger Causality (LGC) Analysis(2.2)

(a) برای انجام این تحلیل لازم است تا سیگنال های زمانی $stationary$ باشند. یک سیگنال برای اینکه $stationary$ باشد لازم است تا سه شرط زیر را داشته باشد.

- (۱) میانگین سیگنال در طول زمان ثابت باشد.
- (۲) انحراف معیار سیگنال در طول زمان ثابت باشد.
- (۳) سیگنال به صورت تناوبی نباشد و رفتار آن در طول زمان قابل پیش بینی نباشد.

(b) نمودار های مربوط به سیگنال های گفته شده به صورت زیر است که می توان گفت تقریباً سه شرط گفته شده در بالا را دارند:



شکل ۱۳. سیگنال های زمانی برای تحلیل LGC

علاوه بر این نتایج پس از انجام تست *adf* به صورت زیر است که ۱ بودن مقدار *h* و نزدیک به صفر بودن مقدار *pvalue* نشان می دهد این دو سیگنال *stationary* هستند.

```
[h,pValue,stat,cValue] = adfptest(V4_signal)
```

```
h = logical
    1
pValue = 1.0000e-03
stat = -13.7825
cValue = -1.9416
```

```
[h,pValue,stat,cValue] = adfptest(FEF_signal)
```

```
h = logical
    1
pValue = 1.0000e-03
stat = -10.7140
cValue = -1.9416
```

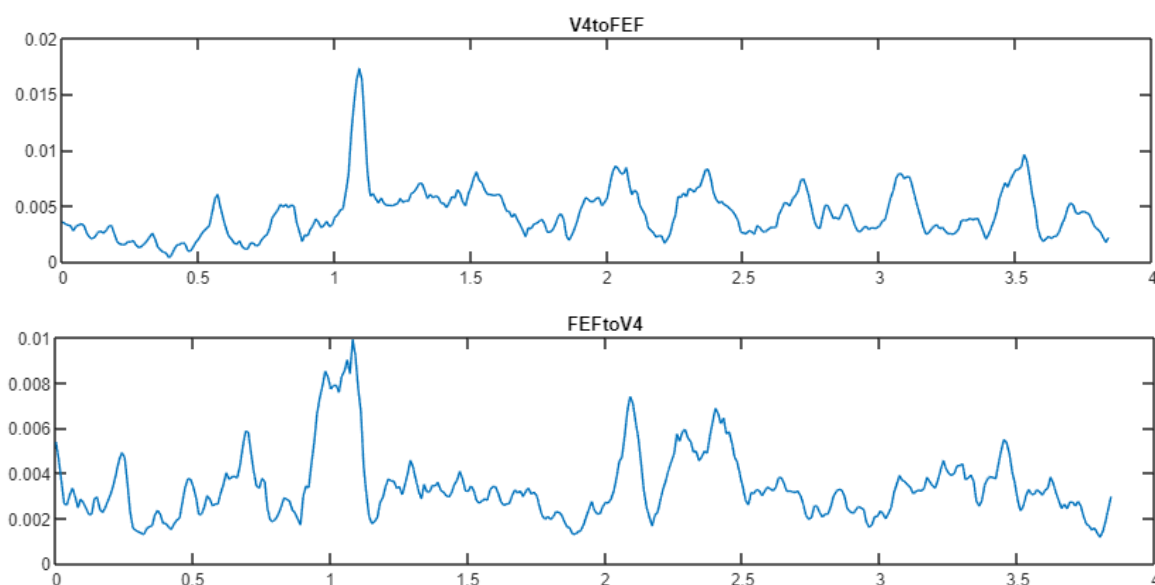
شکل ۱۴. نتایج تست *adf*

(c) مراحل پیش پردازش داده:

```
srate = 1000;
range = 0.5;
wo = 2/srate*range;
filtPts = fir1(100,wo);
filteredData = filter(filtPts, 1, X_in_sessions, [], 2);
[b,a] = iirnotch(wo,wo/35);
filteredData = filter(b,a,filteredData, [], 2);
normalizedData = normalize(filteredData,3);
diffData = diff(normalizedData);
```

شکل ۱۵. پیش پردازش داده

(d) تحلیل *LGC* با سائز پنجره ۱۵۰ میلی ثانیه بر روی داده ها صورت گرفت که نمودار های آن به شرح زیر است:



شکل ۱۶. نمودار های مربوط به تحلیل *LGC*

(e) یکی از خوبی های این تحلیل این است که می توان connectivity را دو طرفه سنجید. در دو نمودار بالا محور y در واقع آماره F را بیان می کند. اگر به نمودار ها توجه کنیم خواهیم دید که در بعضی نقاط مانند ۱ این دو نمودار پیک زده اند و مقدار connectivity آن ها افزایش یافته است. برای بررسی آماری این موضوع نیز تنها کافی است به آماره F توجه کنیم که در نمودار مشخص است. در این جا اگر مقدار α را برابر با پنج صدم در نظر بگیریم مشاهده می کنیم در هر دو نمودار نقاطی وجود دارد که از این مقدار کمتر است و بنابراین می توان گفت در این جا نیز connectivity وجود دارد. البته استفاده از بازه اطمینان می توان دقت بهتری در نتایج بدهد.

(f) با مقایسه نمودار های مربوط به PLV و LGC به خوبی می توان دید که هر دو در نقطه نزدیک به یک پیک داشته اند و احتمالاً در این لحظه محرکی اعمال شده که به سبب آن این دو ناحیه به یکدیگر متصل شده اند. اما به طور کلی یکی از مشکلاتی که تحلیل LGC دارد این است که در صورتی که ارتباط این سیگنال ها به صورت غیر خطی باشد قادر به تشخیص آن نیست و در این سیگنال ها استفاده از روش PLV موثر تر خواهد بود.