

In The Name of God



*Sharif University of Technology*

*Dr. Shamsolahi*

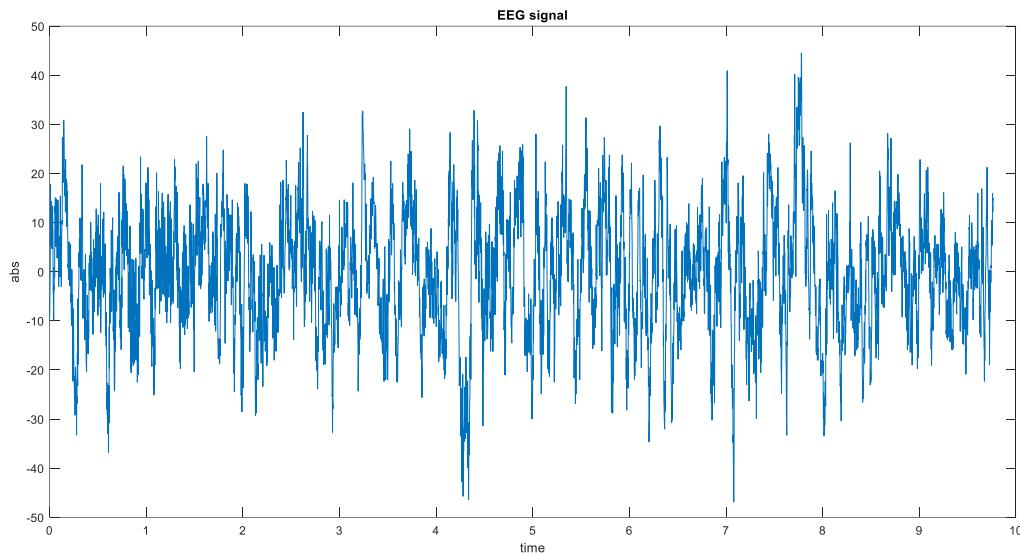
*Amirreza Hatamipour*

*97101507*

بخش صفر:

### سوال 1

ابتدا سیگنال EEG را می خوانیم. این سیگنال بصورت زیر می باشد:



که همانطور که می بینیم شکل فوق شبیه به یک سیگنال نویزی می باشد.

#### 1-الف)

ابتدا میانگین و واریانس سیگنال رو محاسبه می کنیم. بصورت زیر می باشد:

```
mean_EEG =
```

```
single
```

```
-0.4370
```

```
var_EEG =
```

```
single
```

```
152.6982
```

که همانطور که می بینیم نه میانگین صفر است و نه واریانس آن یک می باشد. حال برای نرمال کردن آن، میانگین آنرا کم می کنیم و بعد تقسیم بر واریانس آن می کنیم. که همانطور که می بینیم، میانگین و واریانس نرمال می شود:

```
mean_EEG_norm =
```

```
single
```

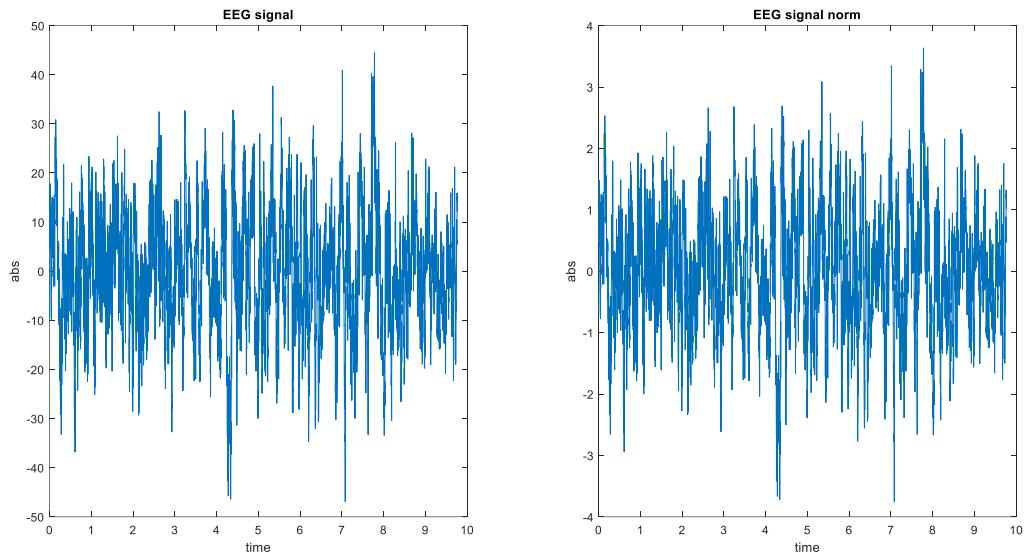
```
-1.5593e-08
```

```
var_EEG_norm =
```

```
single
```

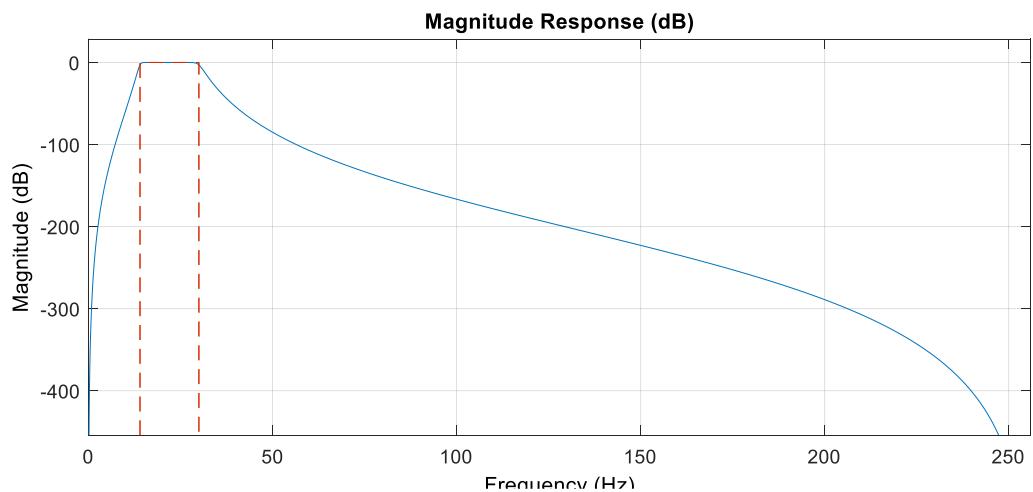
```
1
```

که در شکل زیر، شکل سیگنال قبل و بعد نرمال سازی در زیر نمایش داده شده است:

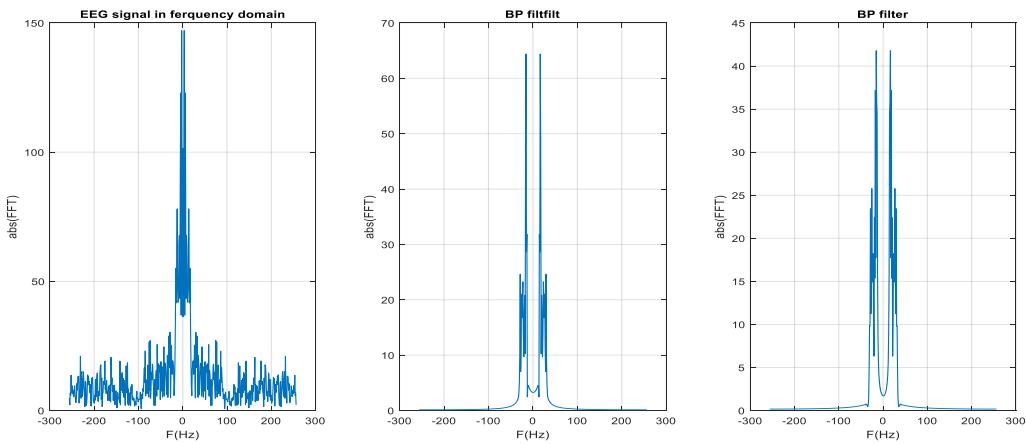


(ب1

فیلتر میان گذر مورد نظر را طراحی می کنیم. فیلتر بصورت زیر می باشد:



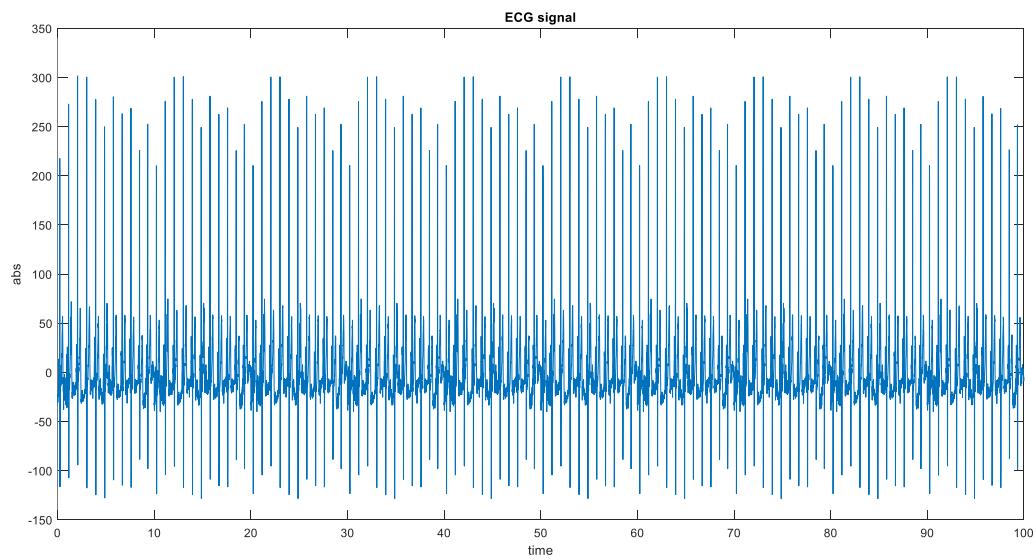
حال با توجه به فیلتر بالا، با دو دستور `filter` و `filtfilt` آن را روی سیگنال اعمال می کنیم:



که تفاوت این در روش در روش های اعمال می باشد. روش `filtfilt` را با اعمال Zero-padding اعمال می کند که فاز صفر سیگنال را کاهش می دهد و علاوه بر کاهش نویز، از اعمال تاخیر در سیگنال هم جلوگیری می کند. روش `filter` با استفاده از کانولوشن عادی این فیلتر را اعمال می کند که باز هم علاوه بر کاهش نویز، سبب ایجاد تاخیر می شود.

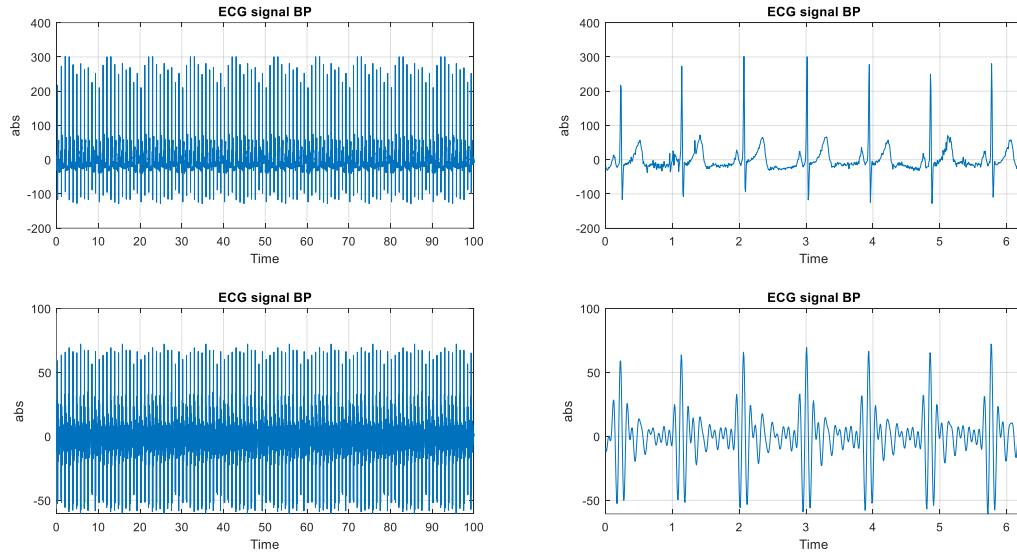
## سوال 2

سیگنال ECG را می خوانیم و بصورت شکل زیر نمایش می دهیم:



2-الف

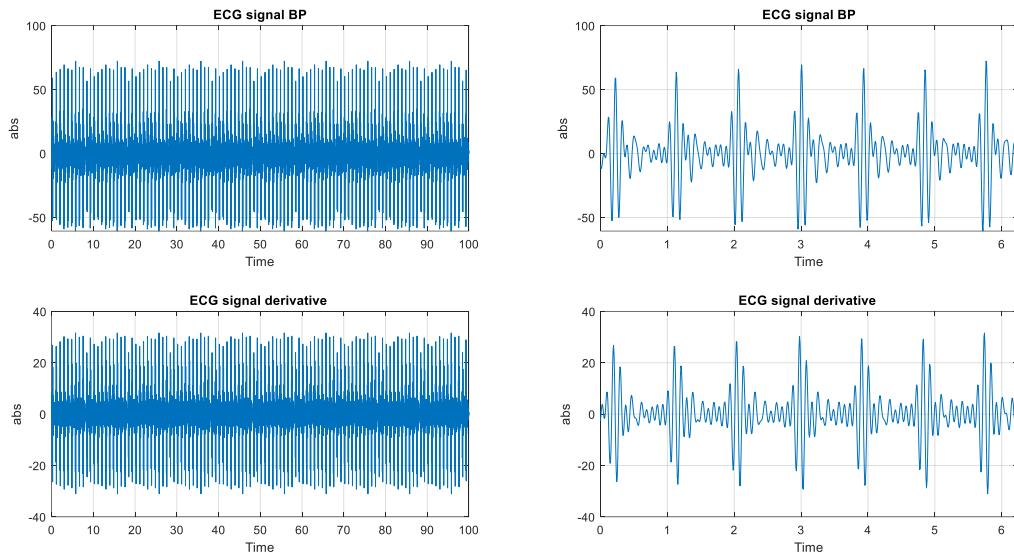
حال یک فیلتر برای گذراندن فرکانس های 5 تا 12 طراحی می کنیم و روی سیگنال با استفاده از دستور `filter` اعمال می کنیم. در تصویر زیر، تاثیر این فیلتر را بر روی سیگنال قلبی مان مشاهده می کنیم:



همانطور که می بینیم، قله های R سیگنال در نقطه پیک قرار دارد که کمک به استخراج آن می کند.

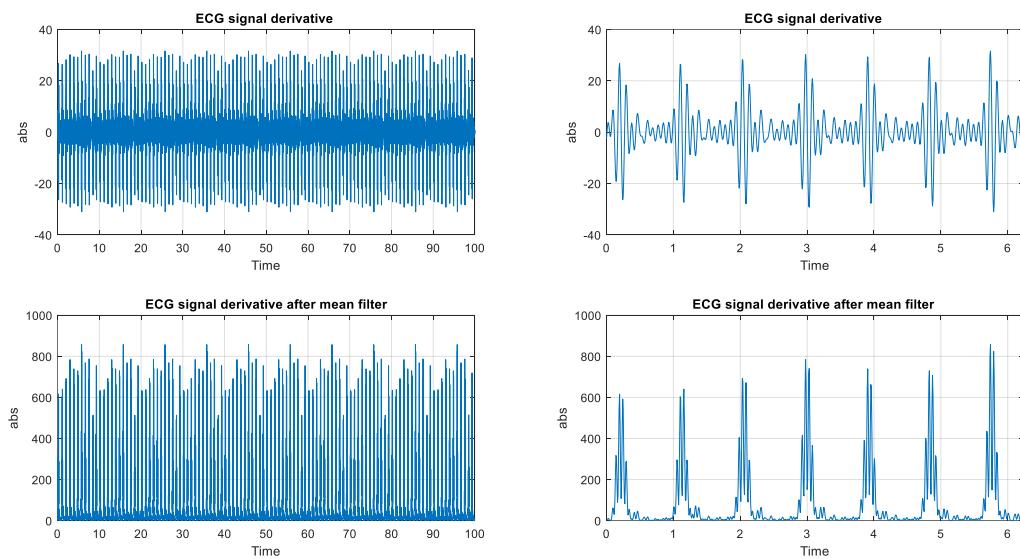
## ب-2

فیلتر مشتق گیر را با دستور `diff` روی سیگنال فیلتر شده اعمال می کنیم و نتیجه به صورت زیر می شود:



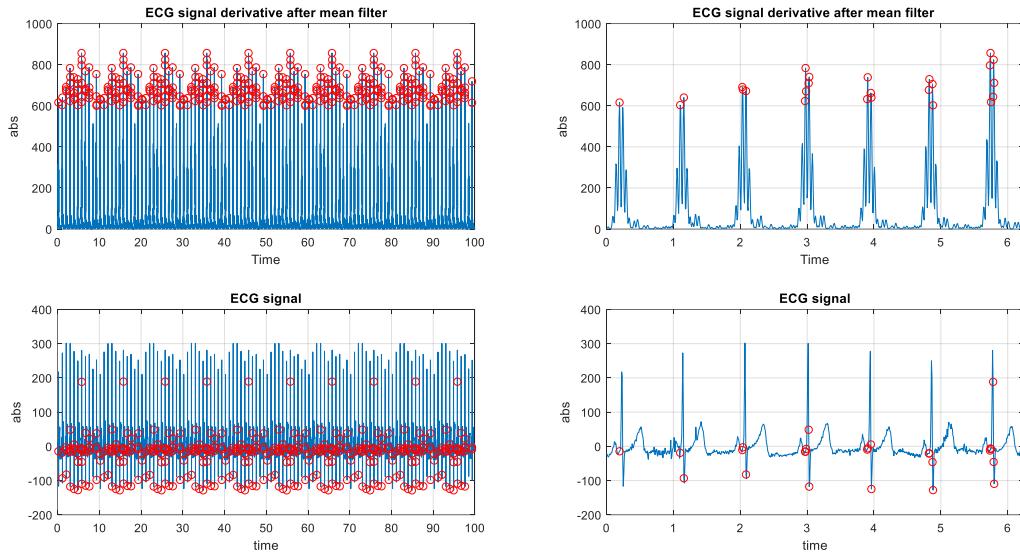
**2-ج**

حال سیگنال را به توان دو رسانده و در نهایت فیلتر میانگین گیر را با در نظر گرفتن سه نمونه قبلی و بعدی روی آن اعمال می کنیم:



**2-د**

حال روی نتیجه نهایی، یک ترشهولد میگذاریم و نتیجه را روی سیگنال اولیه انتقال می دهیم:



همانطور که می بینیم، به درستی مکان قله های R را تشخیص نمی دهد. اگر از ابتدا روی سیگنال اصلی ترشهولد گذاری می کردیم شاید به نتیجه بهتری می رسیدیم. همچنین از آنجایی که در هر سیکل، مکان قله R یک بیشینه محلي می باشد، با پیدا کردن آن با استفاده از روش های بهینه سازی احتمالاً به نتیجه بهتری نسبت به یک ترشهولد گذاری ساده می رسیدیم.

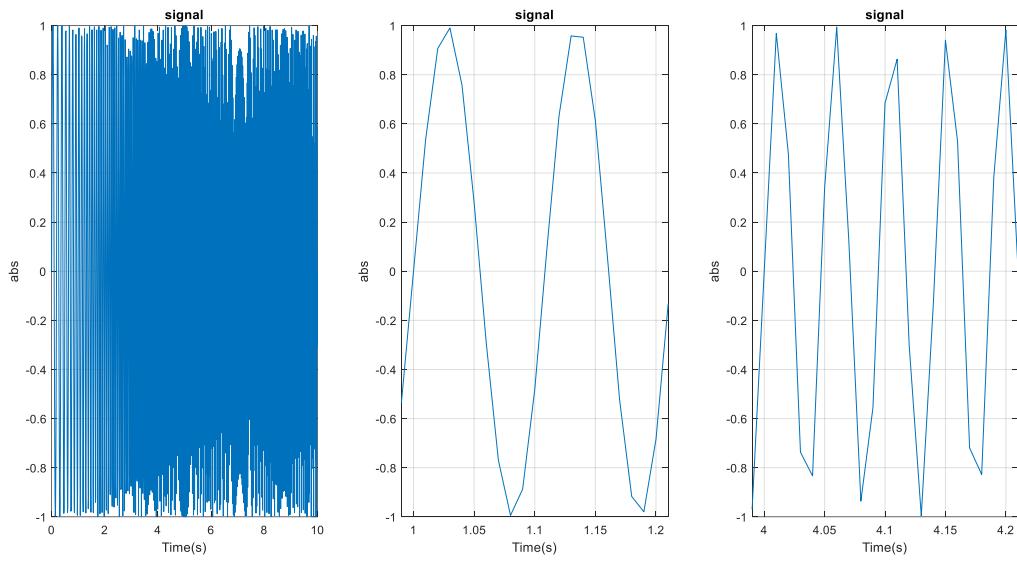
## بخش اول

### سوال 1

**الف:**

سیگنال گفته شده را تشکیل می دهیم. آز آنجایی که مشتق فاز آن فرکانس را به ما می دهد  $\frac{d(2*t^2+5t)}{dt} = 4 * t + 5$ ، در بازه 10 ثانیه، بیشترین فرکانسی که در آن رخ می دهد، 45 می باشد که دو برابر آن 90 می شود. برای راحتی و اطمینان، 100 را بعنوان فرکانس نمونه برداری در نظر می گیریم.

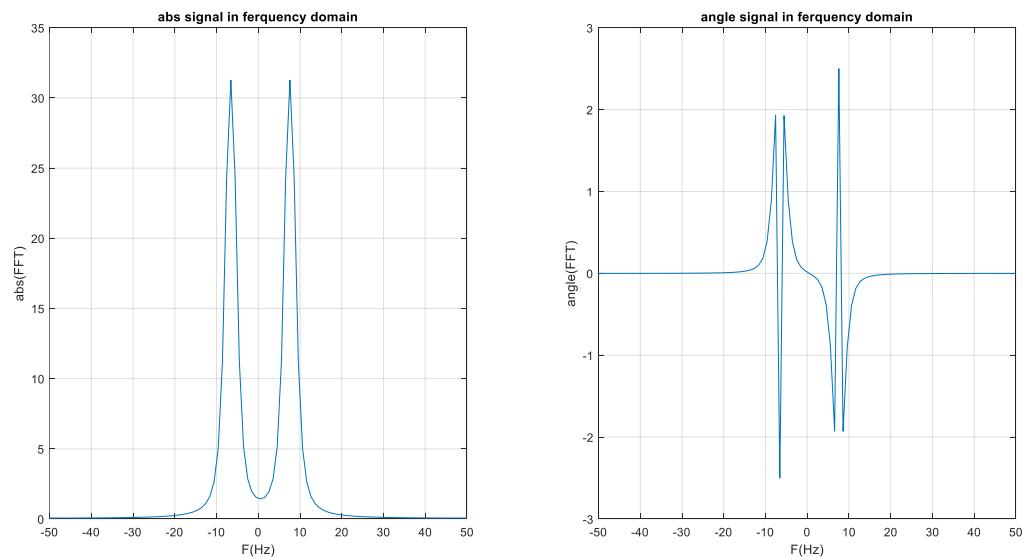
نمودار در دو بازه گفته شده بصورت زیر می باشد:



مشاهده می شود که در بازه دوم، به دلیل اینکه فرکانس بیشتر شده، سیکل های بیشتری را شامل شده است در یک بازه زمانی یکسان.

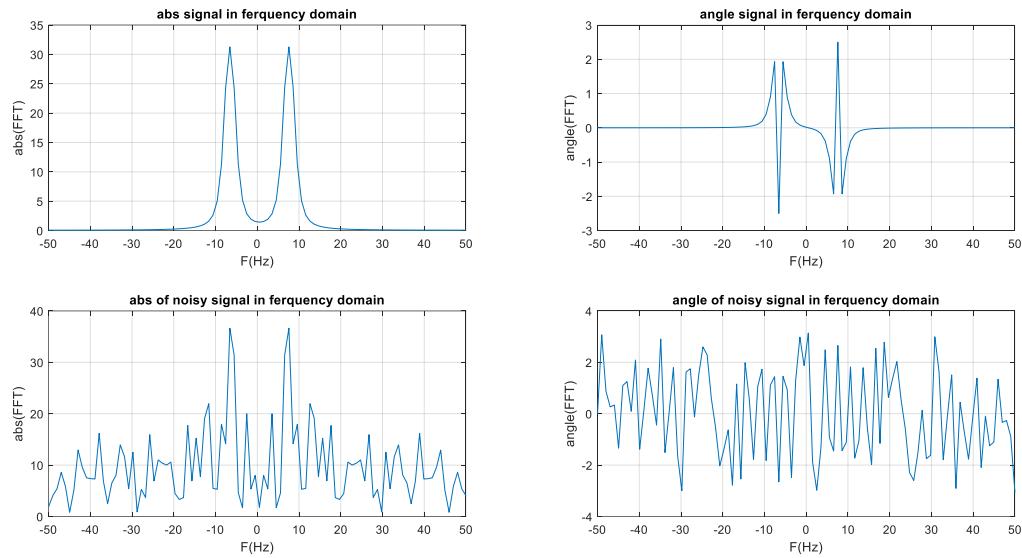
**۱-ب:**

پس از گرفتن تبدیل فوریه و شیفت دادن آن، نتایج بصورت زیر می شود:



## :ج-1

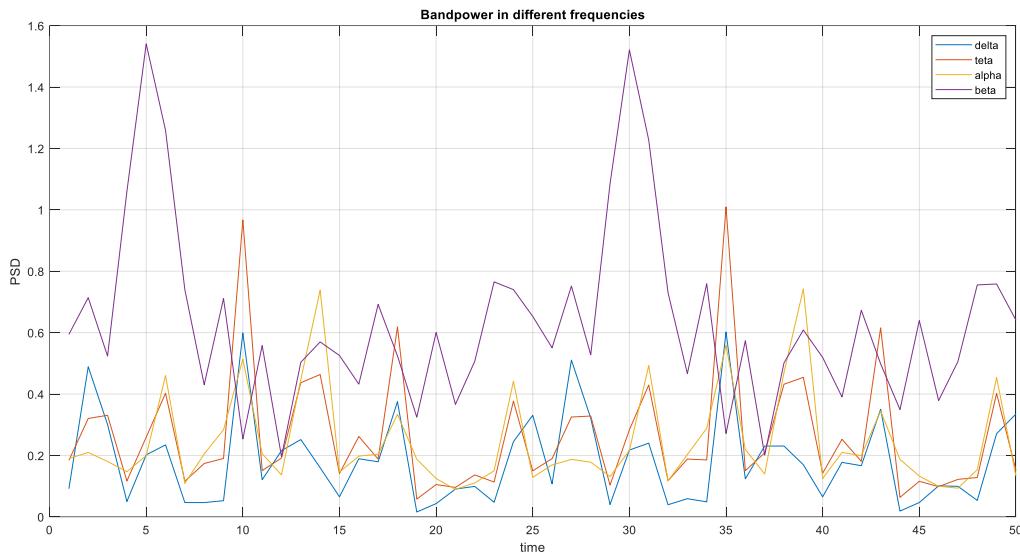
حال نویز را با واریانس یک به سیگنال اضافه می کنیم. نتیجه آن را بر روی دامنه و فاز سیگنال اولیه مشاهده می کنیم:



همانطور که می بینیم، از آنجایی که واریانس نویز اضافه شده زیاده بوده، تاثیر زیادی را روی هر دو بخش دامنه و فاز سیگنال می گذارد.

## :د-1

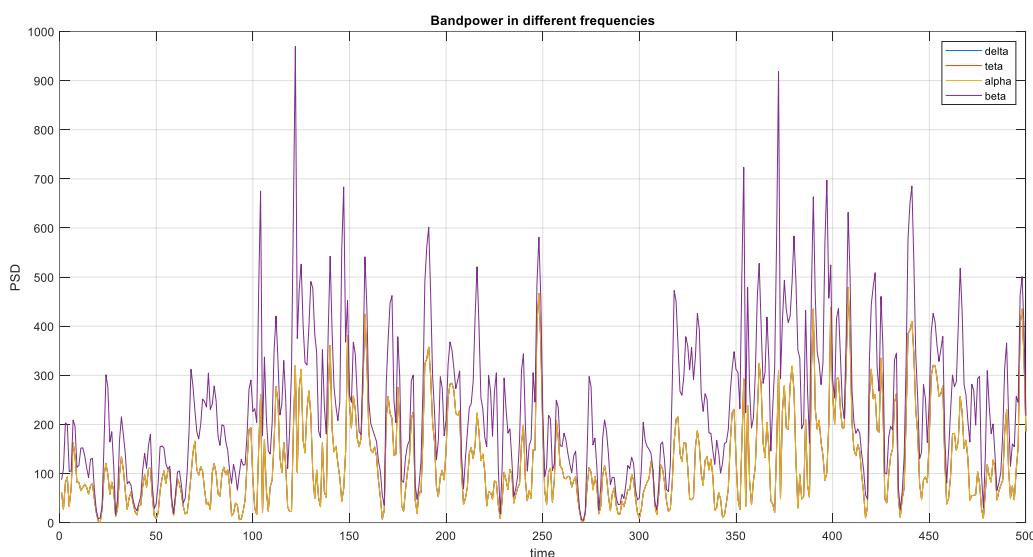
پس از پنجره کردن سیگنال با همپوشانی 50 درصد و محاسبه توان آن در چهار باند فرکانسی، به شکل زیر خواهیم رسید:



همانطور که می بینیم، افزایش نویز سبب افزایش انرژی سیگنال در فرکانس های بالا مانند باند بتا شده است. همچنین در باند های دیگر هم در جاهایی، ما پیک در باند های انرژی را مشاهده می کنیم.

## ۱-۵: امتیازی

سیگنال EEG را می خوانیم. همچنین پنجره هایی بطول 1 ثانیه با همپوشانی 50 درصد در نظر می گیریم. (فرض فرکانس نمونه برداری 512 می باشد). حال با استفاده از قسمت قبل به نتیجه زیر خواهیم رسید:



همانطور که می بینیم، از آنجایی که هنگام استراحت و با چشم های باز باند بتا بیشترین فعالیت را دارد، در نمودار رسم شده تاثیر این عمل بر انرژی این باند مشاهده می شود. که ابتدا کم بوده، بنظر چشم ها بسته و بعد زیاد می شود. سپس کم شده و در اخر هم زیاد می شود. که می توان فهمید که دوبار چشم فرد در این آزمایش باز شده است و سبب افزایش انرژی در باند بتا شده است

## سوال دو

### 2-الف

تعداد قله ها را می شماریم. از آنجایی که به دلایل ذکر شده در هر سیکل، بطور میانگین سه نقطه شناسایی شده، تعداد پیک ها را براین عدد و زمان به دقیقه تقسیم می کنیم تا ضربان در دقیقه محاسبه شود:

```
bpm= length(X_peak)/3 ;  
bpm = bpm / (length(ecg_singal) / (60*Fs_ECG))
```

bpm =

77.4000

### 2-ب

حال با استفاده از محاسبه چگالی طیف توان و همچنین با استفاده از تابع `findpeak` محاسبه می کنیم. نتیجه بصورت زیر می باشد:

```
bpm2 = length(pks) / (4*length(ecg_singal) / (60*Fs_ECG))
```

bpm2 =

91.2000

### 2-ج

حال پنجره بندی می کنیم و در هر پنجره با دو روش فوق محاسبه می کنیم و در اخر روی تخمین ها میانگین میگیریم:

ans =

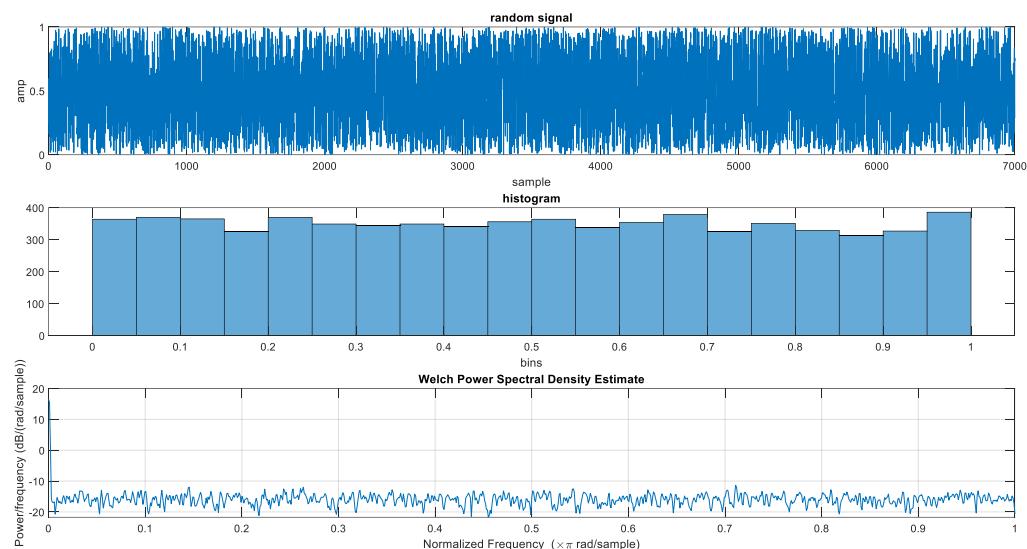
```
81.6000  
96.0000
```

همانطور که مشاهده می کنیم، نتیجه حاصل از دو روش را می بینیم. بنظر من روش محاسبه ضربان از روی توان دقیقتر می باشد چون با استفاده از تابع `findpeak` به محاسبه می پردازیم و این روشی دقیق تر نسبت به حالت ترشهولاد گذاری می باشد.

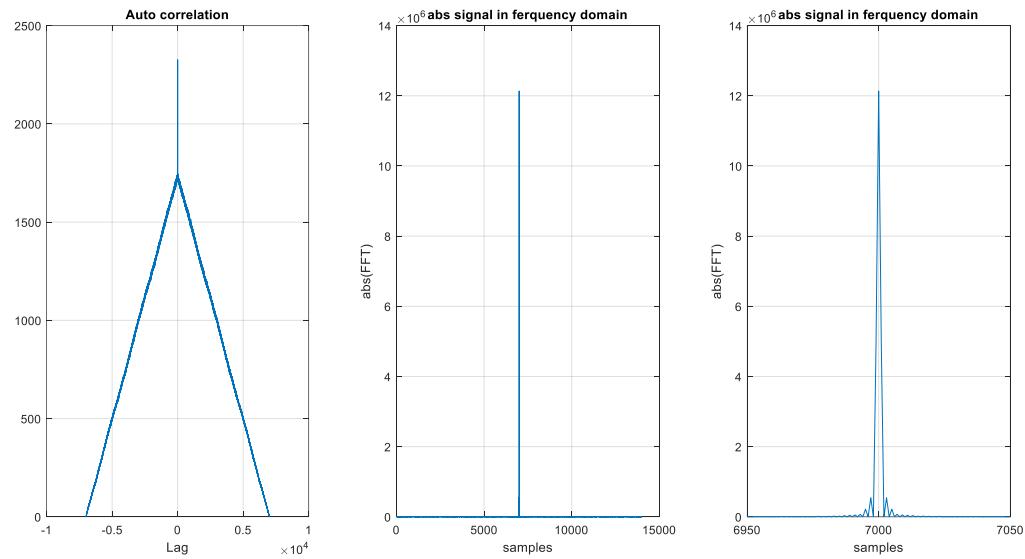
## بخش دوم

### الف-1

با استفاده از دستور `rand` نویز را ایجاد می کنیم و موارد خواسته شده را بصورت شکل زیر نمایش می دهیم:



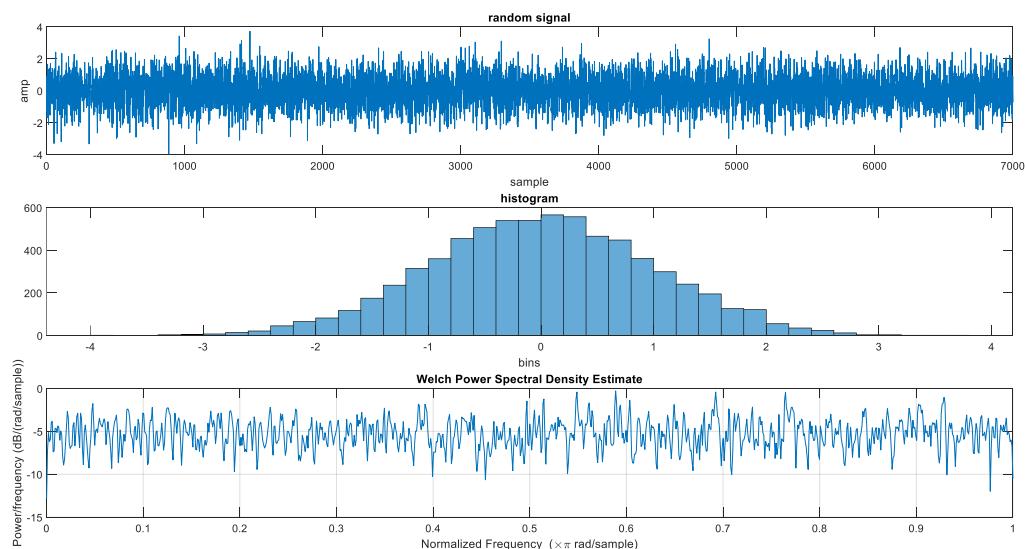
همچنین تابع خودهمبستگی و تبدیل فوریه آن را بصورت شکل پایین رسم می کنیم.



همانطور که مشاهده می کنیم، تبدیل فوریه آن بشدت به یک تابع ضربه شبیه می باشد.

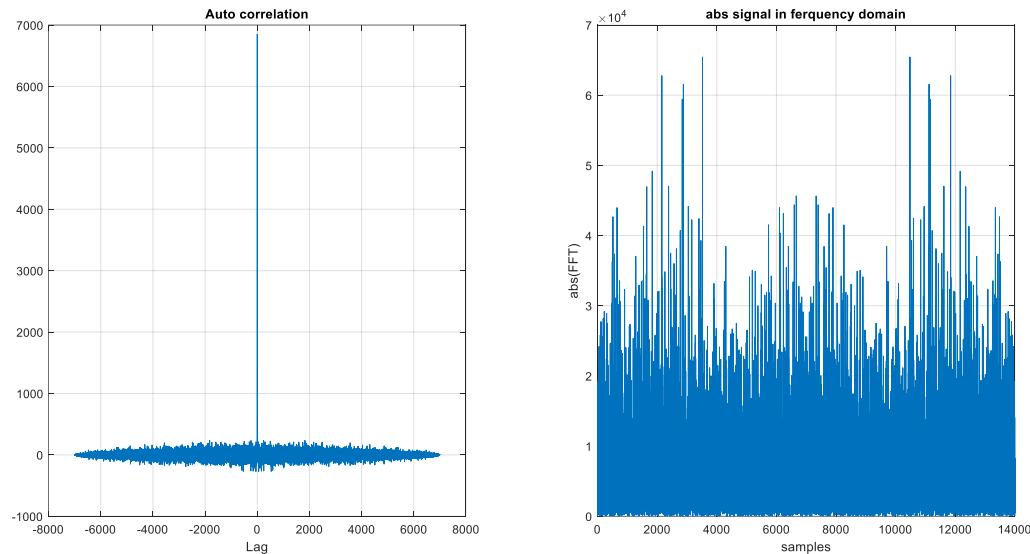
## 2-ب

حال با دستور `randn` این کار را انجام می دهیم.



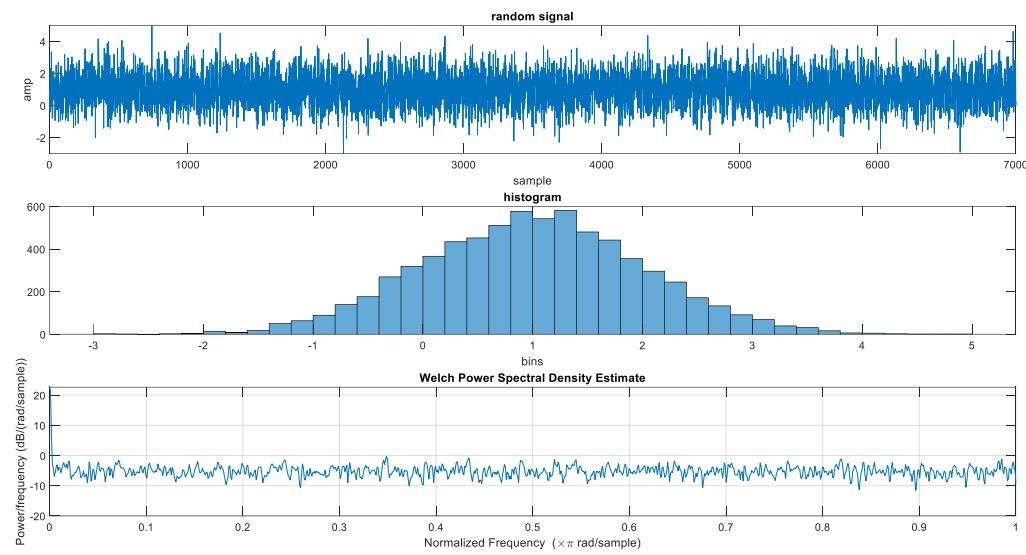
همانطور که می بینیم، شکل توزیع آن شبیه به یک توزیع گوسی می باشد. و همچنین توزیع فرکانسی آن بر خلاف حالت قبل که اکثر آن در فرکانس صفر بود، در کل بازه فرکانسی بطور تقریباً یکسان پخش شده است.

خودهمبستگی و تبدیل فوریه آن هم در زیر رسم شده است:



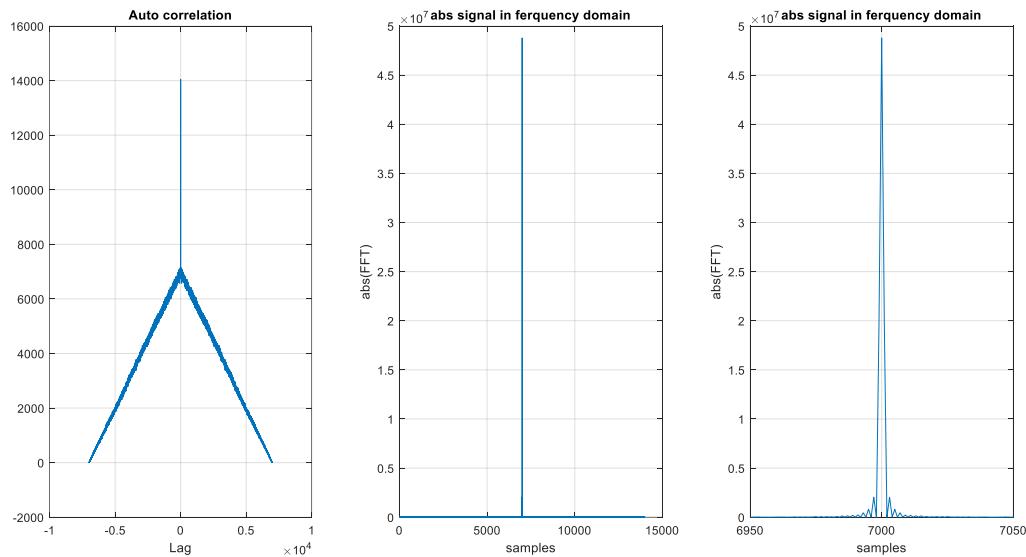
## 2-ج

حال با توجه به توزیع داده شده، توزیع  $x$  را بر روی 7000 نمونه می سازیم و موارد گفته شده را روی آن اعمال می کنیم:



همانطور که می بینیم، توزیع ما گاوسی می باشد مانند شکل ب و همچنین اغلب محتوای فرکانسی آن در مبدأ می باشد مانند قسمت الف.

همچنین خودهمبستگی و تبدیل فوریه این توزیع جدید بصورت زیر می شود:

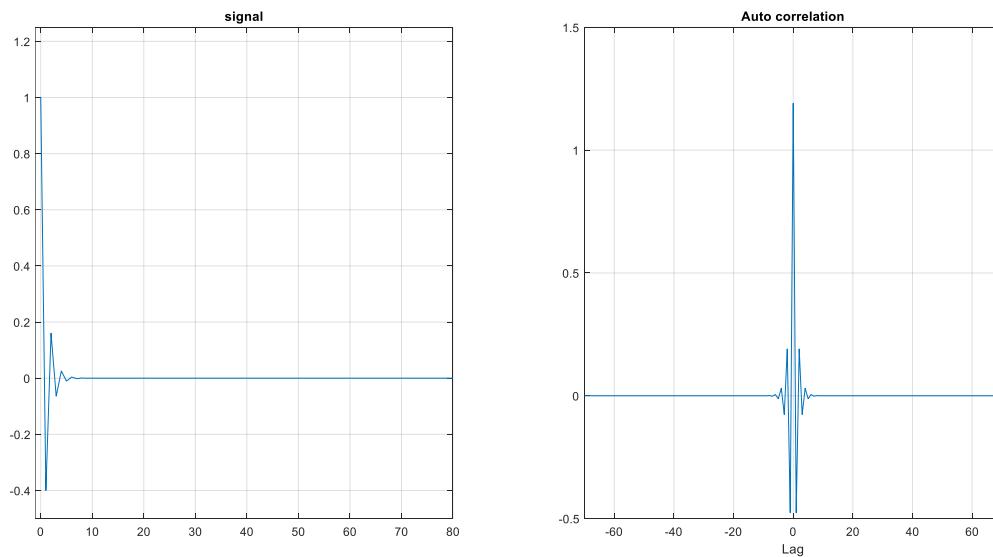


که همانطور که می بینیم در این خاصیت ها هم همانند توزیع قسمت الف شده اند.

### بخش سوم:

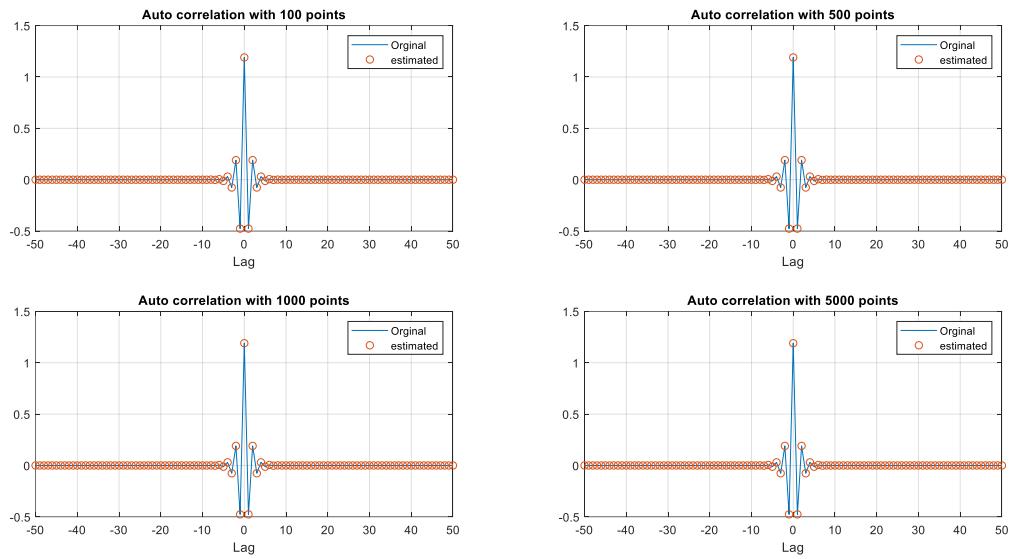
#### الف-1

از آنجایی که ورودی نویز سفید می باشد، پس خروجی ما به دلیل اینکه نویز سفید در حوزه فرکانس یک ضربه می باشد، مشابه تابع تبدیل ما می شود. حال وارون این تابع تبدیل در حوزه زمان محاسبه می کنیم و خود آن و خودهمبستگی آن را رسم می کنیم:



#### ب-1

حال، با استفاده از فرمول تخمین خودهمبستگی با توجه به تعداد نمونه های در اختیار مون که در اسلاید ها موجود هست، به محاسبه تخمین خودهمبستگی به ازای نقاط گفته شده می پردازیم. نتیجه بصورت زیر می شود:

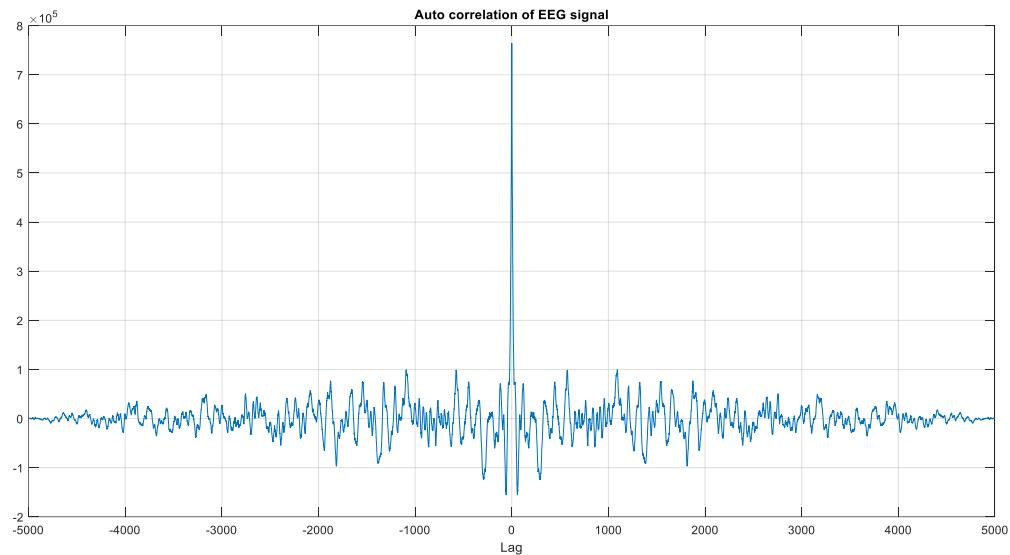


که همانطور که می بینیم در هر چهار حالت، با تقریب خوبی تخمین ما برابرتابع اصلی شده است.

## سوال 2

### 2- الف

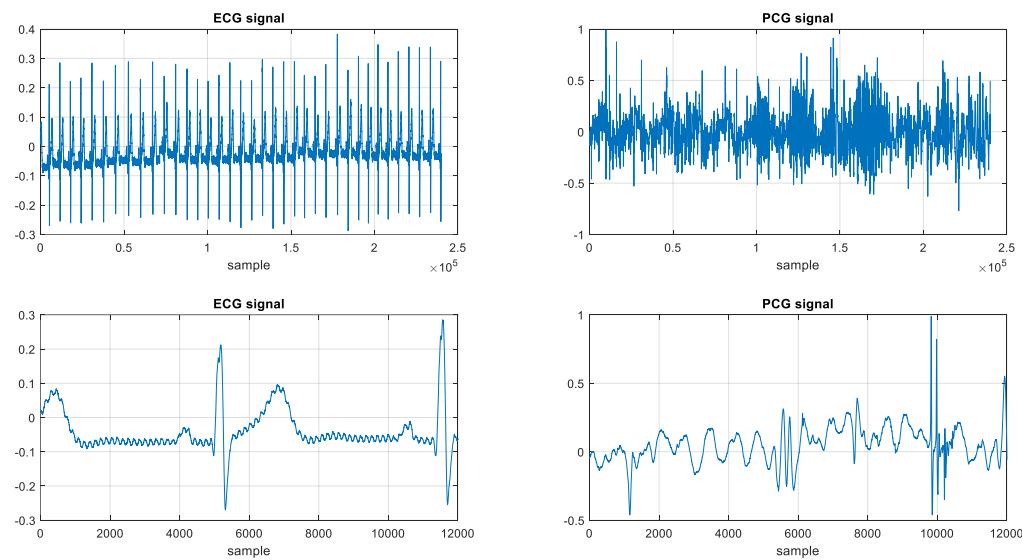
تابع همبستگی سیگنال EEG مورد نظر را رسم می کنیم. نتیجه به صورت زیر می شود:



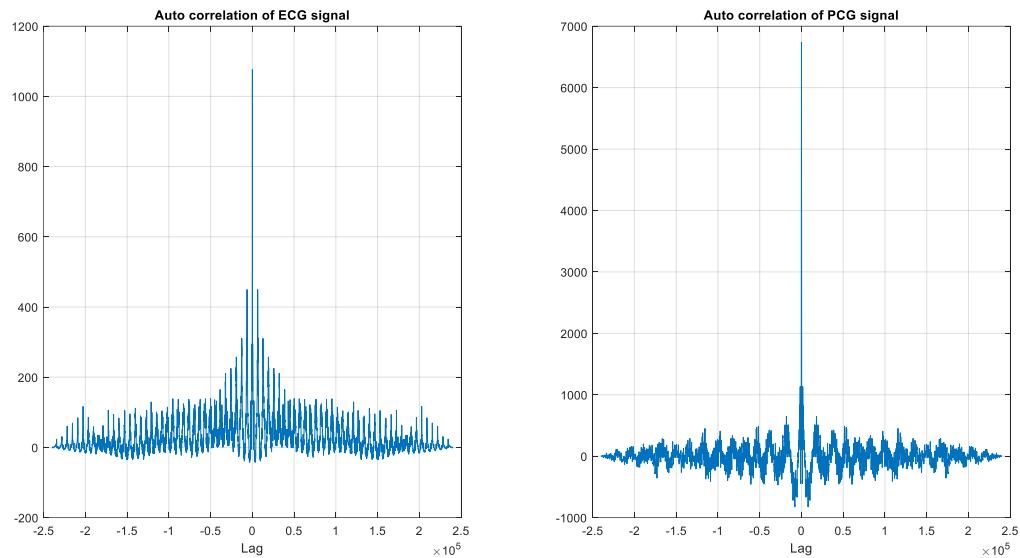
همانطور که می بینیم از الگوی خاصی پیروی نمی کند ولی مقدار ان در مبدأ بسیار بیشتر از سایر نقاط می باشد.

## ب-2

سیگنال مورد نظر رو لود می کنیم. دو سیگنال در بازه های کلی و کوچکتر در شکل زیر نمایش داده شده است:



حال خودهمبستگی دو سیگنال را رسم می کنیم:



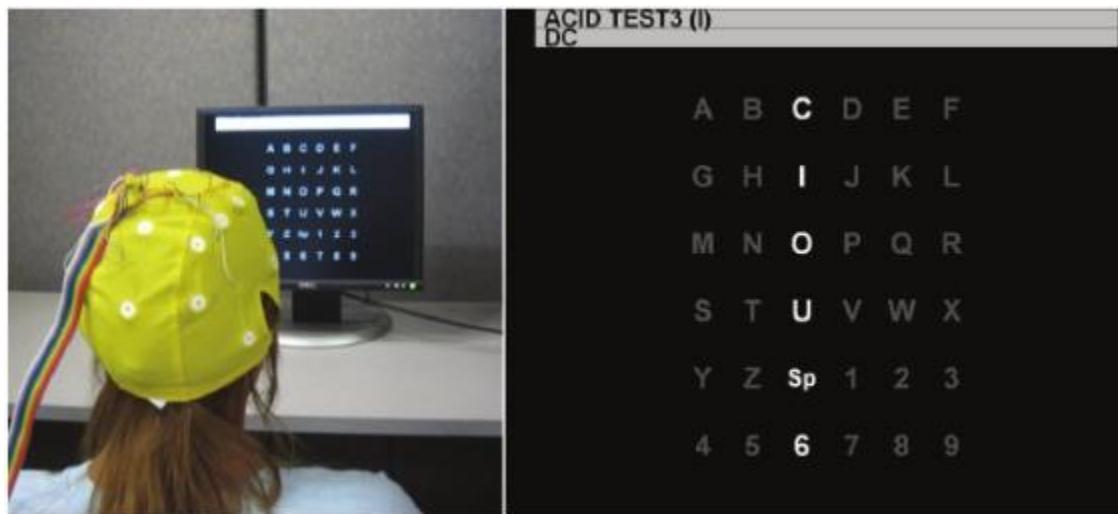
حالت سینک مانند در خودهمبستگی هر دو سیگنال مشاهده می شود ولی در سیگنال PCG این حالت واضح تر رسم شده است در حالی که در ECG بصورت توابعی همچون ضربه در نقاط مختلف حضور دارد.

## بخش چهارم:

### ۱-الف

p-300 روشهای برای تحریک مغز می باشد که بعد از اعمال تحریک، حدود 300 تا 600 میلی ثانیه بعد از آن یک پیک در سیگنال مغزی ایجاد می شود که از آن می توان برای رابطه های مغز و رایانه و ... استفاده کرد.

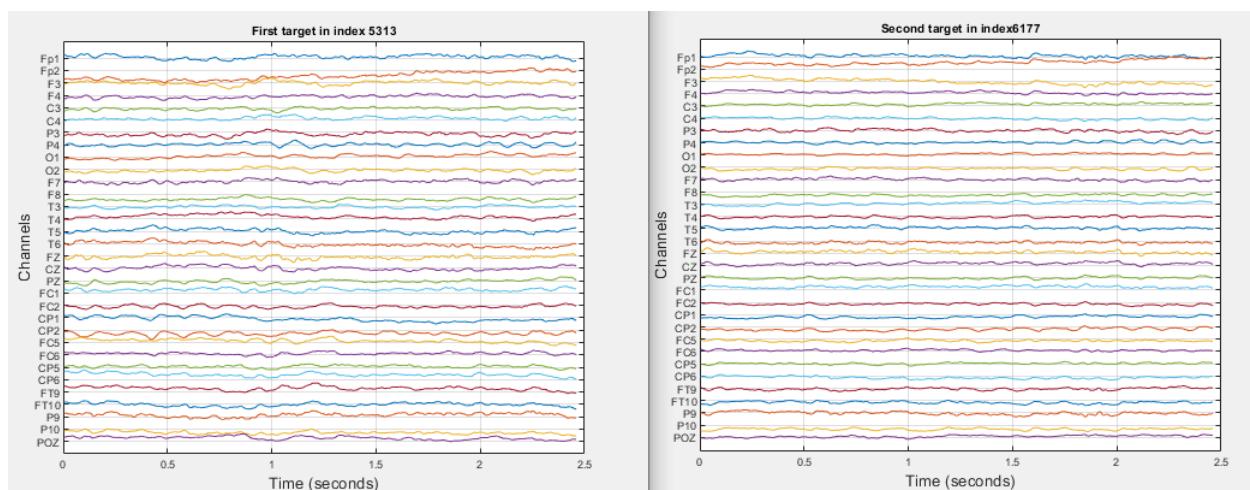
p-300 speller ها روشهای می باشد که در آن از این تحریک برای شناسایی حروف مدنظر کاربر استفاده می شود. بطور مثال صفحه ایی مانند شکل زیر:



که در آن اگر ستون و سطر هدف روشن شد، در سیگنال مغزی کاربر P-300 ایجاد می‌شود و بامیانگین گیری می‌توان به آن رسید.

## ۱-ب

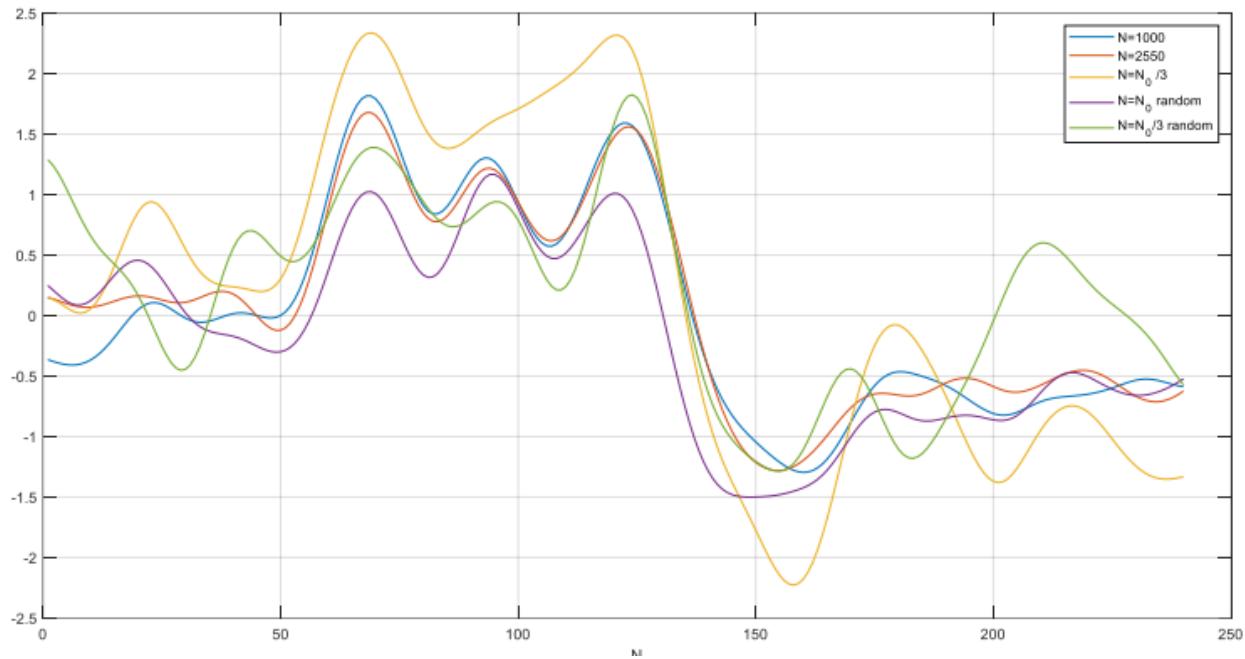
در دو شکل زیر، دو بازه زمانی که در آن تحریک اتفاق افتاده است را مشاهده می‌کنیم:



تمامی بازه‌های مورد نظر را پیدا می‌کنیم. سپس اگر در آن 1 در ماتریس markers\_target وجود داشت، آنها را بعنوان بازه‌های target و در غیر اینصورت بعنوان بازه nontarget در نظر می‌گیریم. که در نتیجه 150 بازه target و 750 بازه nontarget داریم.

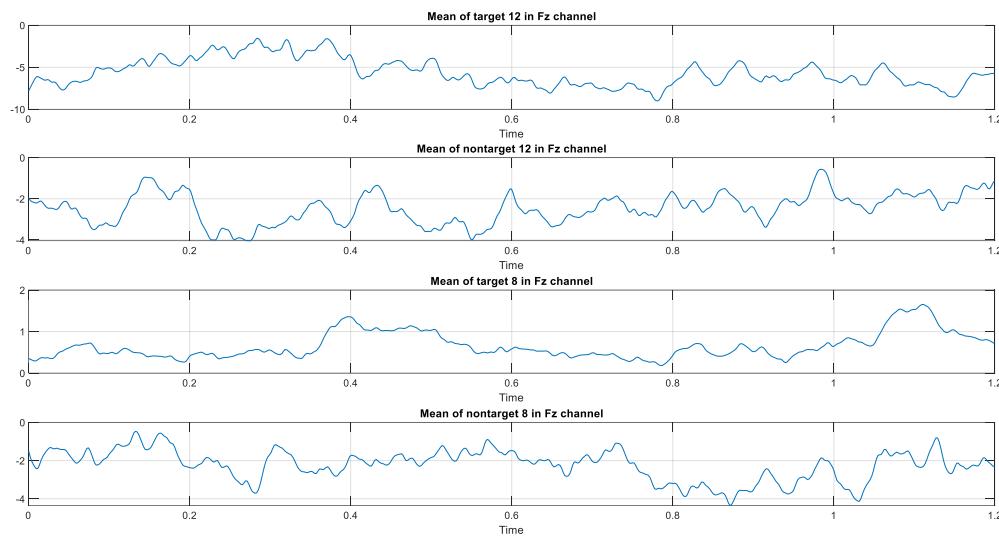
## ج-1

از آنجایی که سیگنال مغزی را می‌توان بعنوان یک سیگنال تصادفی در نظر گرفت، با میانگین گیری سبب می‌شود که سیگنال مغزی پس زمینه حذف شده و در نهایت تحریک مورد نظر باقی بماند. در شکل زیر که مربوط به یکی از تمارین درس EEG می‌باشد اثر این مورد دیده می‌شود:



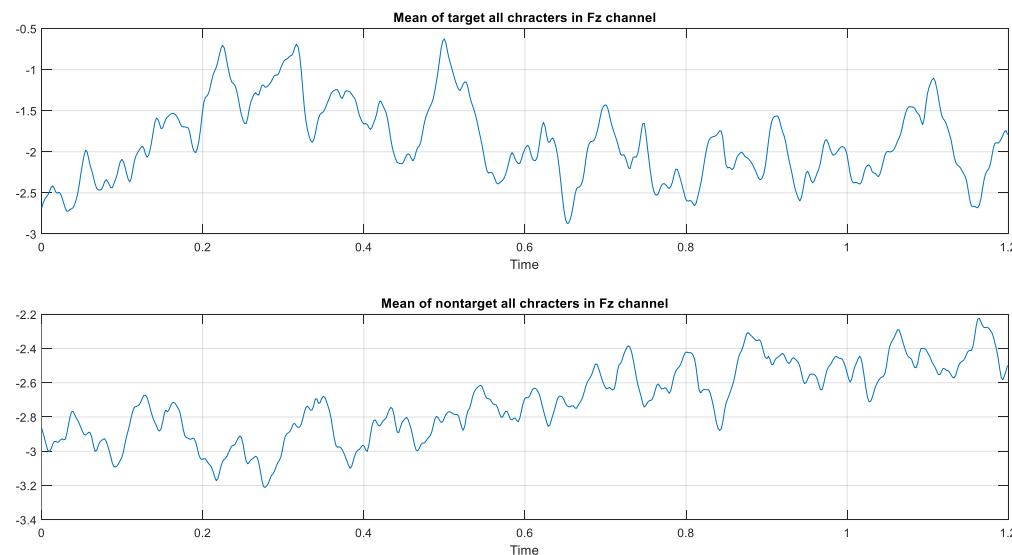
## د-1

برای دو عدد 8 و 12 بازه های target و nontarget را در نظر می گیریم. نتایج بصورت شکل زیر برای کanal 31 می شود:



که همانطور که می بینیم، در نمودار های target، پیک p-300 تقریبا در بازه زمانی 0.4 مشخص می باشد و تفاوت آن با نمودار های nontarget مشخص می باشد.

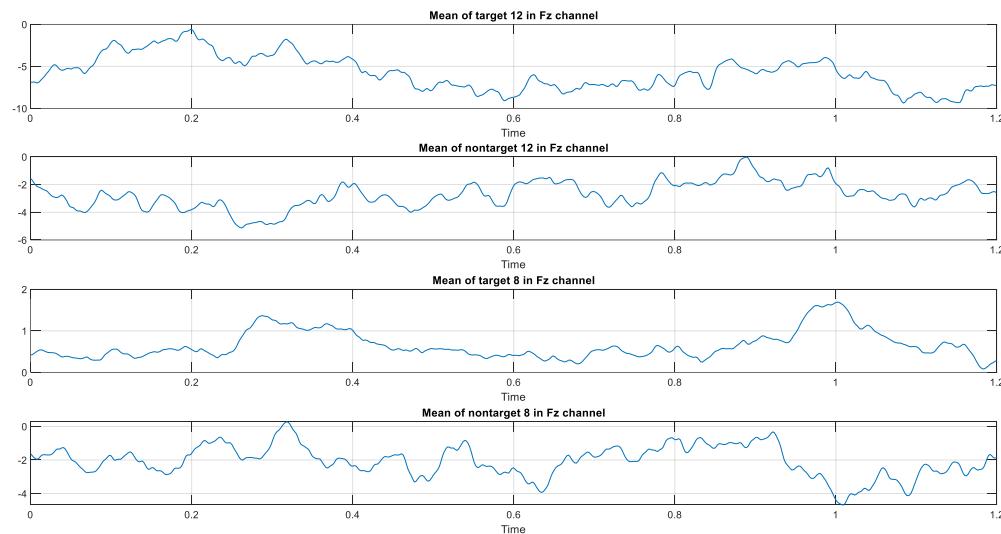
همچنین در شکل زیر، نمودار مربوط به همه سیگنال های target و همه سیگنال های nontarget مشخص شده است:



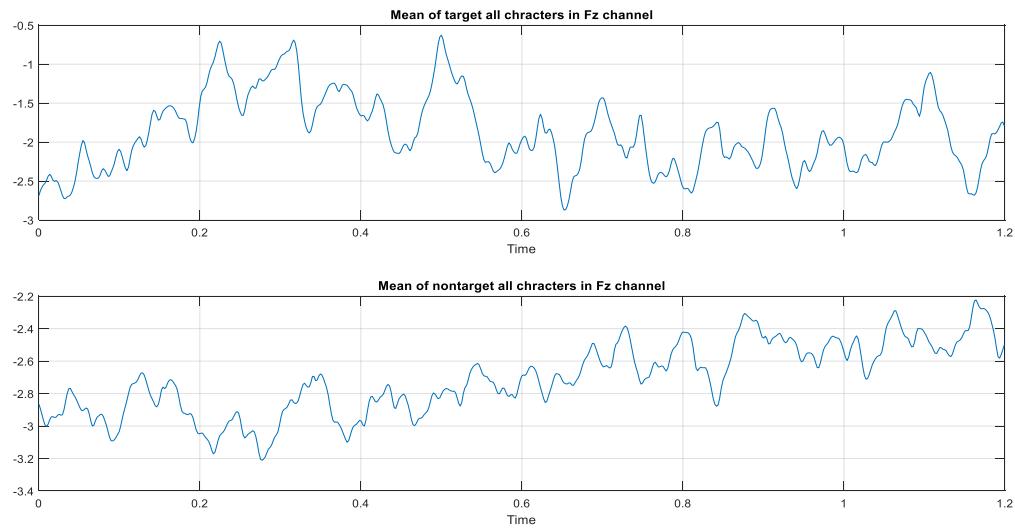
که با وضوح بیشتری پیک در نمودار اول مشخص می باشد.

## ۵-۱

حال، با مرتع در نظر گرفتن سیگنال اول از هر کدام از بازه های target و nontarget مقدار شیفت بهینه را برای هر سیگنال در بازه [100,100-] بدست می آوریم و بعد از اعمال مرحله قبل، به نتیجه زیر خواهیم رسید:



همچنین، باز هم اینکار رو به ازای تمام اعداد انجام داده و به نتیجه زیر می رسیم:



پیدا کردن تاخیر بهینه با توجه به تصادفی بودن سیگنال مغزی به ما در تشخیص بهتر کمک خواهد کرد. البته بهتر بود میانگین سیگنال های تارگت یک کanal به عنوان مرجع در نظر گرفته می شد و این آپدیت می شد.

باتشکر 😊