



دانشکده مهندسی برق

عادل موحدیان 400102074

محمد متین قاسمی 400101872

آزمایشگاه پردازش سیگنال و تصاویر پزشکی

دکتر نوری

گزارش آزمایش اول

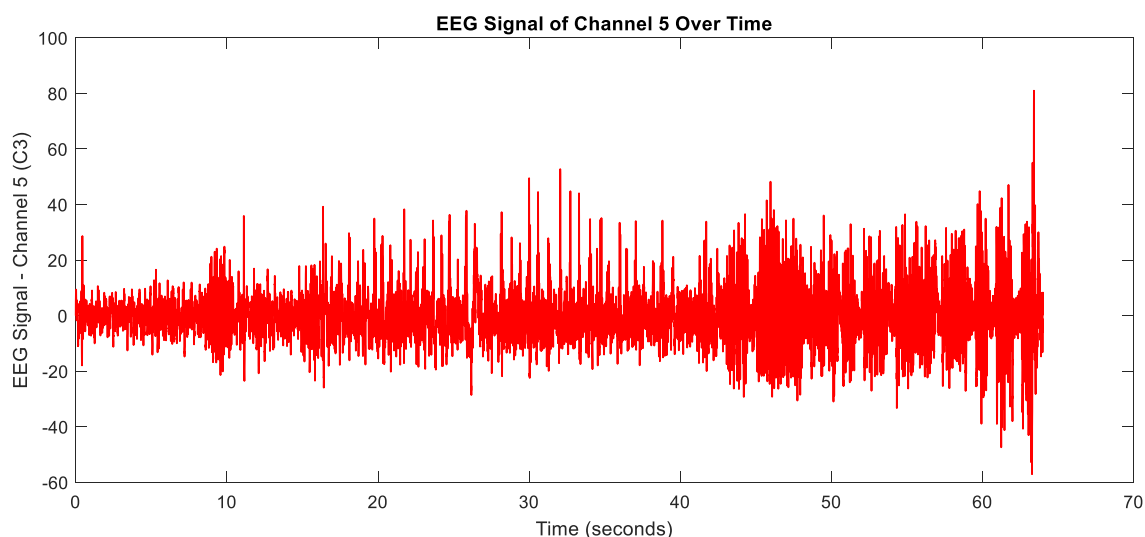
پاییز 1403

## سوال 1 – سیگنال الکتروانسفالوگرام

1-1) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است :

```
2- load('EEG_sig.mat');
3- channel_5_data = Z(5, :);
4- fs = des.samplingfreq;
5- time = (0:length(channel_5_data) - 1) / fs;
6- figure;
7- plot(time, channel_5_data, 'r', 'LineWidth', 1);
8- xlabel('Time (seconds)');
9- ylabel(['EEG Signal - Channel 5 (' des.channelnames{5} ')']);
10-title('EEG Signal of Channel 5 Over Time');
11-set(gcf, 'Position', [100, 100, 1000, 400]);
```

خروجی قطعه کد بالا به صورت زیر است :



2-1) قطعه کد این بخش به صورت زیر است و خروجی آن در انتها نمایش داده شده است:

```
clc;

time_1=[1,15*fs];
time_2=[18*fs, 40*fs];
time_3=[45*fs, 50*fs];
time_4=[50*fs, length(channel_5_data)];

figure()
subplot(2,2,1)

plot(time(time_1(1):time_1(2)),channel_5_data(time_1(1):time_1(2)));

xlabel('t');
ylabel(channel_names(5));
```

```

title('Channel 5 EEG signal for t = 0 : 15s','Interpreter','latex')

grid on

subplot(2,2,2)

plot(time(time_2(1):time_2(2)),channel_5_data(time_2(1):time_2(2)));

xlabel('t');

ylabel(channel_names(5));

title('Channel 5 EEG signal for t = 18 : 40s','Interpreter','latex')

grid on

subplot(2,2,3)

plot(t(time_3(1):time_3(2)),channel_5_data(time_3(1):time_3(2)));

xlabel('t');

ylabel(channel_names(5));

title('Channel 5 EEG signal for t = 45 : 50s','Interpreter','latex')

grid on

subplot(2,2,4)

plot(time(time_4(1):time_4(2)),channel_5_data(time_4(1):time_4(2)));

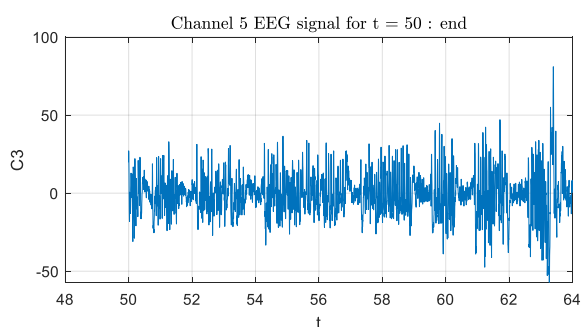
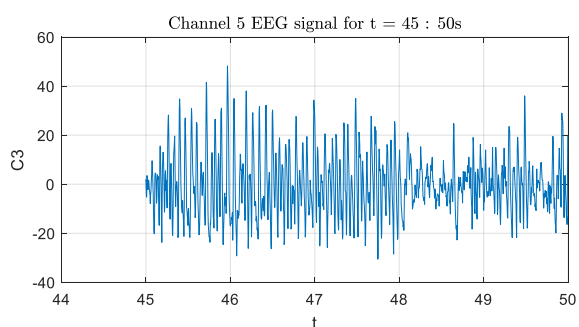
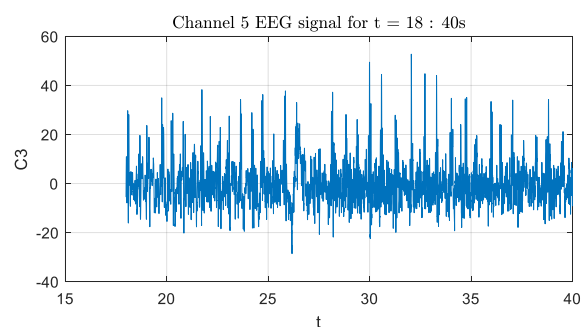
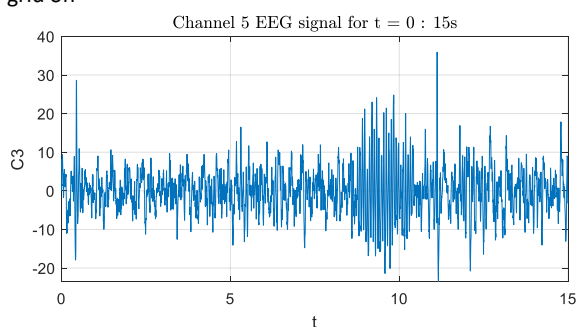
xlabel('t');

ylabel(channel_names(5));

title('Channel 5 EEG signal for t = 50 : end','Interpreter','latex')

grid on

```



**1. بازه 0 تا 15 ثانیه (تصویر بالا چپ):**

- در این بازه، سیگنال نوسانات متناوب و نسبتاً کم دامنه‌ای دارد.
- به نظر می‌رسد دامنه سیگنال به مرور افزایش می‌یابد، که ممکن است نشان‌دهنده تغییر وضعیت فعالیت مغزی یا بیداری تدریجی باشد.
- در بخش میانی این بازه، یک افزایش سریع در دامنه مشاهده می‌شود که نشان‌دهنده یک تغییر ناگهانی در فعالیت مغز است.

**2. بازه 18 تا 40 ثانیه (تصویر بالا راست):**

- در این بازه، دامنه سیگنال به طور کلی بزرگتر است و نوسانات سریع‌تری مشاهده می‌شود.
- به نظر می‌رسد فعالیت مغزی در این بازه افزایش یافته و سیگنال حالت شلوغ‌تری به خود گرفته است.
- افزایش چشمگیر در دامنه‌های نوسانات ممکن است نشانه فعالیت ذهنی بیشتر یا یک تغییر حالت از حالت آرامش به حالت فعال‌تر باشد.

**3. بازه 45 تا 50 ثانیه (تصویر پایین چپ):**

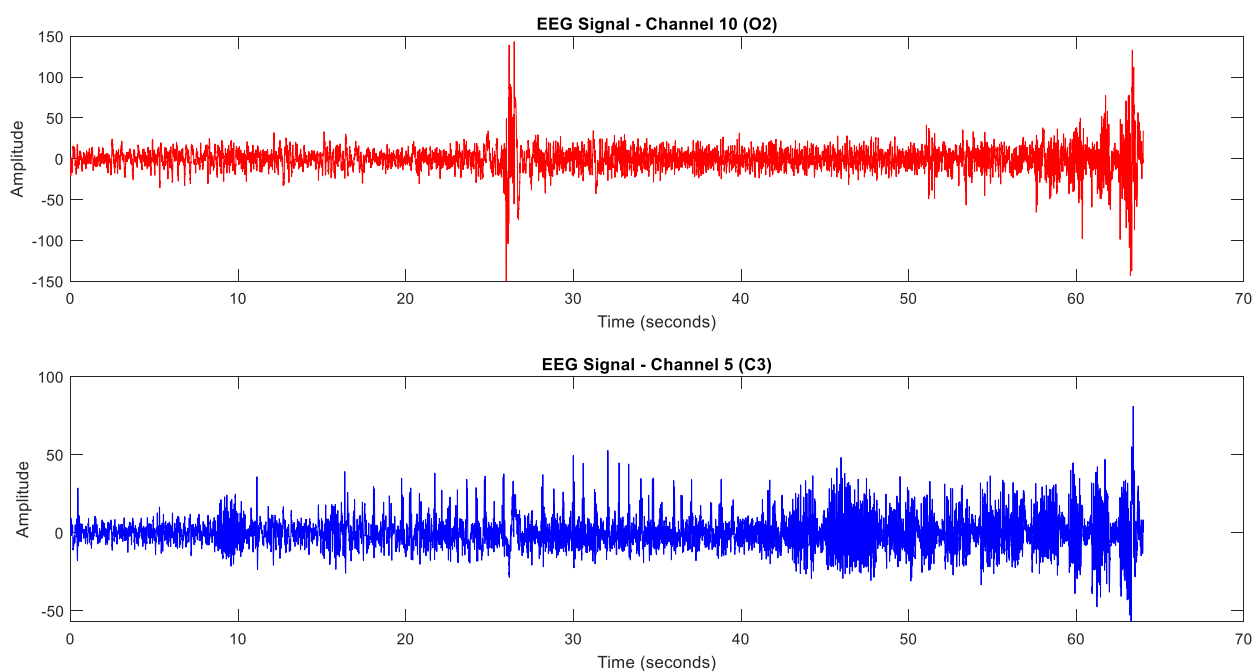
- این بازه دارای نوسانات سریع با دامنه‌های متناوب بین کم و زیاد است.
- تغییرات در دامنه‌ها به نظر می‌رسد ناگهانی‌تر باشند که می‌تواند به دلیل یک گذار یا تغییر حالت ذهنی یا فعالیت عصبی کوتاه‌مدت باشد.
- این بازه نسبت به بازه قبلی سیگنال بسیار بی‌ثبات‌تری دارد.

**4. بازه 50 تا 64 ثانیه (تصویر پایین راست):**

- در این بازه، به نظر می‌رسد دامنه سیگنال به مرور کاهش یافته و نوسانات آرام‌تری دارد.
  - این کاهش ممکن است نشان‌دهنده بازگشت به حالت آرامش یا کاهش فعالیت ذهنی باشد.
  - نوسانات این بازه به تدریج منظم‌تر می‌شوند که ممکن است با یک حالت ثابت یا نزدیک به حالت خواب همراه باشد.
- دامنه‌ها و فرکانس‌های نوسان سیگنال در بازه‌های مختلف متفاوت هستند. در بازه‌های میانی (18 تا 40 ثانیه) و نزدیک به پایان (45 تا 50 ثانیه) سیگنال‌های بزرگتر و با نوسانات سریع‌تر دیده می‌شود، در حالی که در ابتدا و انتهای سیگنال نوسانات آرام‌تر و کم دامنه‌تر هستند. به نظر می‌رسد که تغییرات زمانی عمده‌ای در فعالیت مغزی وجود دارد که از وضعیت نسبتاً آرام به فعالیت بالا و سپس مجدداً به حالت آرامش بازمی‌گردد.

3-1) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است :

```
channel_10_data = Z(10, :);
figure;
subplot(2, 1, 1);
plot(time, channel_10_data, 'r');
title(['EEG Signal - Channel 10 (' des.channelnames{10} ')']);
xlabel('Time (seconds)');
ylabel('Amplitude');
subplot(2, 1, 2);
plot(time, channel_5_data, 'b');
title(['EEG Signal - Channel 5 (' des.channelnames{5} ')']);
xlabel('Time (seconds)');
ylabel('Amplitude');
```



با توجه به خروجی میتوان گفت خروجی ها با هم متفاوت بوده و یکسان نیستند.

سیگنال کانال 10 ممکن است ویژگی‌های مشابهی را نشان دهد، اما ممکن است دامنه‌ها یا تغییرات در کانال 10 متفاوت باشد، زیرا کانال‌های مختلف نواحی متفاوتی از مغز را پوشش می‌دهند. به طور کلی، کانال‌ها سیگنال‌هایی با تفاوت‌های قابل‌توجه در دامنه و الگوی نوسانات نشان می‌دهند که این به مکان الکترودها و فعالیت مغزی مربوط می‌شود.

سیگنال کانال دهم ممکن است ویژگی‌های متفاوتی نسبت به کانال پنجم داشته باشد، به ویژه اگر موقعیت الکترودهای این کانال‌ها در مغز متفاوت باشد. ممکن است نوسانات و دامنه‌ها در کانال دهم کمتر یا بیشتر از کانال پنجم باشد و رفتارهای مختلفی در بازه‌های زمانی دیده شود. با توجه به اینکه سیگنال

(4-1) قطعه کد مرتبط به این بخش به صورت زیر است :

```
load('EEG_sig.mat');

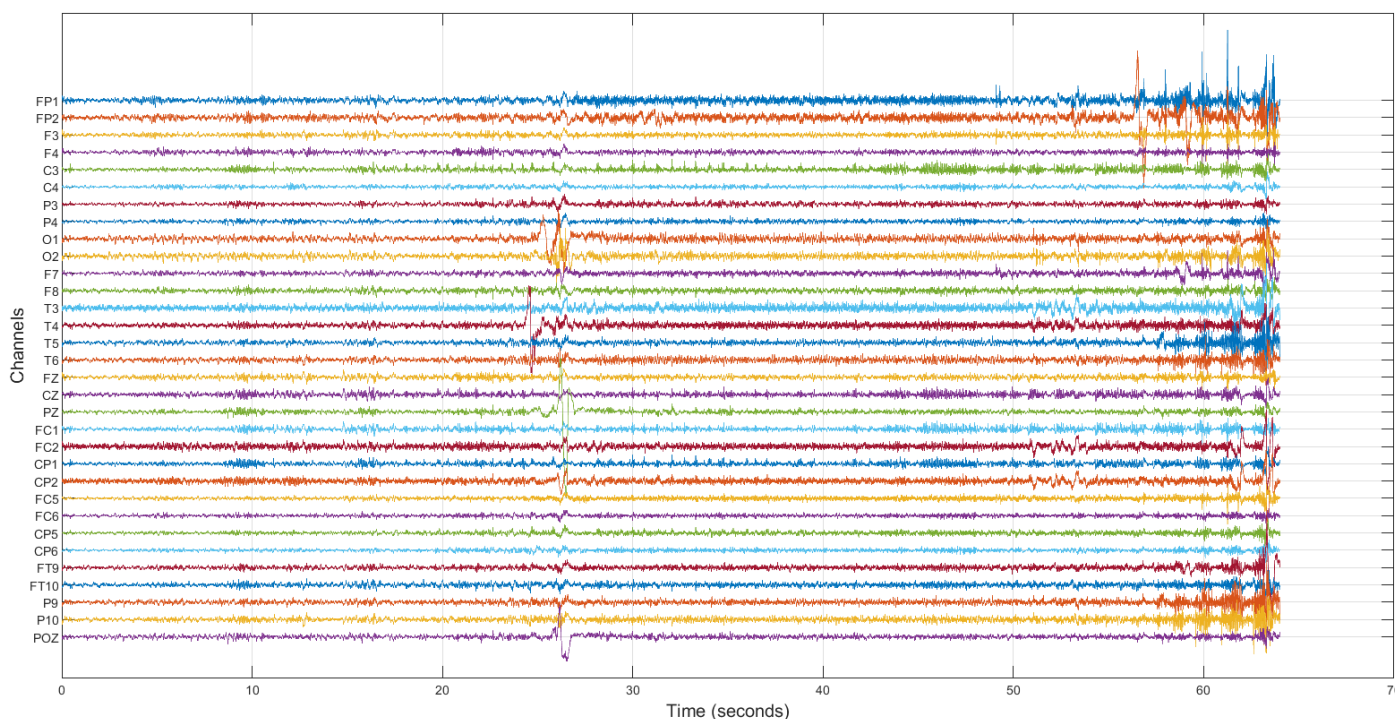
Z = Z;

fs = des.samplingfreq;

ElecName = des.channelnames;

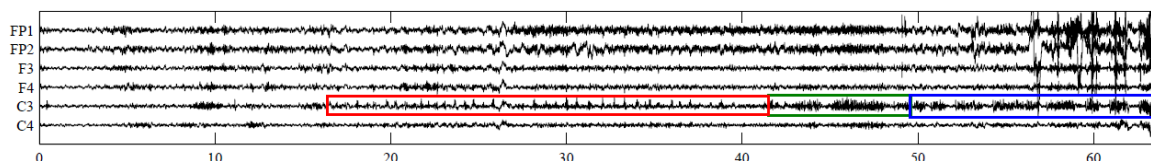
offset = max(max(abs(Z)))/5;

disp_eeg(Z, offset, fs, ElecName);
```



کانال 3 به دلیل نزدیکی به کانون صرع، رفتار کاملاً متفاوتی در مقایسه با سایر کانال‌های EEG دارد. در این کانال، می‌توان قبل از شروع تشنج، فعالیت‌های غیرطبیعی پیش‌تشنجی را مشاهده کرد و در طول تشنج، افزایش دامنه و فرکانس بالای امواج به‌ویژه در باندهای فرکانسی بالا اتفاق می‌افتد. در حالی که سایر کانال‌ها ممکن است تغییرات کمتری نشان دهند و فعالیت‌های تشنجی با شدت و تأخیر زمانی کمتری در آن‌ها ظاهر شود.

(5-1)



An almost noise-free ictal EEG. The channel C3 shows ictal activity consists of three parts:

- 1) rhythmic spikes (red box)
- 2) fast activity (green box)
- 3) slower irregular activity (blue box)

1. **امواج ریتمیک (جعبه قرمز):** این امواج، الگوهای تکراری و تیز هستند که نمایانگر تخلیه‌های ریتمیک می‌باشند. این امواج معمولاً با شروع حمله صرعی در بیماران مبتلا به صرع همراه هستند. امواج ریتمیک نشان‌دهنده فعالیت همزمان نوروها در مراحل اولیه حمله صرعی است.

ویژگی‌ها: در این بازه، سیگنال ریتمیک با پیک‌های منظم دیده می‌شود. این نوسانات نشان‌دهنده فعالیت‌های الکتریکی غیرعادی مغز هستند که اغلب در مراحل اولیه تشنج مشاهده می‌شود. این پیک‌ها می‌توانند نشان‌دهنده شروع حمله تشنجی باشند که با فرکانس منظم رخ می‌دهند.

2. **فعالیت سریع (جعبه سبز):** این بخش از سیگنال شامل نوسانات سریع و با فرکانس بالاست. فعالیت سریع معمولاً در مراحل پیشرفته‌تر حمله دیده می‌شود و نشان‌دهنده شلیک سریع نوروها است که می‌تواند نشان‌دهنده مرحله شدیدتر حمله باشد.

ویژگی‌ها: این بخش شامل فعالیت‌های سریع با فرکانس بالا است. این نوسانات با دامنه کوچک و فرکانس بالا نشانه‌ای از افزایش فعالیت‌های الکتریکی در مغز است. چنین فعالیت‌هایی معمولاً در طول حمله تشنج رخ می‌دهند و بیانگر تحریک پذیری بالا و بی‌نظمی بیشتر در فعالیت نرونی است.

3. **فعالیت نامنظم کندتر (جعبه آبی):** امواج کندتر و نامنظم در این بخش نشان‌دهنده مرحله پس از حمله (post-ictal) یا پایان حمله صرعی هستند. نامنظمی و فرکانس کندتر این امواج نشان می‌دهد که هماهنگی نرونی به تدریج کاهش می‌یابد، و این زمانی است که مغز از فعالیت شدید الکتریکی حمله بهبود می‌یابد.

ویژگی‌ها: این بخش شامل فعالیت‌هایی با فرکانس پایین‌تر و نامنظم‌تر است. این تغییرات معمولاً پس از پایان تشنج یا به عنوان بازگشت مغز به حالت عادی دیده می‌شوند. دامنه سیگنال ممکن است بیشتر باشد و سیگنال‌ها کمتر ریتمیک و منظم باشند. این وضعیت می‌تواند نشان‌دهنده مراحل پایانی حمله تشنجی یا بهبود فعالیت مغزی باشد.

مقایسه:

کانال C3 در این شکل فعالیت‌های مرتبط با حمله تشنج را با وضوح بیشتری نشان می‌دهد، در حالی که کانال‌های دیگر نیز تغییرات را نمایش می‌دهند اما با شدت و نظم کمتر.

(6-1) قطعه کد این بخش به صورت زیر است و خروجی‌های آن در انتها آمده است :

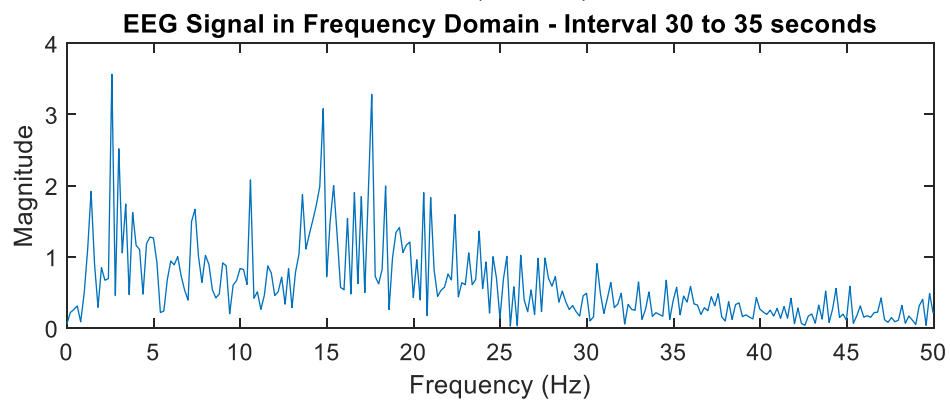
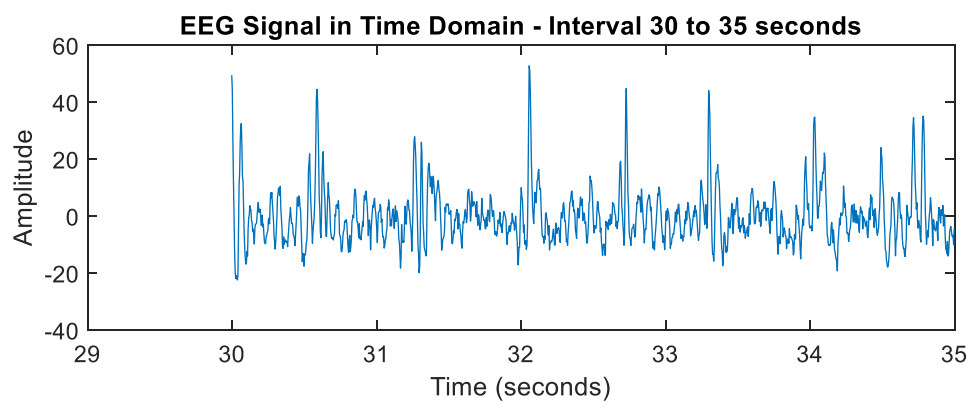
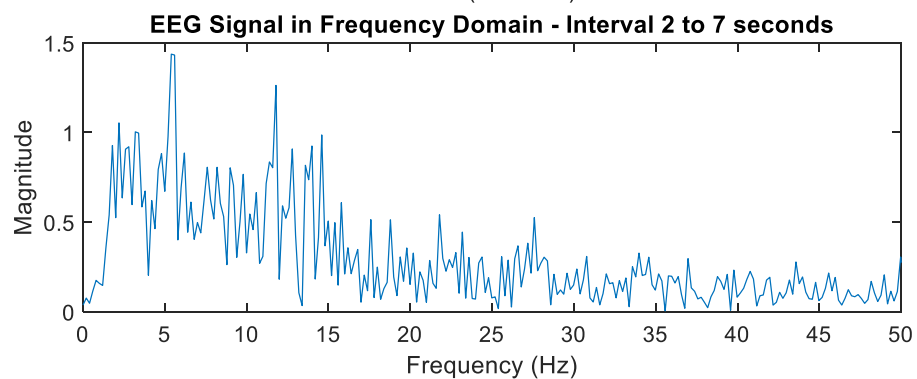
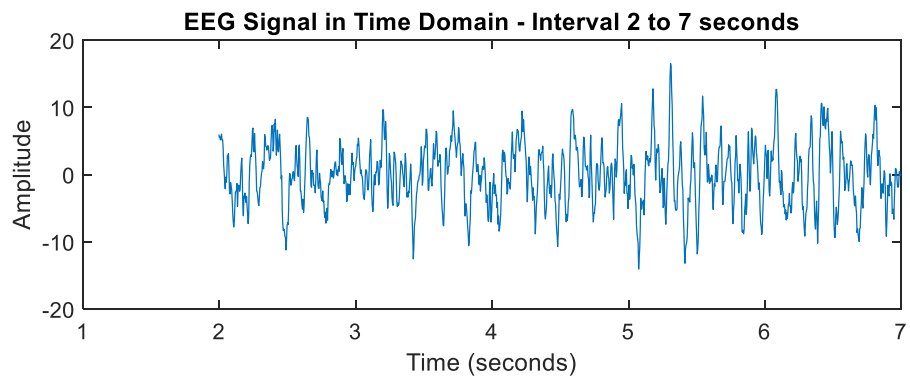
```
channel_C3 = Z(5, :);
```

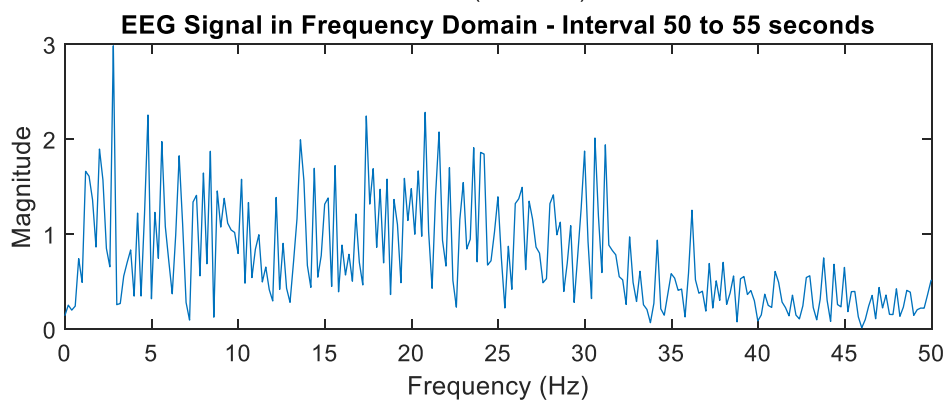
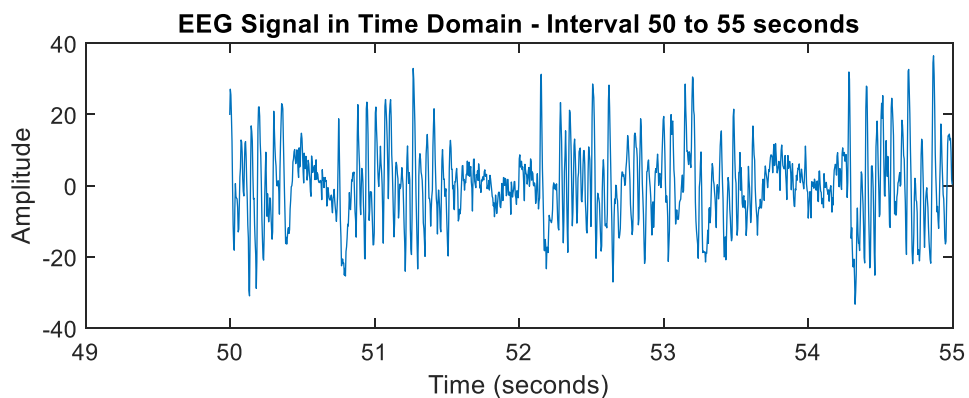
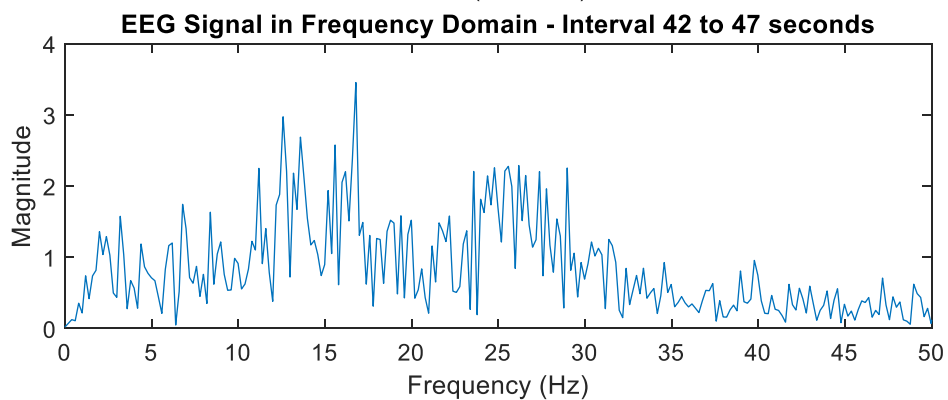
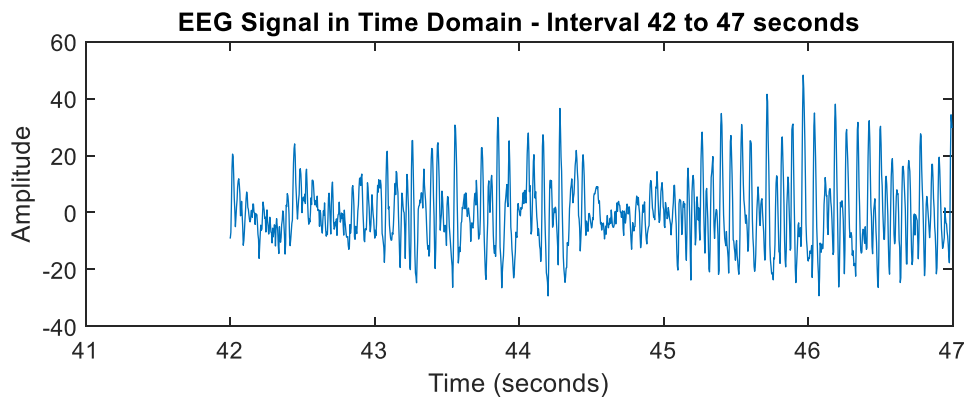
```

fs = des.samplingfreq;
N = length(channel_C3);
time = (0:N-1) / fs;
intervals = [2 7; 30 35; 42 47; 50 55];
for i = 1:size(intervals, 1)
    start_time = intervals(i, 1);
    end_time = intervals(i, 2);
    start_idx = round(start_time * fs);
    end_idx = round(end_time * fs);
    segment_time = time(start_idx:end_idx);
    segment_signal = channel_C3(start_idx:end_idx);
    figure;
    subplot(2, 1, 1);
    plot(segment_time, segment_signal);
    title(['EEG Signal in Time Domain - Interval ' num2str(start_time) ' to ' num2str(end_time) ' seconds']);
    xlabel('Time (seconds)');
    ylabel('Amplitude');
    L = length(segment_signal);
    Y = fft(segment_signal);
    P2 = abs(Y / L);
    P1 = P2(1:L/2+1);
    P1(2:end-1) = 2 * P1(2:end-1);
    f = fs * (0:(L/2)) / L;
    subplot(2, 1, 2);
    plot(f, P1);
    xlim([0 50]);
    title(['EEG Signal in Frequency Domain - Interval ' num2str(start_time) ' to ' num2str(end_time) ' seconds']);
    xlabel('Frequency (Hz)');
    ylabel('Magnitude');
end

```

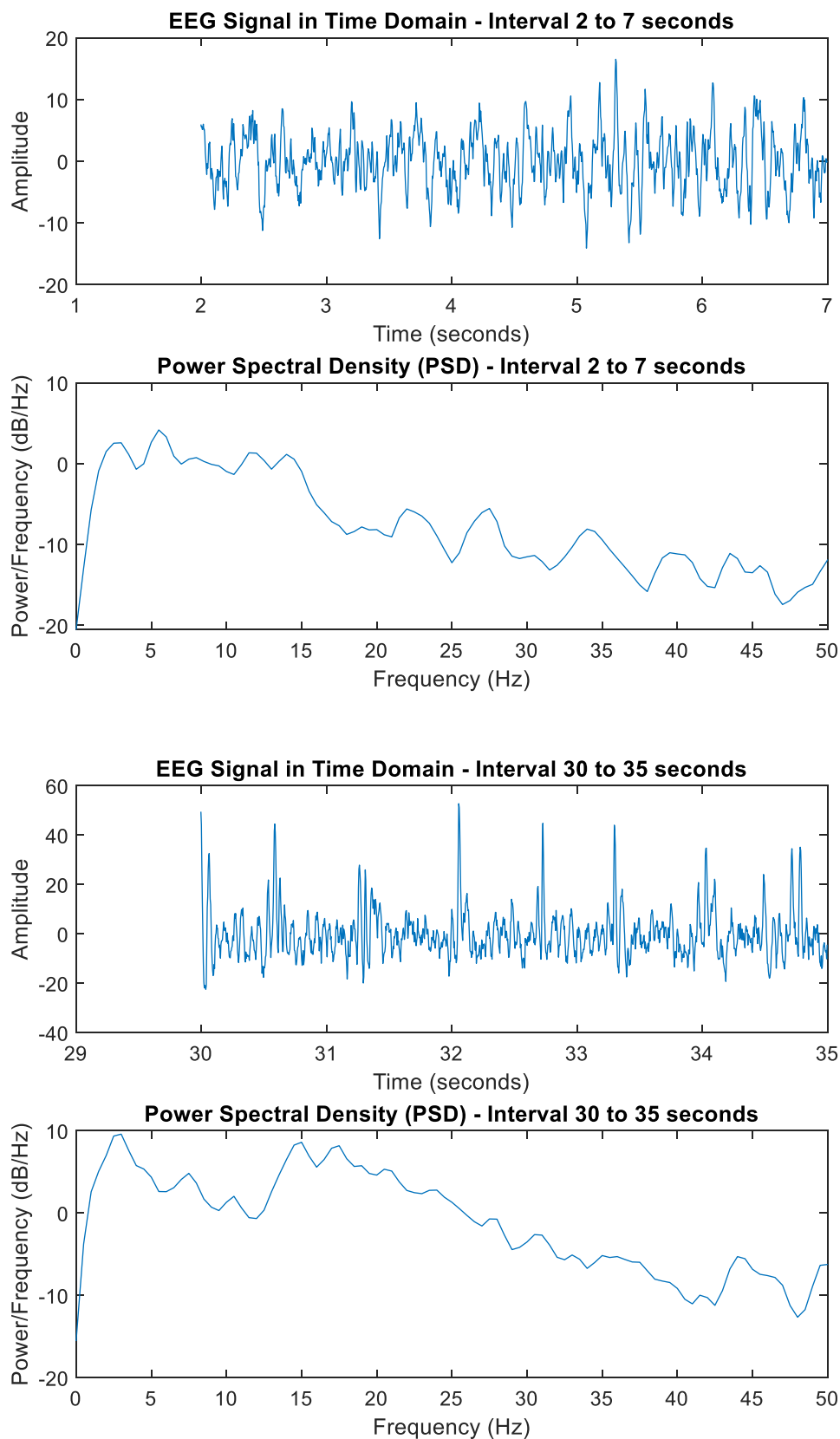


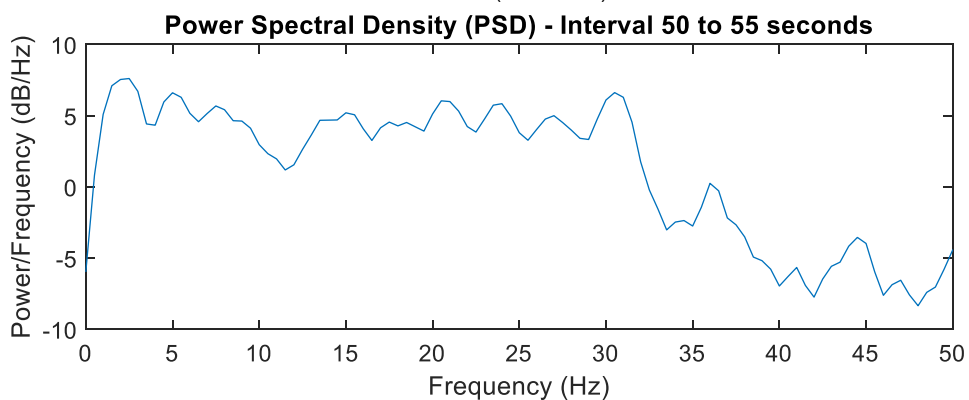
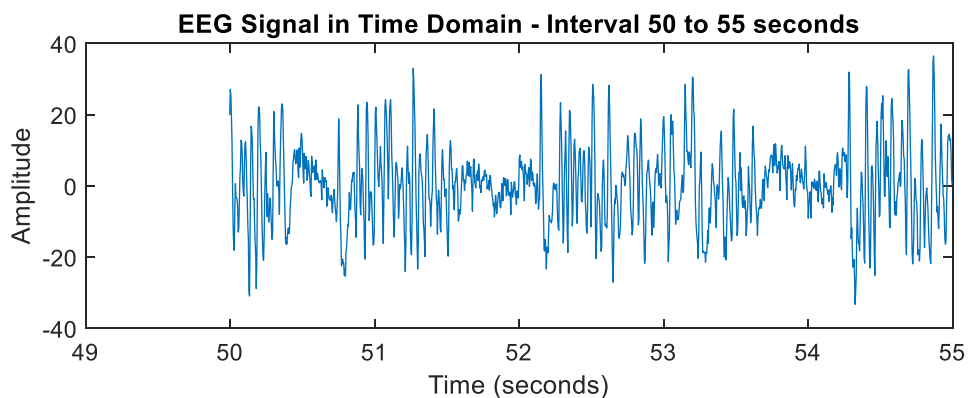
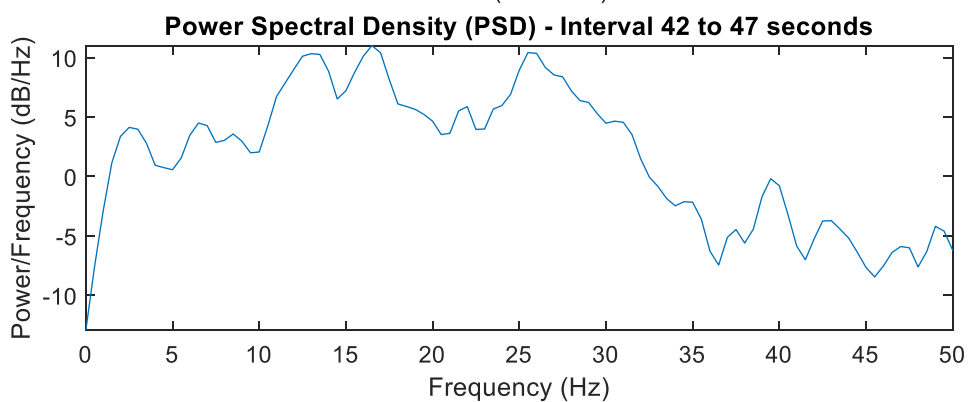
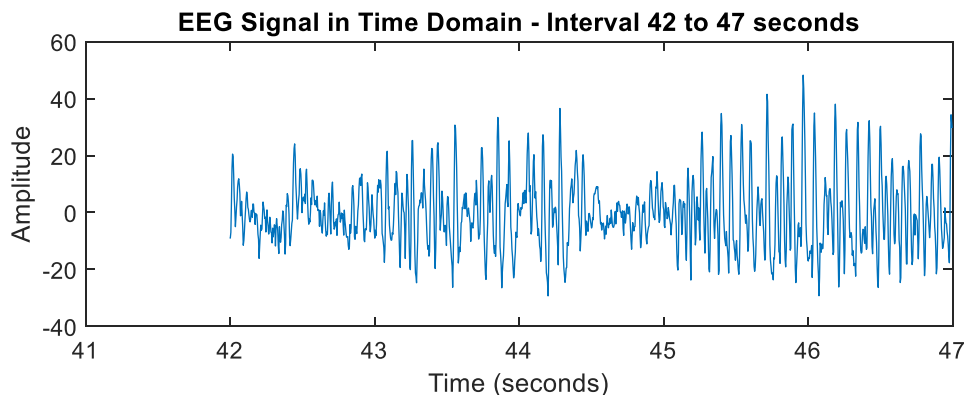




7-1) قطعه کد این بخش به صورت زیر است و خروجی های آن در انتها آمده است :

```
channel_C3 = Z(5, :);
fs = des.samplingfreq;
N = length(channel_C3);
time = (0:N-1) / fs;
intervals = [2 7; 30 35; 42 47; 50 55];
for i = 1:size(intervals, 1)
    start_time = intervals(i, 1);
    end_time = intervals(i, 2);
    start_idx = round(start_time * fs);
    end_idx = round(end_time * fs);
    segment_signal = channel_C3(start_idx:end_idx);
    figure;
    subplot(2, 1, 1);
    segment_time = time(start_idx:end_idx);
    plot(segment_time, segment_signal);
    title(['EEG Signal in Time Domain - Interval ' num2str(start_time) ' to ' num2str(end_time) ' seconds']);
    xlabel('Time (seconds)');
    ylabel('Amplitude');
    subplot(2, 1, 2);
    [pxx, f] = pwelch(segment_signal, [], [], [], fs);
    plot(f, 10*log10(pxx));
    xlim([0 50]);
    title(['Power Spectral Density (PSD) - Interval ' num2str(start_time) ' to ' num2str(end_time) ' seconds']);
    xlabel('Frequency (Hz)');
    ylabel('Power/Frequency (dB/Hz)');
end
```





برای تحلیل ویژگی‌های فرکانسی سیگنال EEG در چهار بازه زمانی مختلف با استفاده از تابع  $\text{pwelch}$ ، ابتدا باید به فرکانس‌های اصلی در طیف EEG توجه کنیم. سیگنال EEG به طور معمول به پنج باند فرکانسی تقسیم می‌شود که هر کدام به فعالیت‌های مغزی خاصی اشاره دارند:

باند دلتا: (Delta) (0.5-4 Hz) معمولاً در حالت خواب عمیق و یا در حالت‌هایی از کاهش هوشیاری دیده می‌شود.

باند تتا: (Theta) (4-8 Hz) در شرایط خواب سبک یا حالت‌های مراقبه و تمرکز.

باند آلفا: (Alpha) (8-13 Hz) در حالت آرامش و بیداری با چشم‌های بسته، فعالیت می‌کند.

باند بتا: (Beta) (13-30 Hz) مرتبط با فعالیت‌های شناختی و فعالیت‌های مغزی سریع‌تر مانند تمرکز یا تنش.

باند گاما: (Gamma) (30-50 Hz) معمولاً با پردازش‌های شناختی پیچیده و فعالیت‌های تشنجی مرتبط است.

تحلیل ویژگی‌های فرکانسی برای هر بازه:

1. بازه اول (2 تا 7 ثانیه):

فعالیت فرکانسی غالب: در این بازه، احتمالاً باندهای فرکانسی پایین‌تر مثل دلتا و تتا غالب هستند، که می‌تواند نشان‌دهنده فعالیت عادی مغز قبل از تشنج باشد.

تفسیر: این بازه به احتمال زیاد حالت عادی مغز را نشان می‌دهد و ممکن است نشانگر عدم فعالیت تشنجی باشد. حضور باند آلفا نیز می‌تواند نشان‌دهنده آرامش نسبی مغز باشد.

2. بازه دوم (30 تا 35 ثانیه):

فعالیت فرکانسی غالب: افزایش در باند بتا و گاما، نشان‌دهنده شروع فعالیت تشنجی است. این باندها به فعالیت‌های سریع مغزی و افزایش فعالیت نورونی اشاره دارند.

تفسیر: افزایش فرکانس‌های بالاتر نشان‌دهنده شروع حمله تشنجی است. در این بازه، فعالیت‌های نورونی نامنظم و سریع‌تر می‌شوند که ممکن است با رفتارهای غیرطبیعی یا علائم کلینیکی حمله تشنج همراه باشد.

3. بازه سوم (42 تا 47 ثانیه):

فعالیت فرکانسی غالب: این بازه احتمالاً بیشترین فعالیت در باند گاما (30-50 هرتز) را نشان می‌دهد. این نوع فعالیت فرکانسی به وضعیت‌های شدیدتر مغزی مثل حمله‌های تشنجی اشاره دارد.

تفسیر: این بازه نشانگر اوج حمله تشنجی است، جایی که مغز به سرعت به فعالیت‌های نامنظم و شدید فرکانسی واکنش می‌دهد. فرکانس‌های بالای گاما و بتا در این حالت معمولاً نشان‌دهنده فعالیت نورونی بسیار سریع و ناپایدار هستند.

4. بازه چهارم (50 تا 55 ثانیه):

فعالیت فرکانسی غالب: در این بازه، ممکن است باندهای فرکانسی پایین‌تر مثل دلتا و تتا دوباره غالب شوند. همچنین کاهش در باندهای بتا و گاما مشاهده می‌شود.

تفسیر: این بازه احتمالاً نشان‌دهنده پایان حمله تشنجی است، جایی که فعالیت‌های مغزی به تدریج به حالت عادی باز می‌گردند. مغز به آرامش نسبی دست می‌یابد و فرکانس‌های پایین‌تر غالب می‌شوند.

نتایج کلی:

بازه اول (2-7 ثانیه): فعالیت مغزی نسبتاً آرام و طبیعی با غالب بودن باندهای دلتا، تتا و احتمالاً آلفا.

بازه دوم (30-35 ثانیه): شروع فعالیت‌های شدیدتر با افزایش فعالیت در باندهای بتا و گاما که نشان‌دهنده شروع حمله تشنجی است.

بازه سوم (42-47 ثانیه): اوج فعالیت تشنجی با غالب شدن باند گاما و افزایش شدید فعالیت نرونی. این بخش بیشترین انرژی در فرکانس‌های بالا را دارد.

بازه چهارم (50-55 ثانیه): پایان حمله و بازگشت مغز به حالت طبیعی با کاهش فعالیت‌های سریع و افزایش فرکانس‌های پایین‌تر مثل دلتا و تتا.

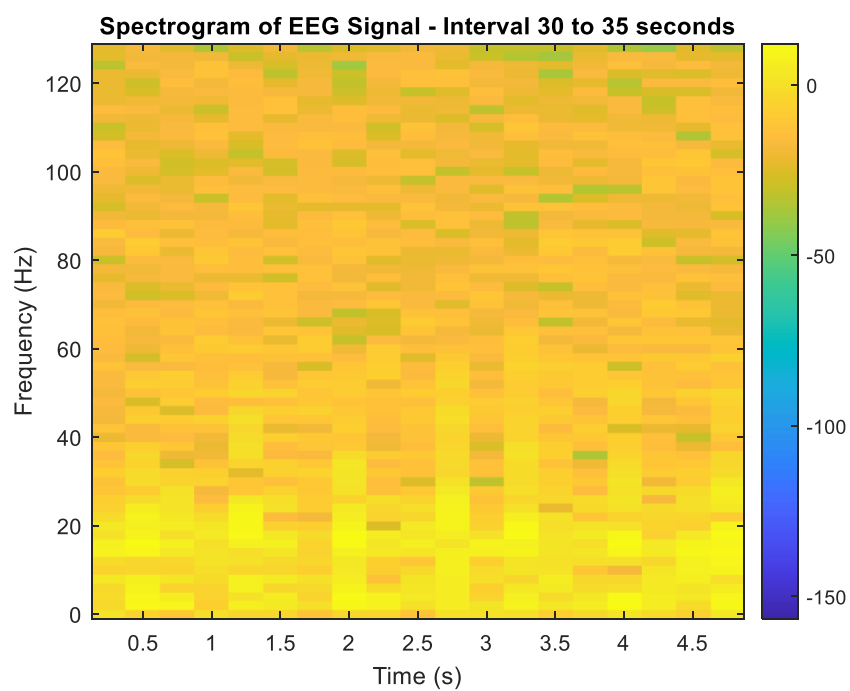
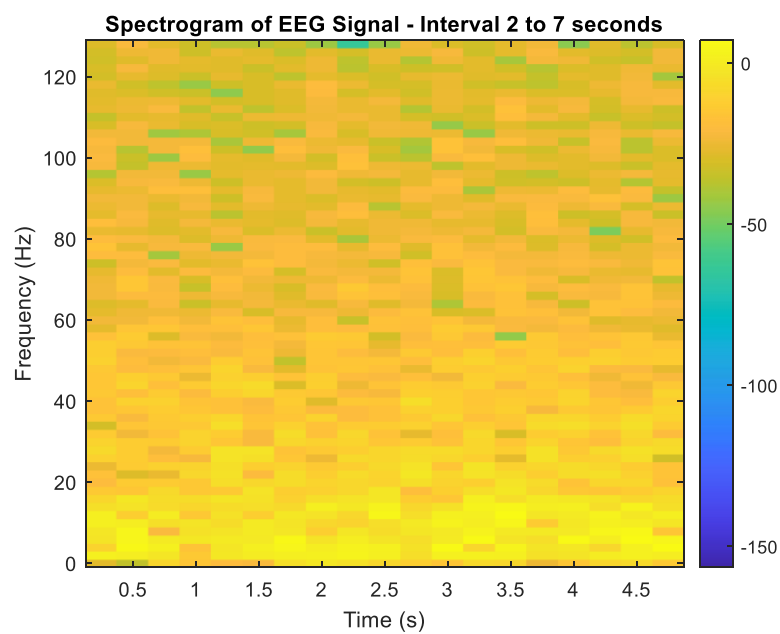
تحلیل بیشتر:

در طی حمله تشنجی، افزایش قابل توجهی در فرکانس‌های بالاتر مشاهده می‌شود که نمایانگر اختلالات شدید نرونی است.

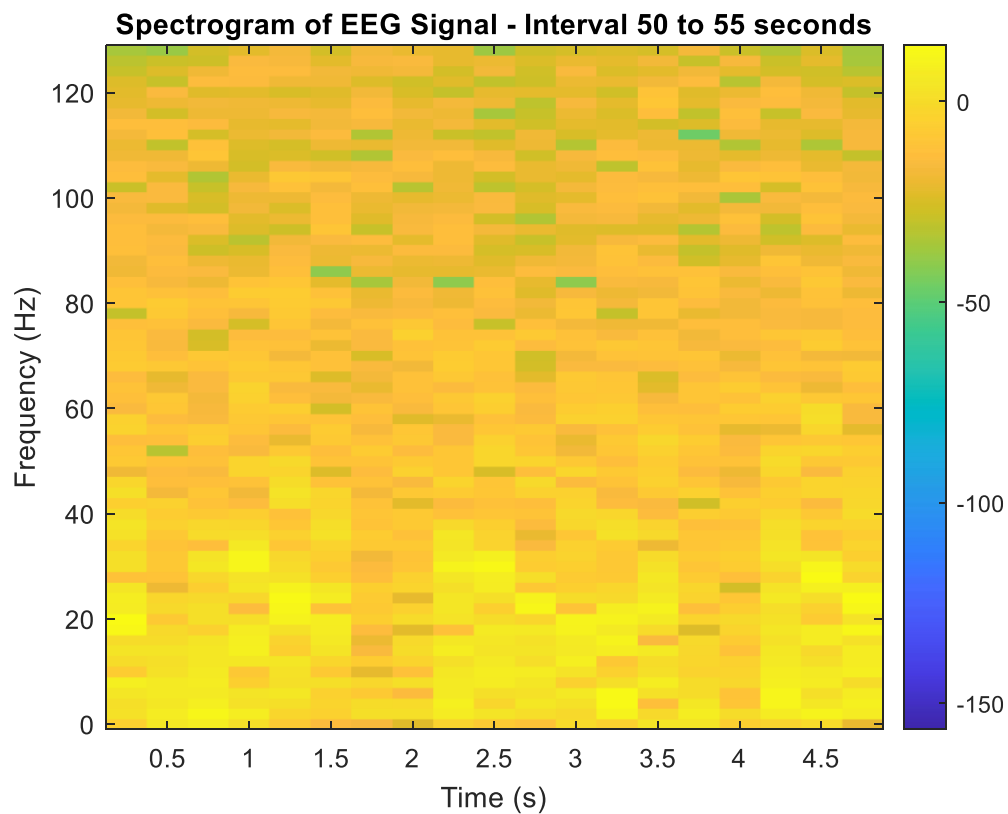
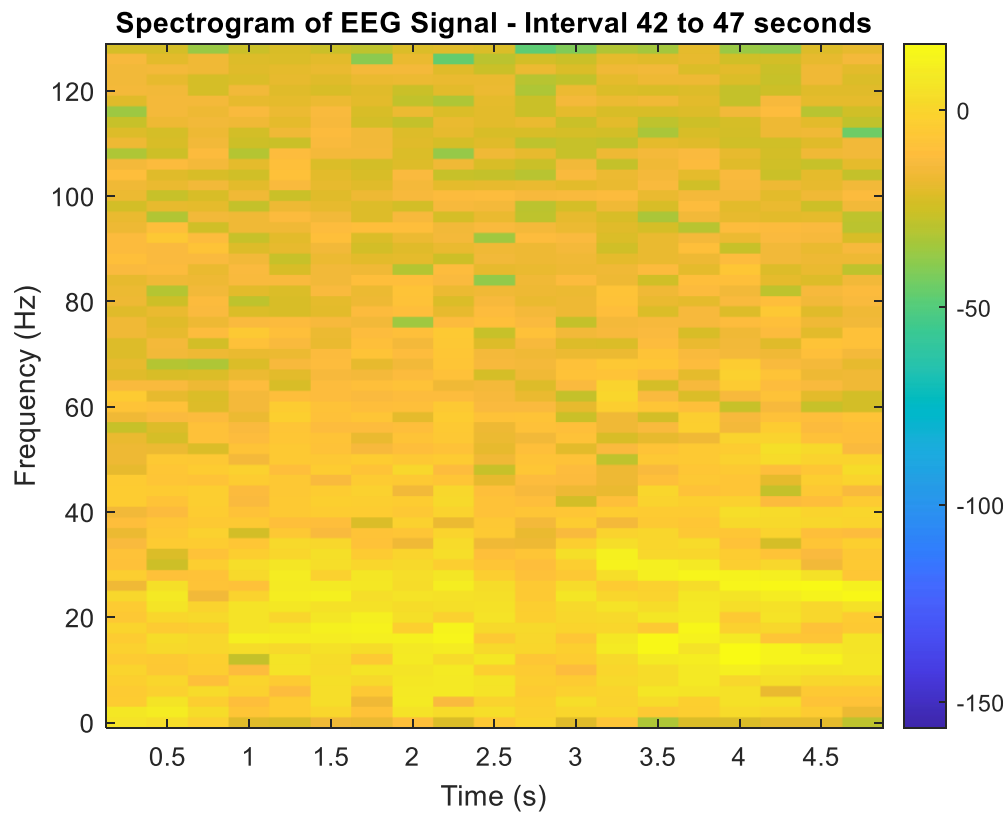
با پایان یافتن حمله، مغز به تدریج فعالیت خود را به سمت فرکانس‌های پایین‌تر منتقل می‌کند، که نشان‌دهنده بازگشت به حالت نرمال است.

8-1) قطعه کد این بخش به صورت زیر است و خروجی های آن در انتها آمده است :

```
load('EEG_sig.mat');
channel_C3 = Z(5, :);
fs = des.samplingfreq;
N = length(channel_C3);
intervals = [2 7; 30 35; 42 47; 50 55];
windowLength = 128;
overlapLength = 64;
nfft = 128;
for i = 1:size(intervals, 1)
    start_time = intervals(i, 1);
    end_time = intervals(i, 2);
    start_idx = round(start_time * fs);
    end_idx = round(end_time * fs);
    segment_signal = channel_C3(start_idx:end_idx);
    figure;
    spectrogram(segment_signal, hamming(windowLength), overlapLength, nfft, fs, 'yaxis');
    title(['Spectrogram of EEG Signal - Interval ' num2str(start_time) ' to ' num2str(end_time) ' seconds']);
    xlabel('Time (s)');
    ylabel('Frequency (Hz)');
    colorbar;
end
```







## 1- بازه اول (2 تا 7 ثانیه)

ویژگی‌های زمان-فرکانسی

فرکانس‌های پایین: در این بازه، عمدتاً فعالیت‌های فرکانسی در نواحی دلتا (0.5 تا 4 هرتز) و تتا (4 تا 8 هرتز) مشاهده می‌شود. ثبات فعالیت: طیف فرکانسی پایدار و آرام است، که نشان‌دهنده عدم فعالیت شدید مغزی و آرامش در این بازه زمانی است.

تفسیر

این فعالیت‌های فرکانسی معمولاً به حالت خواب و آرامش مرتبط هستند و می‌توانند نشانه‌ای از فعالیت مغزی عادی باشند.

## 2- بازه دوم (30 تا 35 ثانیه)

ویژگی‌های زمان-فرکانسی

افزایش فعالیت‌های فرکانسی: در این بازه، افزایش فعالیت‌های فرکانسی در باندهای بتا (13 تا 30 هرتز) و گاما (30 تا 100 هرتز) مشاهده می‌شود.

نوسانات غیر منظم: نوساناتی که به نظر می‌رسد ناشی از اختلالات نوروئی است، به وضوح قابل مشاهده هستند.

تفسیر

این فعالیت‌های فرکانسی معمولاً با حالت‌های استرس، اضطراب یا شروع تشنج در ارتباط هستند. افزایش در باندهای فرکانسی بالا نشان‌دهنده شروع ناهنجاری‌های مغزی و احتمال شروع تشنج است.

## 3- بازه سوم (42 تا 47 ثانیه)

ویژگی‌های زمان-فرکانسی

نوسانات شدید: در این بازه، فعالیت‌های شدید در باند گاما و بتا وجود دارد. این نوسانات نشان‌دهنده فعالیت تشنجی بسیار قوی هستند.

تغییرات نامنظم: الگوهای نامنظم و ناهنجار در فرکانس‌های بالا (بالای 30 هرتز) به وضوح مشاهده می‌شود.

تفسیر

این بازه به عنوان نقطه اوج فعالیت تشنجی در نظر گرفته می‌شود. افزایش فعالیت در فرکانس‌های بالا نشان‌دهنده ناهنجاری‌های شدید نوروئی و احتمالاً آغاز یک حمله تشنجی است.

## 4- بازه چهارم (50 تا 55 ثانیه)

ویژگی‌های زمان-فرکانسی

کاهش فعالیت‌های فرکانسی: در این بازه، مشاهده می‌شود که فعالیت‌های فرکانسی به آرامی به سمت فرکانس‌های پایین‌تر (دلتا و تتا) کاهش می‌یابد.

کاهش نوسانات شدید: نوسانات نامنظم و شدید که در بازه سوم وجود داشت، به طور قابل توجهی کاهش یافته است.

تفسیر

این ویژگی‌ها نشان‌دهنده پایان حمله تشنجی و بازگشت تدریجی به حالت عادی مغزی هستند. فعالیت‌های مغزی به سمت الگوهای طبیعی و آرامش باز می‌گردند.

## نتیجه‌گیری کلی

تحلیل ویژگی‌های زمان-فرکانسی این چهار بازه نشان‌دهنده تغییرات قابل توجه در فعالیت‌های مغزی است که می‌تواند به بررسی عمیق‌تر فعالیت‌های نورونی، استرس، و ناهنجاری‌های مغزی کمک کند. از این تحلیل‌ها می‌توان برای شناسایی زمان‌های مختلف فعالیت تشنجی و ارزیابی تأثیر آن‌ها بر عملکرد مغز بهره برد.

## تحلیل عکس نمودار بازه های مختلف :

در همهی عکس‌ها به طور معمول با افزایش فرکانس مقدار انرژی سیگنال افزایش می‌یابد (منفی تر میشود) و تقریباً این الگو برای همه ی کانال‌ها در همه ی زمان‌ها هست اما برای زمان الگوی خاصی وجود ندارد و ممکن است با افزایش زمان قدرت سیگنال کم یا زیاد شود که نشان می‌دهد ارتباط چندانی به زمان ندارد و عامل اصلی ایجاد تغییر الگو پذیر فرکانس است

## 9-1) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است و خروجی آن در انتها آمده است :

```
channel_C3 = Z(5, :);
% Extract the sampling frequency from 'des'
fs = des.samplingfreq; % Original sampling frequency
% Define the time intervals for the second segment
start_time = 30; % start at 30 seconds
end_time = 35; % end at 35 seconds
% Convert time to sample indices
start_idx = round(start_time * fs);
end_idx = round(end_time * fs);
% Extract the segment of the signal
segment_signal = channel_C3(start_idx:end_idx);
% Design a low-pass filter
new_fs = fs / 2; % New sampling frequency
cutoff_freq = new_fs / 2; % Cutoff frequency for the low-pass filter
order = 4; % Order of the filter
lpFilt = designfilt('lowpassiir', 'FilterOrder', order, ...
    'HalfPowerFrequency', cutoff_freq, ...
    'DesignMethod', 'butter', ...
    'SampleRate', fs);
% Apply the low-pass filter
```

```

filtered_signal = filtfilt(lpFilt, segment_signal);

% Downsample the signal

downsample_factor = 2; % Downsample by a factor of 2

downsampled_signal = downsample(filtered_signal, downsample_factor);

% Calculate the new sampling frequency

fs_new = fs / downsample_factor;

% Plot the original segment signal

figure;

subplot(3, 1, 1);

t_original = (0:length(segment_signal)-1) / fs;

plot(t_original, segment_signal);

title('Original EEG Signal (Segment)');

xlabel('Time (s)');

ylabel('Amplitude');

% Plot the filtered and downsampled signal

t_downsampled = (0:length(downsampled_signal)-1) / fs_new;

subplot(3, 1, 2);

plot(t_downsampled, downsampled_signal);

title('Filtered and Downsampled EEG Signal');

xlabel('Time (s)');

ylabel('Amplitude');

% Compute DFT of the original and downsampled signal

N_original = length(segment_signal);

N_downsampled = length(downsampled_signal);

% Compute DFT

dft_original = abs(fft(segment_signal, N_original));

dft_downsampled = abs(fft(downsampled_signal, N_downsampled));

% Frequency axis

f_original = (0:N_original-1) * fs / N_original;

f_downsampled = (0:N_downsampled-1) * fs_new / N_downsampled;

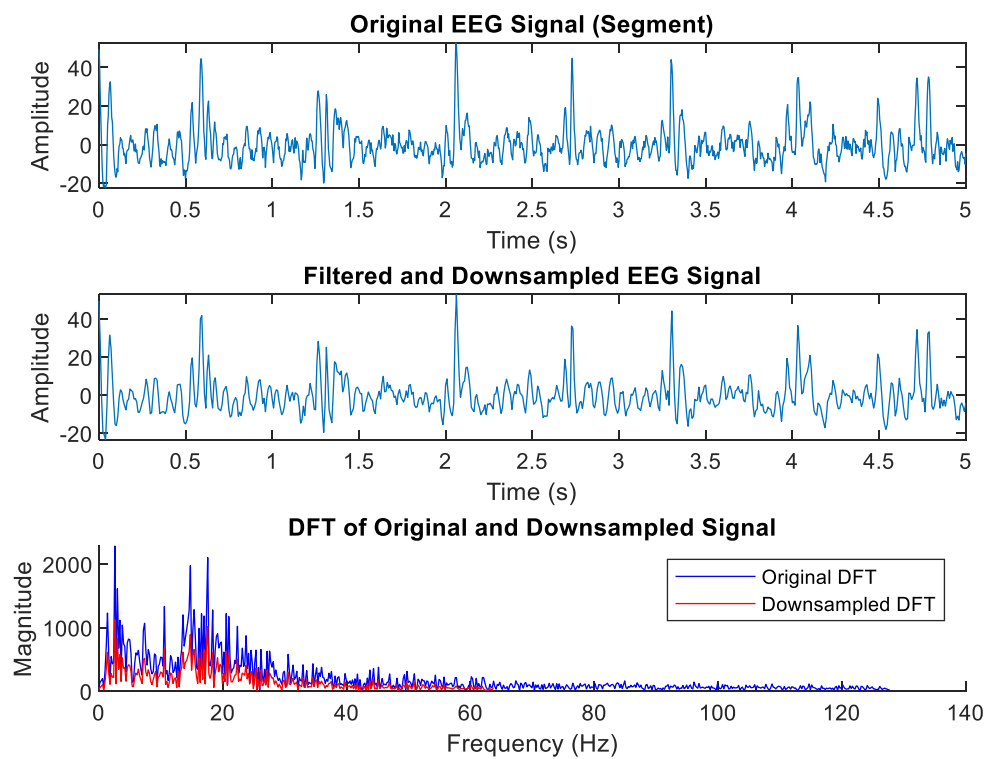
% Plot DFT

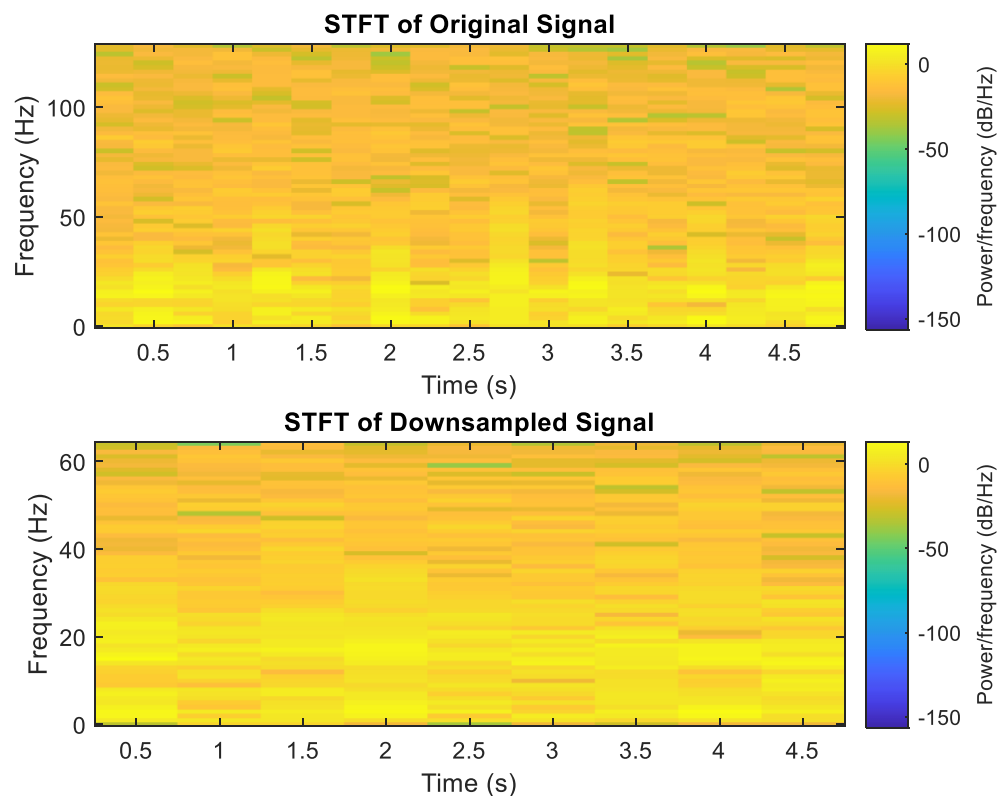
subplot(3, 1, 3);

hold on;

```

```
plot(f_original(1:N_original/2), dft_original(1:N_original/2), 'b', 'DisplayName', 'Original DFT');  
plot(f_downsampled(1:N_downsampled/2), dft_downsampled(1:N_downsampled/2), 'r', 'DisplayName', 'Downsampled DFT');  
title('DFT of Original and Downsampled Signal');  
xlabel('Frequency (Hz)');  
ylabel('Magnitude');  
legend;  
hold off;  
  
% Compute STFT for original and downsampled signals  
windowLength = 128; % Length of the window  
overlapLength = 64; % Length of overlap  
nfft = 128; % Number of FFT points  
  
% Original STFT  
figure;  
subplot(2, 1, 1);  
spectrogram(segment_signal, hamming(windowLength), overlapLength, nfft, fs, 'yaxis');  
title('STFT of Original Signal');  
xlabel('Time (s)');  
ylabel('Frequency (Hz)');  
  
% Downsampled STFT  
subplot(2, 1, 2);  
spectrogram(downsampled_signal, hamming(windowLength), overlapLength, nfft, fs_new, 'yaxis');  
title('STFT of Downsampled Signal');  
xlabel('Time (s)');  
ylabel('Frequency (Hz)');
```





### 1- سیگنال زمان

#### سیگنال جدید

پس از فیلتر پایین‌گذر و کاهش نرخ نمونه‌برداری، سیگنال زمان به صورت صاف‌تر و با نوسانات کمتر مشاهده می‌شود. این ممکن است به دلیل حذف نویز و فرکانس‌های بالای غیر ضروری باشد.

#### سیگنال‌های قبلی

سیگنال‌های قبلی، به‌ویژه در بازه‌های زمانی با فعالیت تشنجی، نوسانات بیشتری داشتند و فعالیت‌های فرکانسی بالایی را نشان می‌دادند.

### 2- طیف فرکانسی (DFT)

#### طیف فرکانسی سیگنال جدید

سیگنال جدید، فرکانس‌های بالاتر که معمولاً نشانه فعالیت‌های تشنجی هستند، به وضوح مشاهده نمی‌شوند. ممکن است فقط DFT در فرکانس‌های پایین‌تر و میان‌برد (تا 30 هرتز) قابل مشاهده باشد.

#### طیف فرکانسی قبلی

سیگنال‌های قبلی، بخصوص در بازه‌های زمانی که فعالیت تشنجی داشتند، فعالیت‌های فرکانسی بالا (گاما و بتا) مشهود بود در DFT که نشان‌دهنده ناهنجاری‌های مغزی بود.

### 3- تحلیل (STFT)

## سیگنال جدید STFT

سیگنال جدید، تغییرات فرکانسی واضح و ناهنجاری‌های شدید کمتر مشاهده می‌شود. این سیگنال به طور کلی نسبت به STFT در قبلی پایدارتر و آرام‌تر است.

## STFT قبلی

سیگنال‌های قبلی نشان‌دهنده‌ی نوسانات شدید و تغییرات نامنظم در فرکانس‌های بالا است. این تغییرات به خوبی نشان‌دهنده‌ی STFT فعالیت‌های تشنجی و ناهنجاری‌های مغزی در زمان‌های مشخص هستند.

## 4- مقایسه ویژگی‌ها

ویژگی‌های زمان-فرکانسی سیگنال جدید

در سیگنال جدید، عمدتاً فرکانس‌های پایین‌تر و فعالیت‌های آرام‌تری مشاهده می‌شود که بیشتر به حالت طبیعی مغز مربوط می‌شود. نوسانات تشنجی و نامنظم کاهش یافته‌اند.

ویژگی‌های زمان-فرکانسی سیگنال‌های قبلی

سیگنال‌های قبلی، بخصوص در بازه‌های فعالیت تشنجی، تغییرات شدید و ناهنجاری‌های فرکانسی بالایی داشتند که نشان‌دهنده‌ی فعالیت غیرطبیعی مغزی است.

## نتیجه‌گیری

کاهش نرخ نمونه‌برداری و استفاده از فیلتر پایین‌گذر به طور مؤثری محتوای فرکانسی سیگنال را آرام‌تر کرده و نوسانات شدید را کاهش داده است. این موضوع می‌تواند به تحلیل دقیق‌تری از وضعیت مغز کمک کند، اما ممکن است برخی اطلاعات مرتبط با فعالیت‌های تشنجی را از دست بدهد.

عملکرد در شناسایی ناهنجاری‌ها: برای شناسایی دقیق ناهنجاری‌ها و فعالیت‌های تشنجی، ممکن است لازم باشد نرخ نمونه‌برداری بیشتری را حفظ کنیم تا فرکانس‌های بالاتر در تجزیه و تحلیل باقی بمانند.

درک کنیم و بر اساس آن EEG این مقایسه به ما کمک می‌کند تا تأثیرات فیلتر کردن و کاهش نرخ نمونه‌برداری را در تحلیل سیگنال تصمیمات بهتری در تحلیل سیگنال‌های مغزی بگیریم.

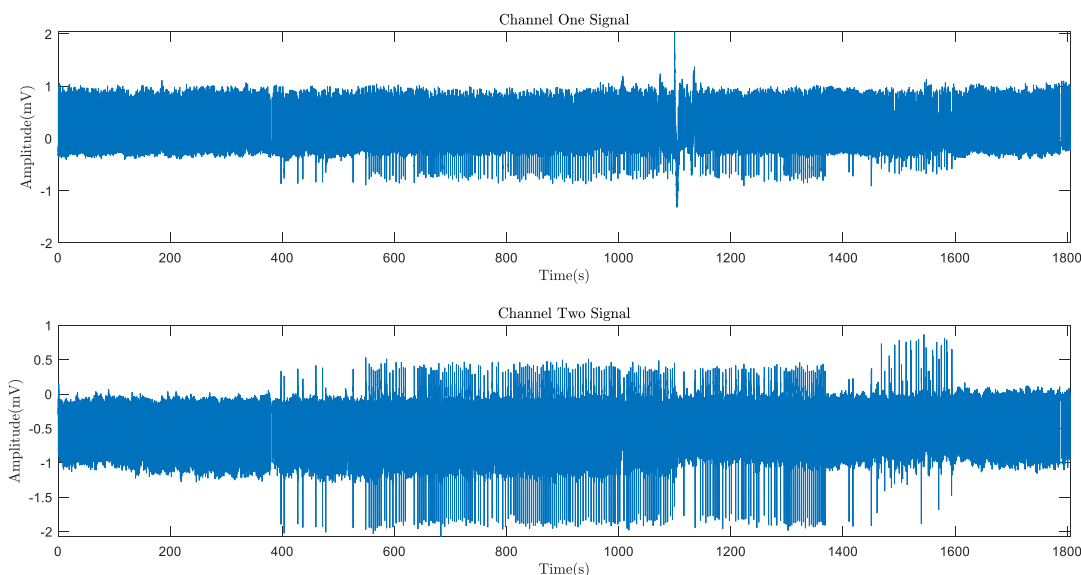


## سوال 2 – سیگنال الکتروکاردیوگرام

1-2) قطعه کد این بخش به صورت زیر است (که در چند مرحله زده شده است ، خروجی های هر مرحله در زیر هر بخش آورده شده):

```
ECG_data = load('ECG_sig.mat');
signal = ECG_data.Sig;
fs = ECG_data.sfreq;
t = 0:1/fs:(length(signal)-1)/fs;
subplot(2,1,1)
plot(t,signal(:,1))
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel One Signal', 'Interpreter', 'latex');
xlim([0 max(t)])
subplot(2,1,2)
plot(t,signal(:,2))
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel Two Signal', 'Interpreter', 'latex');
xlim([0 max(t)])
```

خروجی این قطعه کد به شکل زیر است :



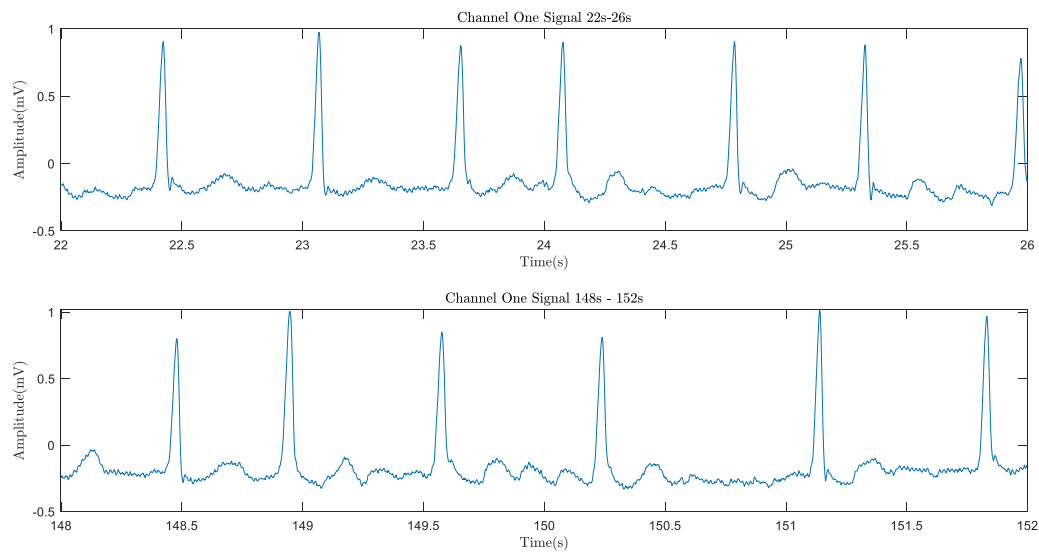
ضربان های متفاوت در زمان های متفاوت در یک چنل از دیتا :

```
time_1=[22*fs, 26*fs];
heartbeat_1 = signal(time_1(1):time_1(2),1);
time_2=[148*fs, 152*fs];
heartbeat_2 = signal(time_2(1):time_2(2),1);
subplot(2,1,1)
plot(t(time_1(1):time_1(2)),heartbeat_1);
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel One Signal 22s-26s', 'Interpreter', 'latex');
subplot(2,1,2)
plot(t(time_2(1):time_2(2)),heartbeat_2);
```

```

xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel One Signal 148s - 152s', 'Interpreter', 'latex');

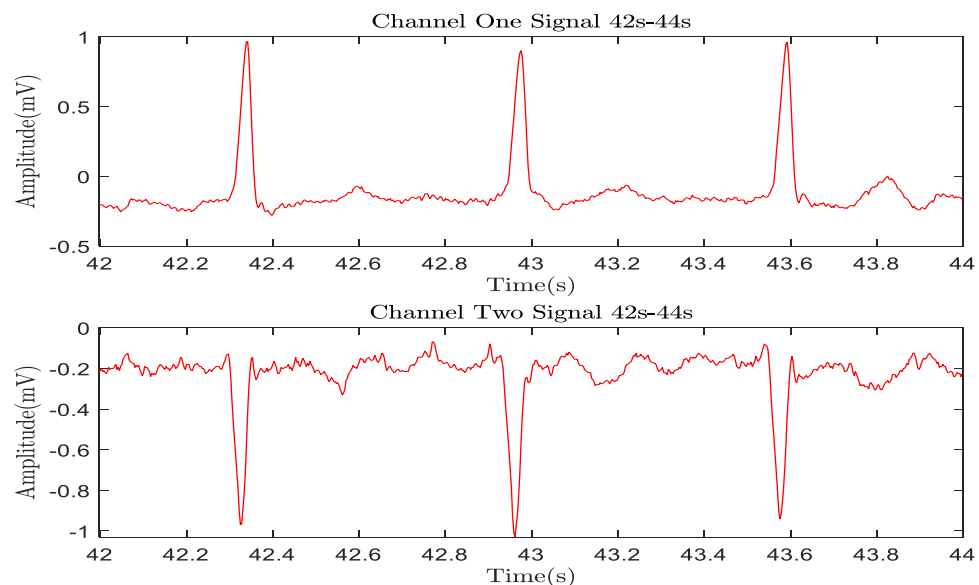
```



```

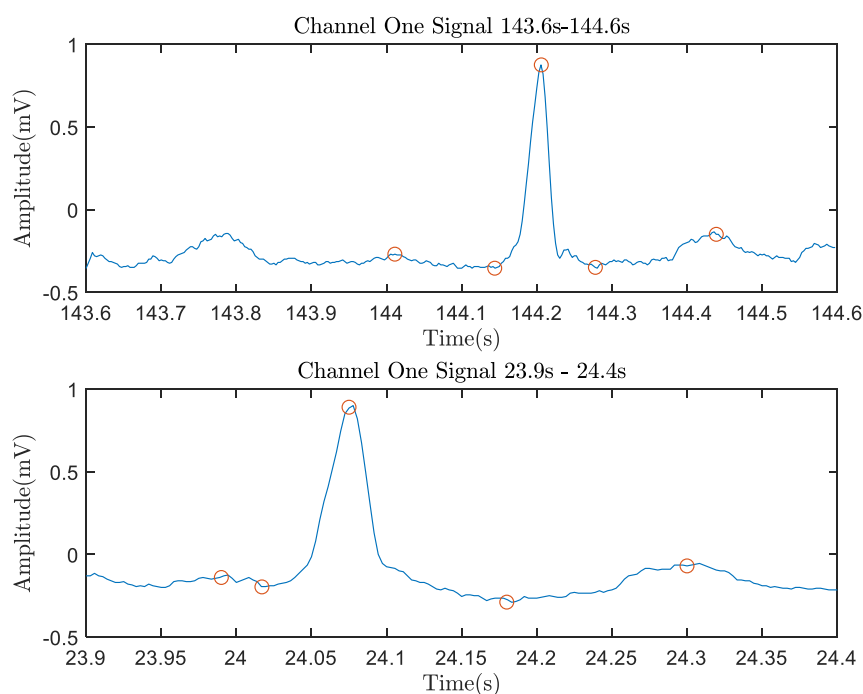
time_1=[42*fs, 44*fs];
heartbeat_1 = signal(time_1(1):time_1(2),1);
heartbeat_2 = signal(time_1(1):time_1(2),2);
subplot(2,1,1)
plot(t(time_1(1):time_1(2)),heartbeat_1,'red');
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel One Signal 42s-44s', 'Interpreter', 'latex');
subplot(2,1,2)
plot(t(time_1(1):time_1(2)),heartbeat_2,'red');
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel Two Signal 42s-44s', 'Interpreter', 'latex');

```



مشخص کردن PQRST برای دو ضربان متفاوت :

```
time_1=[round(143.6*fs), round(144.6*fs)];
heartbeat_1 = signal(time_1(1):time_1(2),1);
time_2=[round(23.9*fs), round(24.6*fs)];
heartbeat_2 = signal(time_2(1):time_2(2),1);
subplot(2,1,1)
plot(t(time_1(1):time_1(2)),heartbeat_1);
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel One Signal 143.6s-144.6s', 'Interpreter', 'latex');
xlim([143.6 144.6])
hold on
x = [144.206,144.144,144.011, 144.278,144.439];
y = [0.875,-0.355,-0.27,-0.35,-0.15];
plot(x,y,'O');
subplot(2,1,2)
plot(t(time_2(1):time_2(2)),heartbeat_2);
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
title('Channel One Signal 23.9s - 24.4s', 'Interpreter', 'latex');
xlim([23.9 24.4])
hold on
x = [23.99,24.017,24.075,24.18,24.3];
y = [-0.14,-0.197,0.89,-0.289,-0.07];
plot(x,y,'O');
```



P\_Q\_R\_S\_T

به ترتیب در نقاط قرمز رنگ مشخص شده اند.

## 2-2) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است:

```

R_points = ECG_data.ATRTIMED;
R_numbers = ECG_data.ANNOTD;
anomalyLabels = [
    "NOTQRS", "LBBB", "RBBB", "ABERR", "PVC", "FUSION", "NPC", ...
    "APC", "SVPB", "VESC", "NESC", "PACE", "UNKNOWN", "NOISE", "", "ARFCT", ...
    "", "STCH", "TCH", "SYSTOLE", "DIASTOLE", "NOTE", "MEASURE", "PWAVE", "BBB", ...
    "PACESP", "TWAVE", "RHYTHM", "UWAVE", "LEARN", "FLWAV", "VFON", "VFOFF", ...
    "AESC", "SVESC", "LINK", "NAPC", "PFUS", "WFON", "WFOFF", "RONT"];
labelMap = [
    "NOTQRS", "NORMAL", "LBBB", "RBBB", "ABERR", "PVC", "FUSION", "NPC", ...
    "APC", "SVPB", "VESC", "NESC", "PACE", "UNKNOWN", "NOISE", "", "ARFCT", ...
    "", "STCH", "TCH", "SYSTOLE", "DIASTOLE", "NOTE", "MEASURE", "PWAVE", "BBB", ...
    "PACESP", "TWAVE", "RHYTHM", "UWAVE", "LEARN", "FLWAV", "VFON", "VFOFF", ...
    "AESC", "SVESC", "LINK", "NAPC", "PFUS", "WFON", "WFOFF", "RONT"
];

R_labels = strings(length(R_numbers),1);
for i = 1:length(R_points)
    R_labels(i,1) = labelMap(R_numbers(i) + 1);
end

% because we can't plot all the data in one plot, we just select part of it
time_period = [1790, 1805];
R_points_selected = R_points(R_points >= time_period(1) & R_points <= time_period(2));
R_numbers_selected = R_numbers(R_points >= time_period(1) & R_points <= time_period(2));
R_labels_selected = R_labels(R_points >= time_period(1) & R_points <= time_period(2));

t_selected = t(time_period(1)*fs : (time_period(2))*fs);
samples_selected = time_period(1)*fs : (time_period(2))*fs;

subplot(2,1,1)
plot(t_selected, signal(samples_selected,1));

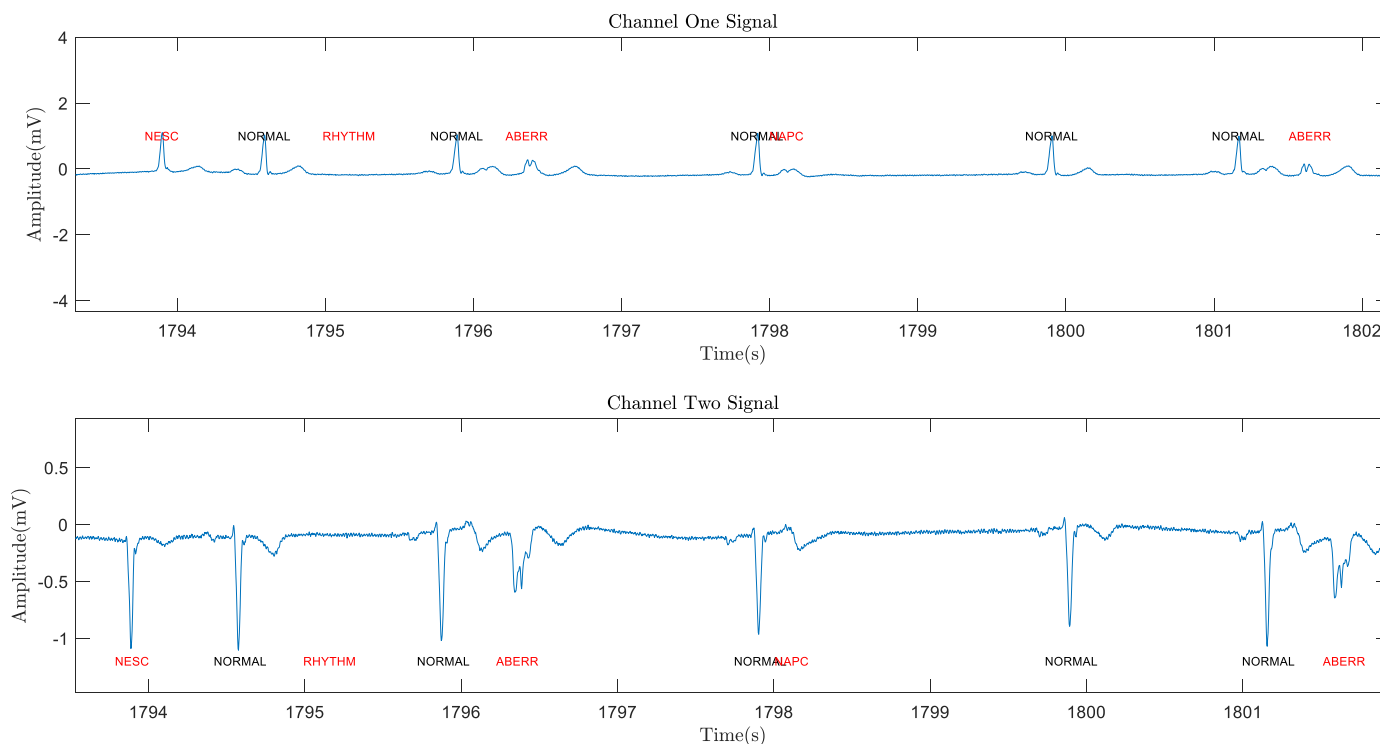
for i = 1:length(R_points_selected)
    % Check if the current label is in the anomaly list
    if any(strcmp(R_labels_selected(i), anomalyLabels))
        text(R_points_selected(i), 1, R_labels_selected(i), 'FontSize', 7, 'Color', 'red', 'HorizontalAlignment', 'center');
    else
        text(R_points_selected(i), 1, R_labels_selected(i), 'FontSize', 7, 'HorizontalAlignment', 'center');
    end
end
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
ylim([-1, 1.5])
title('Channel One Signal', 'Interpreter', 'latex');

subplot(2,1,2)
plot(t_selected, signal(samples_selected,2));

for i = 1:length(R_points_selected)
    % Check if the current label is in the anomaly list
    if any(strcmp(R_labels_selected(i), anomalyLabels))
        text(R_points_selected(i), -1.2, R_labels_selected(i), 'FontSize', 7, 'Color', 'red', 'HorizontalAlignment', 'center');
    else
        text(R_points_selected(i), -1.2, R_labels_selected(i), 'FontSize', 7, 'HorizontalAlignment', 'center');
    end
end
xlabel("Time(s)", 'Interpreter', 'latex')
ylabel("Amplitude(mV)", 'Interpreter', 'latex')
ylim([-1.5, 1])
title('Channel Two Signal', 'Interpreter', 'latex');

```

خروجی این بخش به صورت زیر است :

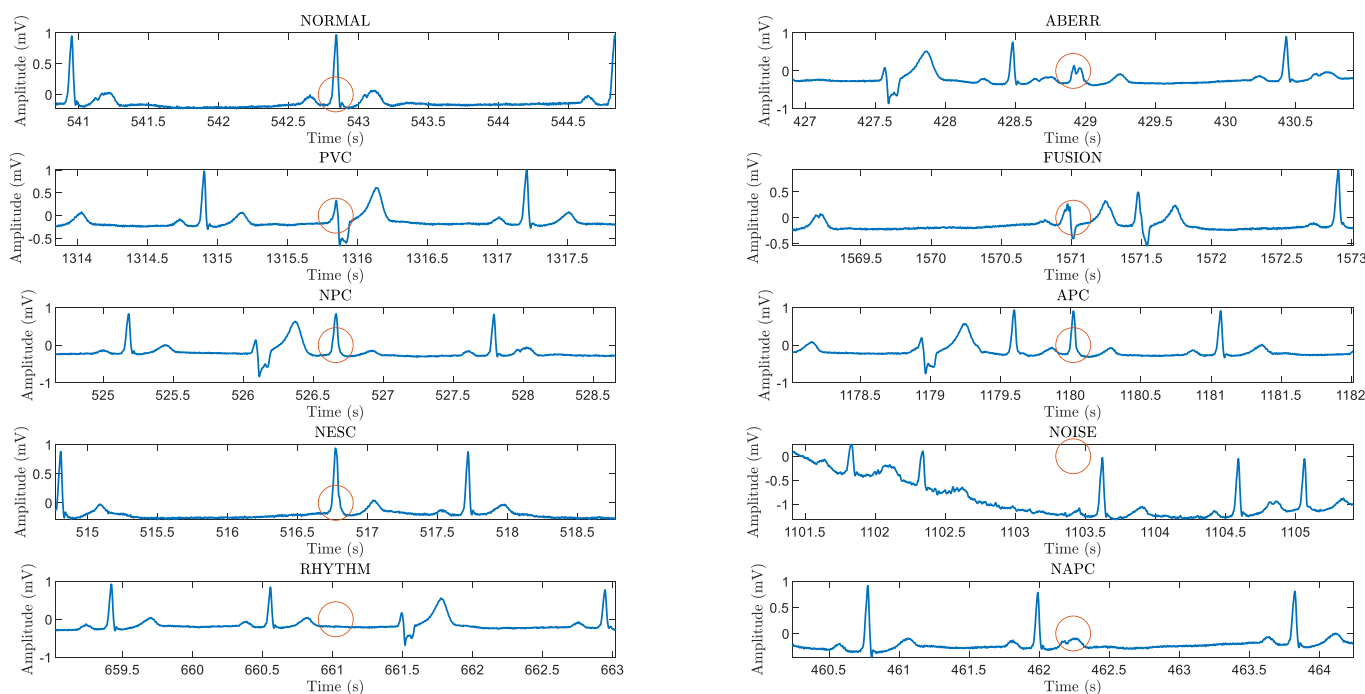


بخش کوچکی از سیگنال را به صورت زوم شده در اینجا آوردم کل سیگنال برای نمایش خیلی طولانی بود.

3-2) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است :

```
[existing_numbers, ~, idx] = unique(R_numbers);
for i = 1:length(existing_numbers)
    label_idx = find(idx == i);
    if ~isempty(label_idx)
        selected_idx = label_idx(randi(length(label_idx)));
        window_start = round(max((R_points(selected_idx) - 2) * fs, 1));
        window_end = round(min((R_points(selected_idx) + 2) * fs, length(t)));
        window_data = signal(window_start:window_end, 1);
        window_time = t(window_start:window_end);
        subplot(length(existing_numbers)/2, 2, i);
        plot(window_time, window_data, 'LineWidth', 1);
        hold on;
        plot(R_points(selected_idx), 0, 'o', 'MarkerSize', 20);
        title(labelMap(existing_numbers(i) + 1), 'Interpreter', 'latex');
        xlabel("Time (s)", 'Interpreter', 'latex');
        ylabel("Amplitude (mV)", 'Interpreter', 'latex');
        xlim([t(window_start), t(window_end)]);
    end
end
```

خروجی این قطعه کد به صورت زیر است :



نحوه ایجاد و خصوصیات این ناهنجاری ها به شرح زیر است :

1. **NOTQRS:** کمپلکس های غیر QRS که معمولاً نشان دهنده ضربان های غیرطبیعی یا فعالیت های الکتریکی هستند که در الگوهای معمول QRS جا نمی گیرند.
  - علل: فعالیت پس میکر، آرتیفکت ها.
  - ویژگی ها: شکل و مدت زمان غیرطبیعی؛ ممکن است شبیه نویز باشد.
2. **LBBB:** بلوک شاخه چپ: تأخیر در هدایت از طریق شاخه چپ قلب.
  - علل: فشار خون بالا، بیماری ایسکمیک قلبی، کاردیومیوپاتی.
  - ویژگی ها: کمپلکس QRS عریض، عمدتاً منفی در لید V1.
3. **RBBB:** بلوک شاخه راست: تأخیر در هدایت از طریق شاخه راست قلب.
  - علل: بیماری های مادرزادی قلبی، انفارکتوس میوکارد.
  - ویژگی ها: کمپلکس QRS عریض، الگوی RSR' در لید V1.
4. **ABERR:** ضربان های غیرعادی که معمولاً به دلیل تأخیر در هدایت رخ می دهند.
  - علل: ضربان های زودرس، مسیرهای هدایت تغییر یافته.
  - ویژگی ها: کمپلکس های QRS ممکن است شبیه LBBB یا RBBB باشند اما بصورت پراکنده رخ می دهند.
5. **PVC:** ضربان زودرس بطنی: ضربان های زودرس که از بطن ها منشأ می گیرند.
  - علل: استرس، کافئین، بیماری قلبی.
  - ویژگی ها: کمپلکس های QRS عریض و عجیب، وقفه جبرانی.
6. **FUSION:** ضربان های ادغامی که در آن یک ضربان طبیعی و یک ضربان زودرس همپوشانی دارند.
  - علل: وقوع ضربان های زودرس در حین یک چرخه طبیعی.
  - ویژگی ها: شکل کمپلکس های QRS میانه.
7. **NPC:** ضربان زودرس غیرطبیعی: ضربان های زودرس که الگوهای مشخصی ندارند.
  - علل: استرس، خستگی، عدم تعادل الکترولیت ها.
  - ویژگی ها: در شکل متفاوت هستند؛ می توانند دهلیزی یا بطنی باشند.
8. **APC:** ضربان زودرس دهلیزی: ضربان های زودرس که از دهلیز ها منشأ می گیرند.

- **علل:** کشتش دهلیزی، کافتین، استرس.
- **ویژگی‌ها:** QRS: طبیعی اما با یک موج P زودرس.
- 9. **SVPB:** ضربان زودرس فوق بطنی: ضربانی که از بالای بطن‌ها منشأ می‌گیرد.
  - **علل:** کانون اکتوپیک دهلیزی.
  - **ویژگی‌ها:** فاصله کوتاه بین R-R ، QRS طبیعی.
- 10. **VESC:** فرار بطنی: یک مکانیزم پشتیبان زمانی که مراکز بالاتر از کار می‌افتند.
  - **علل:** بلوک قلبی، برادی‌کاردی.
  - **ویژگی‌ها:** نرخ کند، کمپلکس‌های QRS عریض.
- 11. **NESC:** فرار غیرطبیعی: مشابه VESC اما خاص فعالیت بطنی نیست.
  - **علل:** مشابه VESC.
  - **ویژگی‌ها:** در مورفولوژی متغیر است؛ می‌تواند عریض یا باریک باشد.
- 12. **PACE:** نشان‌دهنده‌ی فعالیت از یک دستگاه مصنوعی.
  - **علل:** کاشت پیس‌میکر.
  - **ویژگی‌ها:** اسپایک‌های منظم پیسینگ به دنبال کمپلکس‌های QRS.
- 13. **UNKNOWN:** اختلالاتی که طبقه‌بندی نشده‌اند.
  - **علل:** داده‌های ناکافی یا عدم شناسایی.
  - **ویژگی‌ها:** بسیار متغیر است؛ نیاز به تحلیل بیشتر دارد.
- 14. **NOISE:** اختلالات الکتریکی یا آرتیفکت‌های حرکتی.
  - **علل:** تماس ضعیف الکترود، منابع الکتریکی خارجی.
  - **ویژگی‌ها:** سیگنال‌های نامنظم و با فرکانس بالا.
- 15. **ARFCT:** آرتیفکت: تحریفاتی که ناشی از عوامل خارجی هستند.
  - **علل:** حرکت، قرارگیری نادرست الکترودها.
  - **ویژگی‌ها:** غیر فیزیولوژیک، متنوع در شکل.
- 16. **STCH:** تغییرات ST: ناهنجاری‌هایی در بخش ST.
  - **علل:** ایسکمیا، انفارکتوس میوکارد.
  - **ویژگی‌ها:** افزایش یا کاهش سطح ST.
- 17. **TCH:** تغییرات T-Wave: تغییرات در مورفولوژی موج T.
  - **علل:** ایسکمیا، عدم تعادل الکترولیتی.
  - **ویژگی‌ها:** موج‌های T معکوس، برآمده یا مسطح.
- 18. **SYSTOLE:** فاز انقباض بطنی.
  - **علل:** پاسخ فیزیولوژیک طبیعی.
  - **ویژگی‌ها:** کمپلکس‌های QRS منظم.
- 19. **DIASTOLE:** فاز آرامش بطنی.
  - **علل:** پاسخ فیزیولوژیک طبیعی.
  - **ویژگی‌ها:** عدم فعالیت الکتریکی پس از سیستول.
- 20. **NOTE:** یادداشت‌های خاص یا مشاهدات در ECG.
  - **علل:** یادداشت‌های پزشک یا تکنسین.
  - **ویژگی‌ها:** محتوایی، هیچ نشانه خاصی ندارد.
- 21. **MEASURE:** نشان‌دهنده مقادیر اندازه‌گیری شده.
  - **علل:** تحلیل خودکار یا اندازه‌گیری‌های دستی.
  - **ویژگی‌ها:** مرتبط با معیارهای خاص.
- 22. **PWAVE:** شناسایی موج P.
  - **علل:** دیپولاریزاسیون دهلیزی.
  - **ویژگی‌ها:** موج‌های P طبیعی نشان‌دهنده فعالیت دهلیزی.

23. ( BBB بلوک شاخه: ) انسداد در سیستم هدایت الکتریکی.
  - علل: ایسکمیا، کاردیومیوپاتی.
  - ویژگی‌ها: مدت زمان طولانی QRS ، الگوها بسته به طرف چپ یا راست متفاوت است.
24. ( PACESP اسپایک پیس: ) اسپایک‌های ناشی از دستگاه پیس‌میکر.
  - علل: استفاده از پیس‌میکر.
  - ویژگی‌ها: فعالیت‌های منظم پیسینگ مشاهده می‌شود.
25. TWAVE: اشاره به مورفولوژی موج T.
  - علل: دیپولاریزاسیون بطنی.
  - ویژگی‌ها: اشکال غیرطبیعی می‌تواند نشان‌دهنده مشکلات باشد.
26. RHYTHM: نشان‌دهنده طبقه‌بندی کلی ریتم.
  - علل: متغیر با شرایط مختلف.
  - ویژگی‌ها: منظم یا نامنظم بودن ضربان قلب.
27. UWAVE: موج U که پس از موج T قرار دارد.
  - علل: دیپولاریزاسیون فیبرهای پورکینژ.
  - ویژگی‌ها: دامنه کوچک، معمولاً قابل مشاهده نیست.
28. LEARN: یادداشت‌برداری برای بینش‌های یادگیری ماشین.
  - علل: تحلیل داده‌ها یا شناسایی الگوها.
  - ویژگی‌ها: شامل برچسب‌گذاری برای آموزش الگوریتم‌ها.
29. ( FLWAV موج فلتتر: ) فاز آریتمی دهلیزی که به صورت موج‌های "اره‌ای" دیده می‌شود.
  - علل: مدارهای بازگشتی در دهلیزها.
  - ویژگی‌ها: موج‌های "F" منظم دیده می‌شود، معمولاً در لیدهای پایین.
30. ( VFON شروع فیبریلاسیون بطنی: ) آغاز فیبریلاسیون بطنی.
  - علل: ایسکمیا، انفارکتوس میوکارد.
  - ویژگی‌ها: الگوهای بی‌نظم و بی‌نظمی.
31. ( VFOFF پایان فیبریلاسیون بطنی: ) خاتمه فیبریلاسیون بطنی.
  - علل: دفیبریلاسیون موفق.
  - ویژگی‌ها: گذار از ریتم بی‌نظم به ریتم طبیعی.
32. ( AESC فرار دهلیزی: ) ریتم‌های فرار دهلیزی زمانی که سینوس نود کار نمی‌کند.
  - علل: اختلال در سینوس نود.
  - ویژگی‌ها: موج‌های P به دنبال کمپلکس QRS طبیعی.
33. ( SVESC فرار فوق بطنی: ) ریتم‌های مشابه پشتیبان.
  - علل: عدم کارایی مراکز بالاتر.
  - ویژگی‌ها: موج‌های P منظم با کمپلکس‌های QRS.
34. LINK: یادداشت‌های اتصال یا روابط.
  - علل: پیوند یا روابط پایگاه داده.
  - ویژگی‌ها: اهمیت متنی.
35. NAPC: ضربان زودرس غیر دهلیزی: ضربان‌های زودرس غیر مشخص.
  - علل: نقاط مختلف اکتوپیک.
  - ویژگی‌ها: مورفولوژی متنوع.
36. PFUS: ضربان ادغام زودرس: ادغام یک ضربان طبیعی و ضربان اکتوپیک.
  - علل: ضربان‌های اکتوپیک که با ضربان‌های طبیعی همزمان می‌شوند.
  - ویژگی‌ها: شکل متغیر.
37. WFON: موج‌نگاری فعال: نشان‌دهنده وجود موج‌های خاص.
  - علل: شرایط قلبی مختلف.



- ویژگی‌ها: اشکال متمایز می‌تواند نشان‌دهنده شرایط خاص باشد.
- 38. **WFOFF** موج‌نگاری غیرفعال: نشان‌دهنده عدم وجود موج‌های مورد انتظار.
- علل: عدم هدایت یا مشکلات دیگر.
- ویژگی‌ها: عدم وجود برخی موج‌ها نشان‌دهنده شرایط خاصی است.
- 39. **RONT** ریتم فعال: یادداشت‌گذاری تشخیص ریتم.
- علل: شناسایی ریتم‌های منظم.
- ویژگی‌ها: شناسایی منظم یا نامنظم بودن ضربان قلب.

4-2) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است :

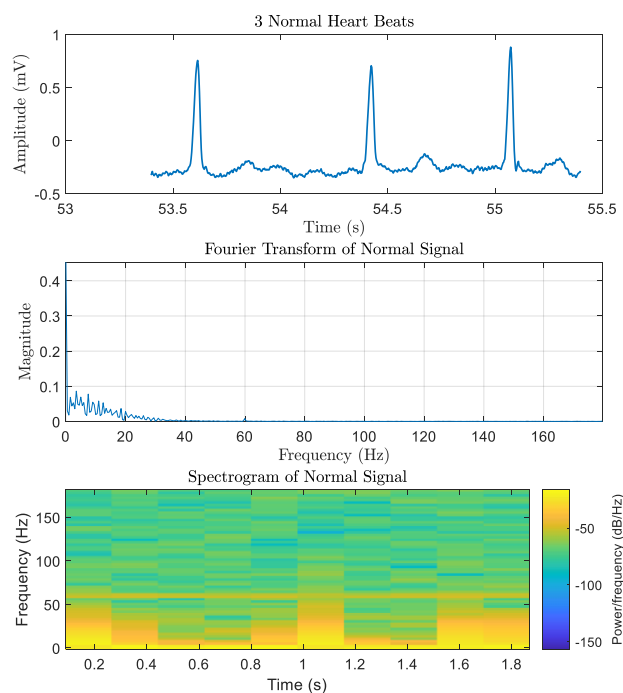
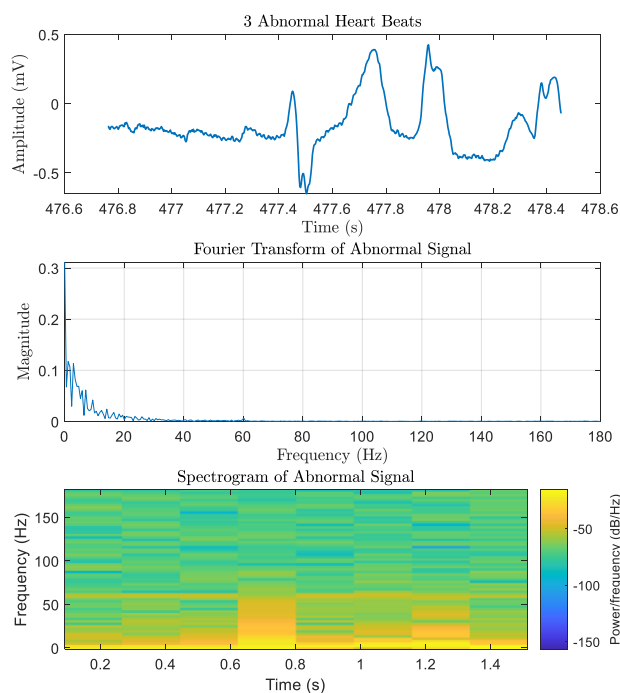
```
clc;
abnormal_beats = find(R_numbers ~= 1);
abnormal_index = [];
for i = 600:(length(R_numbers)-360)
    if all(ismember(i + [-1, 0, 1], abnormal_beats))
        abnormal_index = i;
        break;
    end
end
abnormal_time = [R_points(abnormal_index - 1) - 0.5, R_points(abnormal_index + 1) + 0.5];
normal_time = [53.4, 55.4];
t_abnormal = round(abnormal_time * fs);
signal_abnormal = signal(t_abnormal(1):t_abnormal(2), 1);
t_normal = round(normal_time * fs);
signal_normal = signal(t_normal(1):t_normal(2), 1);
subplot(3, 2, 1);
plot(t(t_abnormal(1):t_abnormal(2)), signal_abnormal, 'LineWidth', 1);
xlabel("Time (s)", 'Interpreter', 'latex');
ylabel("Amplitude (mV)", 'Interpreter', 'latex');
title('3 Abnormal Heart Beats', 'Interpreter', 'latex');
subplot(3, 2, 2);
plot(t(t_normal(1):t_normal(2)), signal_normal, 'LineWidth', 1);
xlabel("Time (s)", 'Interpreter', 'latex');
ylabel("Amplitude (mV)", 'Interpreter', 'latex');
title('3 Normal Heart Beats', 'Interpreter', 'latex');
L_abnormal = length(signal_abnormal);
fft_signal_abnormal = fft(signal_abnormal);
fft_shifted_signal_abnormal = fft_signal_abnormal / L_abnormal;
f_abnormal = (0:(L_abnormal/2)) * (fs/L_abnormal);
subplot(3, 2, 3);
plot(f_abnormal, 2 * abs(fft_shifted_signal_abnormal(1:L_abnormal/2 + 1)));
title('Fourier Transform of Abnormal Signal', 'Interpreter', 'latex');
ylabel('Magnitude', 'Interpreter', 'latex');
xlabel('Frequency (Hz)', 'Interpreter', 'latex');
```

```

xlim([0 max(f_abnormal)]);
grid on;
L_normal = length(signal_normal);
fft_signal_normal = fft(signal_normal);
fft_shifted_signal_normal = fft_signal_normal / L_normal;
f_normal = (0:(L_normal/2)) * (fs/L_normal);
subplot(3, 2, 4);
plot(f_normal, 2 * abs(fft_shifted_signal_normal(1:L_normal/2 + 1)));
title('Fourier Transform of Normal Signal', 'Interpreter', 'latex');
ylabel('Magnitude', 'Interpreter', 'latex');
xlabel('Frequency (Hz)', 'Interpreter', 'latex');
xlim([0 max(f_normal)]);
grid on;
subplot(3, 2, 5);
spectrogram(signal_abnormal, hamming(128), 64, 128, fs, 'yaxis');
title('Spectrogram of Abnormal Signal', 'Interpreter', 'latex');
subplot(3, 2, 6);
spectrogram(signal_normal, hamming(128), 64, 128, fs, 'yaxis');
title('Spectrogram of Normal Signal', 'Interpreter', 'latex');

```

خروجی این قطعه کد به صورت زیر است:



**طیف فرکانسی ضربان‌های سالم** تمیزتر، منظم‌تر و بیشتر شامل فرکانس‌های پایین و متوسط است. در مقابل، **طیف فرکانسی ضربان‌های ناهنجار** اغلب دارای الگوهای نامنظم، تغییر دامنه در فرکانس‌های کلیدی و ظهور فرکانس‌های جدید یا اضافی است که می‌تواند ناشی از مشکلات قلبی مختلف باشد.

### 1. دامنه فرکانس‌های مختلف:

- **سیگنال ضربان سالم:** سیگنال قلب سالم معمولاً شامل فرکانس‌های پایین تا متوسط است (بین 0.5 تا 40 هرتز). بیشتر انرژی در باند فرکانسی پایین (0.5 تا 15 هرتز) قرار دارد که شامل اجزای اصلی مانند موج P، موج QRS و موج T است.
- **سیگنال ضربان ناهنجار:** در ضربان‌های ناهنجار، ممکن است تغییراتی در دامنه یا انرژی فرکانس‌ها رخ دهد. مثلاً برخی از اختلالات باعث افزایش انرژی در فرکانس‌های بالاتر (بالتر از 40 هرتز) می‌شود که ممکن است به عنوان نویز یا آشفتنگی‌های الکتریکی دیده شود.

### 2. وجود فرکانس‌های غیرعادی:

- در **ضربان ناهنجار**، ممکن است فرکانس‌های غیرعادی و اضافی مشاهده شوند که در حالت عادی وجود ندارند. این فرکانس‌ها ممکن است به دلیل شرایطی مانند فیبریلاسیون دهلیزی (Atrial Fibrillation)، تاکی‌کاردی، یا سایر مشکلات قلبی باشند.
- به عنوان مثال، در فیبریلاسیون دهلیزی، فعالیت الکتریکی نامنظم در دهلیزهای قلب رخ می‌دهد که می‌تواند باعث افزایش انرژی در باند فرکانسی خاصی شود.

### 3. کاهش یا افزایش دامنه در اجزای خاص:

- **دامنه موج QRS** در سیگنال‌های سالم نسبت به دیگر امواج مانند P و T بالاتر است و بخش اعظم انرژی را در محدوده فرکانس‌های پایین و متوسط دارد.
- در **سیگنال‌های ناهنجار**، دامنه برخی از امواج مانند QRS ممکن است کاهش یابد یا شکل امواج به هم بریزد که می‌تواند انرژی این فرکانس‌ها را کاهش دهد. برای مثال، در بیمارانی که دچار سکته قلبی شده‌اند، تغییرات در موج QRS مشاهده می‌شود.

### 4. اختلاف در طیف فرکانسی به دلیل نوع اختلالات:

- هر نوع اختلال قلبی می‌تواند الگوهای مختلفی در طیف فرکانسی ایجاد کند. مثلاً:
  - **تاکی‌کاردی** (افزایش غیرطبیعی ضربان قلب): ممکن است باعث افزایش انرژی در باند فرکانسی بالاتر شود، زیرا ضربان‌ها سریع‌تر و تکرارپذیرتر هستند.
  - **برادی‌کاردی** (کاهش ضربان قلب): فرکانس‌های پایین ممکن است غالب باشند.
  - **بلوک قلبی:** ممکن است باعث تغییرات در الگوی موج‌های QRS و افزایش یا کاهش دامنه فرکانسی خاصی شود.

### 5. نویز و اغتشاشات در فرکانس‌های بالا:

- در ضربان‌های ناهنجار، به‌ویژه در مواردی که فیبریلاسیون یا فلوتر دهلیزی (Atrial Flutter) رخ می‌دهد، انرژی‌های اضافی در فرکانس‌های بالا دیده می‌شود که به شکل نویز و اغتشاشات فرکانسی نمایان می‌شوند.

## سوال 3 – سیگنال الکترواکولوگرام

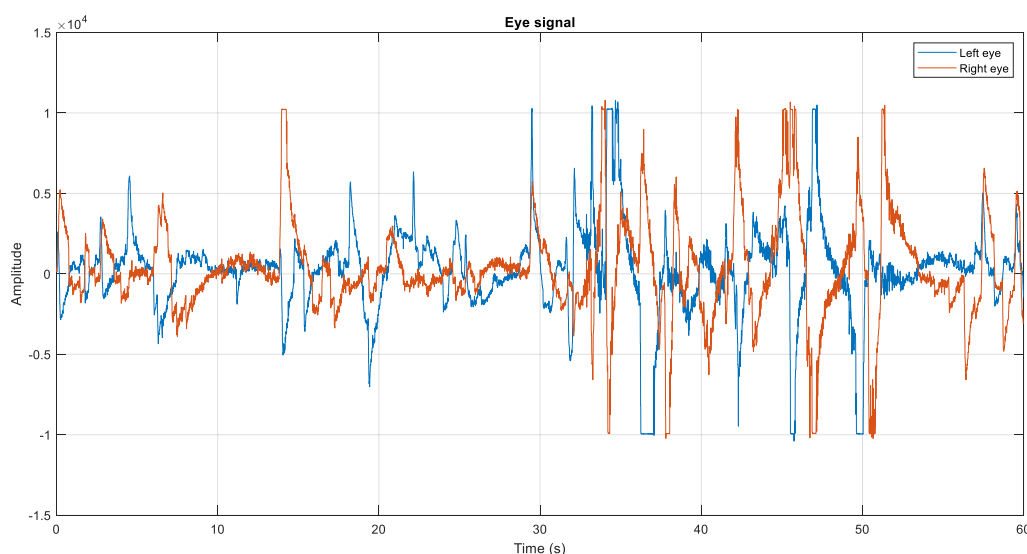
1-3) قطعه کد این بخش به صورت زیر است :

```
load('EOG_sig.mat');
t = (0:length(Sig)-1)/fs;

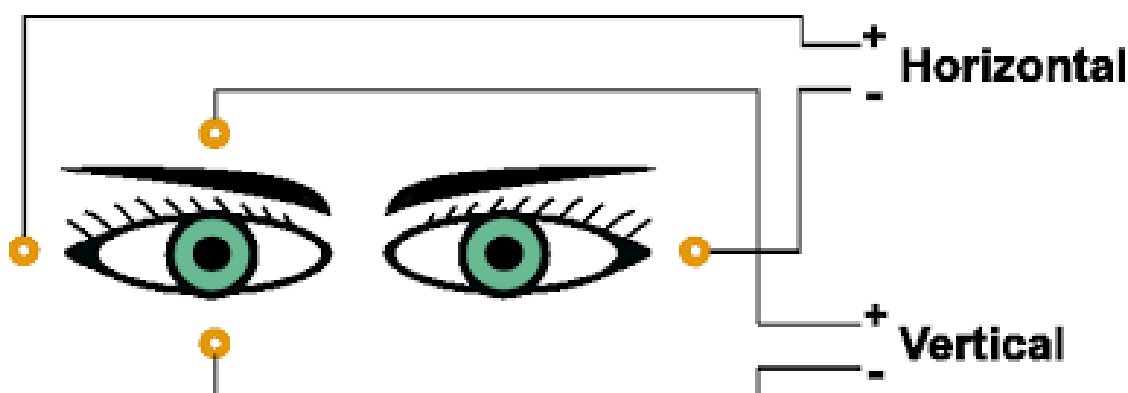
figure;

plot(t,Sig);
title('Eye signal');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;
legend('Left eye','Right eye');
```

خروجی این قطعه کد به شکل زیر است :



سیگنال چشم چپ و راست با هم پلات شده اند. با بررسی سیگنال مربوط به هر چشم متوجه میشویم با تغییر دامنه هر کدام دامنه چشم دیگر به صورت قرینه تغییر میکند. پس محل قرار گیری تقریبی الکتروود ها در گوشه چشم است که زمانی که هر دو چشم به یک سمت میچرخند یک سمت به صورت قطبی منفی و سمت دیگر مثبت میشود.

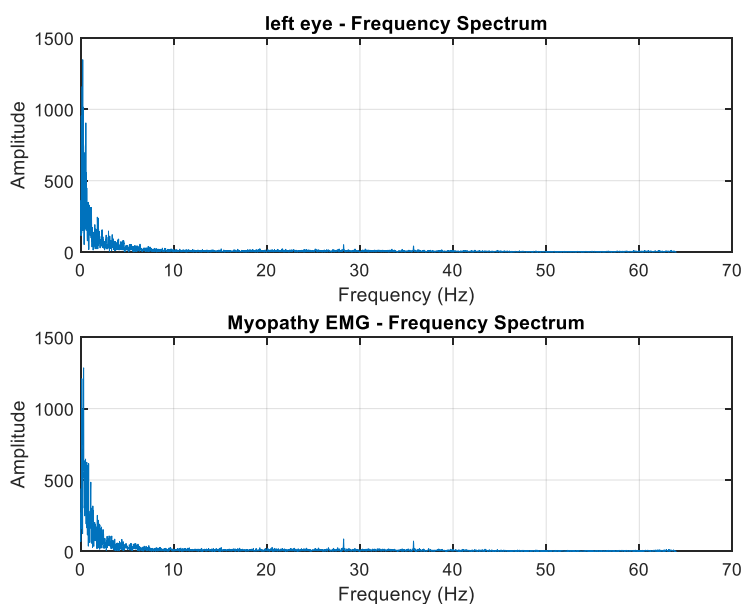


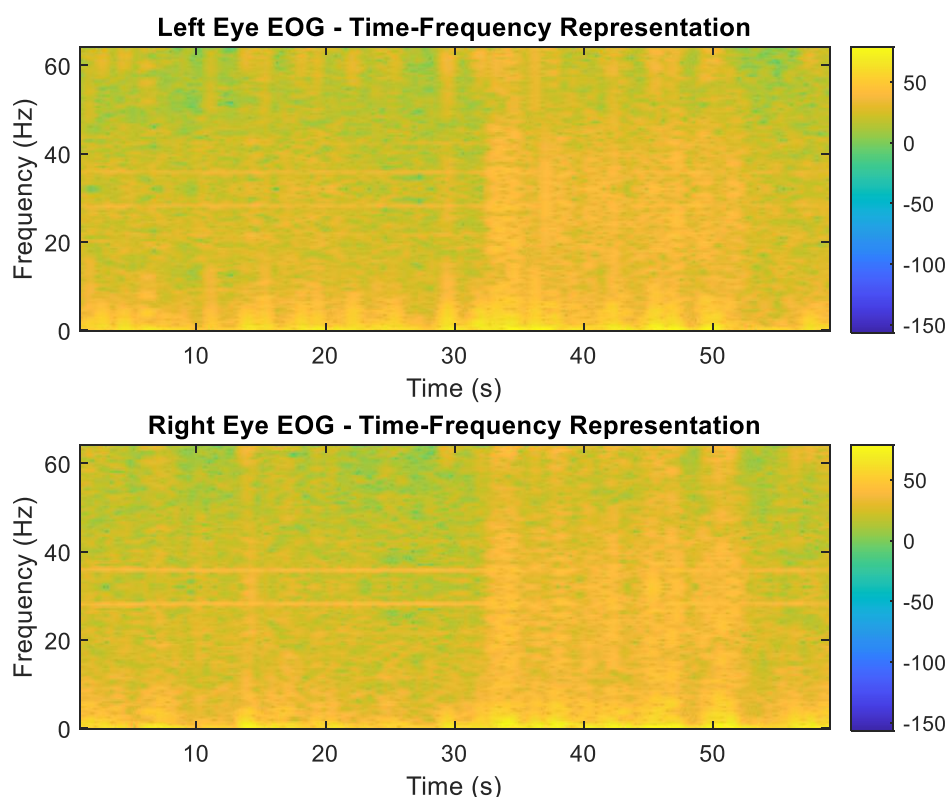
در این شکل هم مشخص است که الکتروود ها به صورت horizontal قرار گرفته اند.

2-3) قطعه کد مربوط به این بخش به صورت زیر است:

```
figure;
subplot(2, 1, 1);
L = length(Sig(1,:));
Y = fft(Sig(1,:));
P2 = abs(Y/L);
P1 = P2(1:L/2+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = fs*(0:(L/2))/L;
plot(f, P1);
title('left eye - Frequency Spectrum');
xlabel('Frequency (Hz)');
ylabel('Amplitude');
grid on;
subplot(2, 1, 2);
L = length(Sig(2,:));
Y = fft(Sig(2,:));
P2 = abs(Y/L);
P1 = P2(1:L/2+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = fs*(0:(L/2))/L;
plot(f, P1);
title('Myopathy EMG - Frequency Spectrum');
xlabel('Frequency (Hz)');
ylabel('Amplitude');
grid on;
figure;
subplot(2, 1, 1);
spectrogram(Sig(1,:), 256, 250, 256, fs, 'yaxis');
title('Left Eye EOG - Time-Frequency Representation');
colorbar;
xlabel('Time (s)');
ylabel('Frequency (Hz)');
subplot(2, 1, 2);
spectrogram(Sig(2,:), 256, 250, 256, fs, 'yaxis');
title('Right Eye EOG - Time-Frequency Representation');
colorbar;
xlabel('Time (s)');
ylabel('Frequency (Hz)');
```

خروجی این بخش به صورت زیر است :





سیگنال‌های EOG در فرکانس‌های پایین (0.1 تا 10 هرتز) رخ می‌دهند و حرکت‌های آهسته چشم در فرکانس‌های 0.1 تا 3 هرتز و حرکت‌های سریع یا پلک زدن در فرکانس‌های 3 تا 7 هرتز مشاهده می‌شوند. در طیف زمان-فرکانسی، حرکت‌های آهسته به صورت تغییرات پیوسته در فرکانس‌های پایین و پلک زدن یا حرکت‌های سریع به صورت انفجارهای کوتاه در فرکانس‌های بالاتر نمایان می‌گردند. این تحلیل به شناسایی نوع و سرعت حرکات چشم کمک می‌کند.

**حرکت‌های آهسته چشم:** در شکل زمانی به صورت نوسانات آرام و در طیف فرکانسی به صورت انرژی در فرکانس‌های بسیار پایین (0.1 تا 3 هرتز) مشاهده می‌شوند.

**حرکت‌های سریع چشم:** در شکل زمانی به صورت نوسانات ناگهانی و در طیف فرکانسی در فرکانس‌های بالاتر (3 تا 7 هرتز) دیده می‌شوند. در طیف زمان-فرکانسی نیز به صورت انفجارهای انرژی کوتاه در بازه‌های زمانی مشخص و فرکانس‌های بالاتر قابل مشاهده هستند.

**پلک زدن:** به شکل پیک‌های کوتاه و ناگهانی در شکل زمانی و انرژی‌های متمرکز در فرکانس‌های بالاتر (تا 7 هرتز) در طیف فرکانسی دیده می‌شود.

## سوال 4 – سیگنال الکترومایوگرام

1-4) قطعه کد این بخش به صورت زیر است :

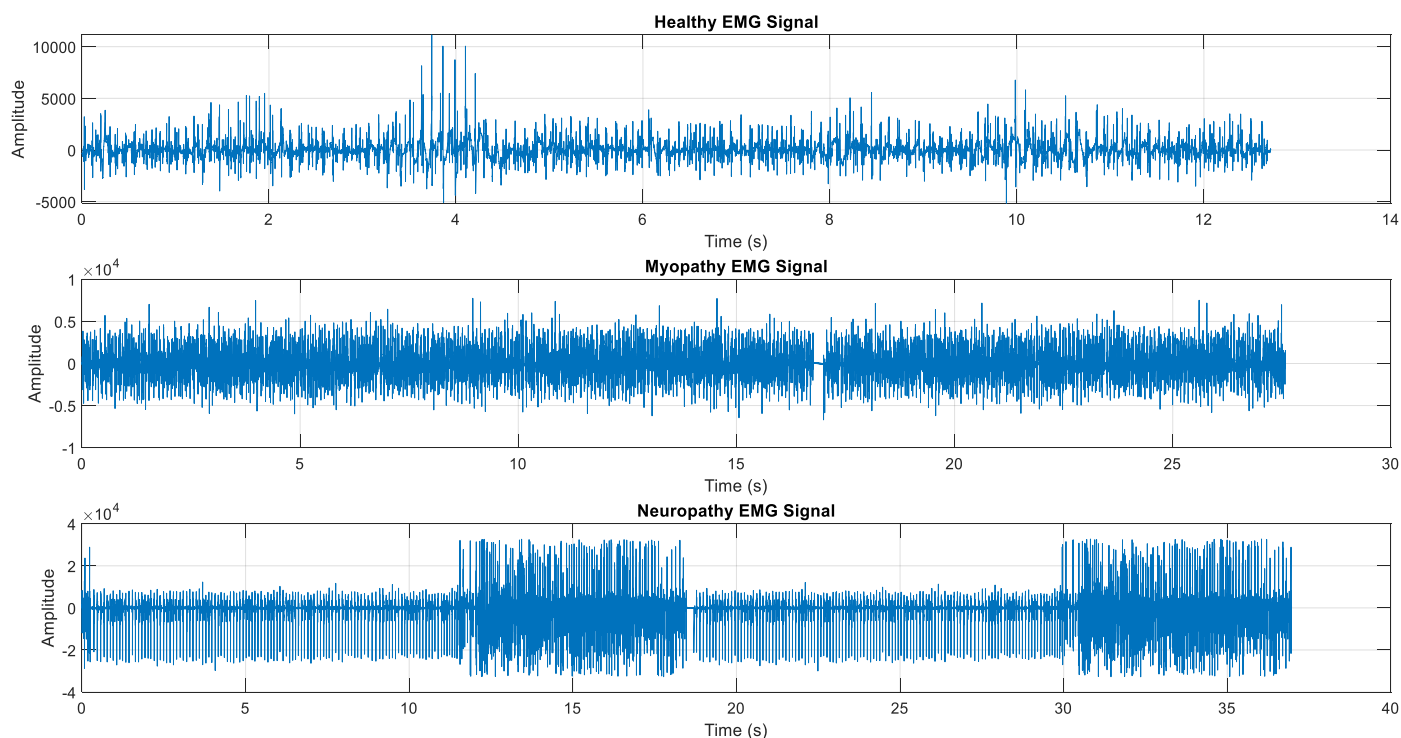
```
load('EMG_sig.mat');
t_healthy = (0:length(emg_healthy)-1)/fs;
t_myopathym = (0:length(emg_myopathym)-1)/fs;
t_neuropathym = (0:length(emg_neuropathym)-1)/fs;

figure;
subplot(3,1,1);
plot(t_healthy, emg_healthy);
title('Healthy EMG Signal');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

subplot(3,1,2);
plot(t_myopathym, emg_myopathym);
title('Myopathy EMG Signal');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

subplot(3,1,3);
plot(t_neuropathym, emg_neuropathym);
title('Neuropathy EMG Signal');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;
```

خروجی این بخش به صورت زیر است :



الکترومیوگرافی (EMG) برای ارزیابی عملکرد عضلات از طریق ثبت فعالیت الکتریکی تولید شده توسط عضلات اسکلتی استفاده می‌شود. تفاوت بین سیگنال‌های EMG در وضعیت سالم، میوپاتی (اختلال عضله) و نوروپاتی (اختلال عصبی) در الگوها و ویژگی‌های آنها است:

### 1. سیگنال EMG سالم:

- حالت استراحت: در حالت استراحت، فعالیت الکتریکی بسیار کم یا هیچ فعالیتی وجود ندارد.
- انقباض ارادی: با فعال‌سازی عضلات، پتانسیل‌های عملکرد واحد حرکتی (MUAPs) طبیعی مشاهده می‌شود که شامل موارد زیر هستند:
  - اندازه (دامنه) و شکل منظم.
  - فرکانس و مدت زمان ثابت.
  - افزایش تدریجی در تعداد واحدهای حرکتی با افزایش قدرت انقباض.

### 2. سیگنال EMG در میوپاتی (اختلال عضله):

- حالت استراحت: مشابه عضلات سالم، معمولاً فعالیت الکتریکی کمی در حالت استراحت مشاهده می‌شود.
- انقباض ارادی: نشان‌دهنده MUAPهای غیرطبیعی به دلیل آسیب عضله است:
  - MUAPها با دامنه کوچک‌تر و مدت زمان کوتاه‌تر.
  - فراخوانی زودهنگام واحدهای حرکتی بیشتر (به دلیل کمتر بودن تعداد فیبرهای عضلانی قادر به تولید نیرو).
  - تعداد بیشتری از واحدهای حرکتی برای جبران ضعف عضلات فعال می‌شوند و این به الگوی "تداخل کامل" حتی در انقباضات ضعیف منجر می‌شود.
  - تغییرات مهم: تولید نیروی کمتر با افزایش فعالیت الکتریکی به دلیل تلاش عضله برای جبران ضعف.

### 3. سیگنال EMG در نوروپاتی (اختلال عصبی):

- حالت استراحت: ممکن است فعالیت خودبه‌خودی مانند پتانسیل‌های فیبریلاسیون یا امواج تیز مثبت مشاهده شود که نشان‌دهنده دنرواسیون (عدم عملکرد اعصاب) است.
- انقباض ارادی: MUAPهای غیرطبیعی به دلیل آسیب عصبی شامل موارد زیر هستند:
  - MUAPهای با دامنه بزرگ‌تر و مدت زمان طولانی‌تر، زیرا نورون‌های باقی‌مانده باید فیبرهای عضلانی بیشتری را عصبدهی کنند (عصبدهی مجدد).
  - کاهش فراخوانی واحدهای حرکتی (به دلیل کاهش تعداد نورون‌های فعال) که به تعداد کمتری از پتانسیل‌های عملکردی در طول انقباض منجر می‌شود.
  - ممکن است فاسیکولاسیون‌ها (فعالیت خودبه‌خودی واحدهای حرکتی) مشاهده شوند.
  - تغییرات مهم: یک "الگوی تداخل کاهش‌یافته" که در آن تعداد کمتری از واحدهای حرکتی در انقباضات فعال می‌شوند.



با بررسی سیگنال ها و تطبیق دادن با اطلاعات میتوان گفت :

- **EMG سالم:** الگوهای الکتریکی منظم و متناسب با تلاش عضله.

- **EMG در میوپاتی:** سیگنال های کوچکتر و کوتاه تر با فراخوانی زود هنگام که نشان دهنده ضعف عضله است.

- **EMG در نوروپاتی:** سیگنال های بزرگتر و طولانی تر با تعداد کمتر واحدهای حرکتی فعال، نشان دهنده اختلال عصبی یا تحلیل عصب.

2-4) قطعه کد این بخش به صورت زیر است :

```
figure;

subplot(3, 1, 1);

L = length(emg_healthy);

Y = fft(emg_healthy);

P2 = abs(Y/L);

P1 = P2(1:L/2+1);

P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);

f = fs*(0:(L/2))/L;

plot(f, P1);

title('Healthy EMG - Frequency Spectrum');

xlabel('Frequency (Hz)');

ylabel('Amplitude');

grid on;

subplot(3, 1, 2);

L = length(emg_myopathy);

Y = fft(emg_myopathy);

P2 = abs(Y/L);

P1 = P2(1:L/2+1);

P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);

f = fs*(0:(L/2))/L;

plot(f, P1);

title('Myopathy EMG - Frequency Spectrum');

xlabel('Frequency (Hz)');

ylabel('Amplitude');

grid on;

subplot(3, 1, 3);

L = length(emg_neuropathy);

Y = fft(emg_neuropathy);

P2 = abs(Y/L);

P1 = P2(1:L/2+1);
```

```

P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);

f = fs*(0:(L/2))/L;

plot(f, P1);

title('Neuropathy EMG - Frequency Spectrum');

xlabel('Frequency (Hz)');

ylabel('Amplitude');

subplot(3, 1, 1);

spectrogram(emg_healthy, 256, 250, 256, fs, 'yaxis');

title('Healthy EMG - Time-Frequency Representation');

colorbar;

xlabel('Time (s)');

ylabel('Frequency (Hz)');

subplot(3, 1, 2);

spectrogram(emg_myopathym, 256, 250, 256, fs, 'yaxis');

title('Myopathy EMG - Time-Frequency Representation');

colorbar;

xlabel('Time (s)');

ylabel('Frequency (Hz)');

subplot(3, 1, 3);

spectrogram(emg_neuropathym, 256, 250, 256, fs, 'yaxis');

title('Neuropathy EMG - Time-Frequency Representation');

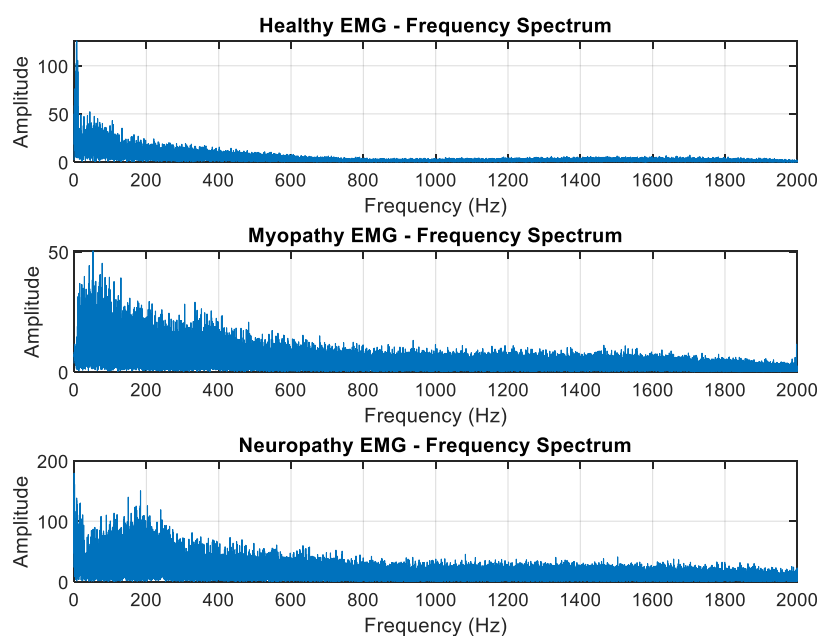
colorbar;

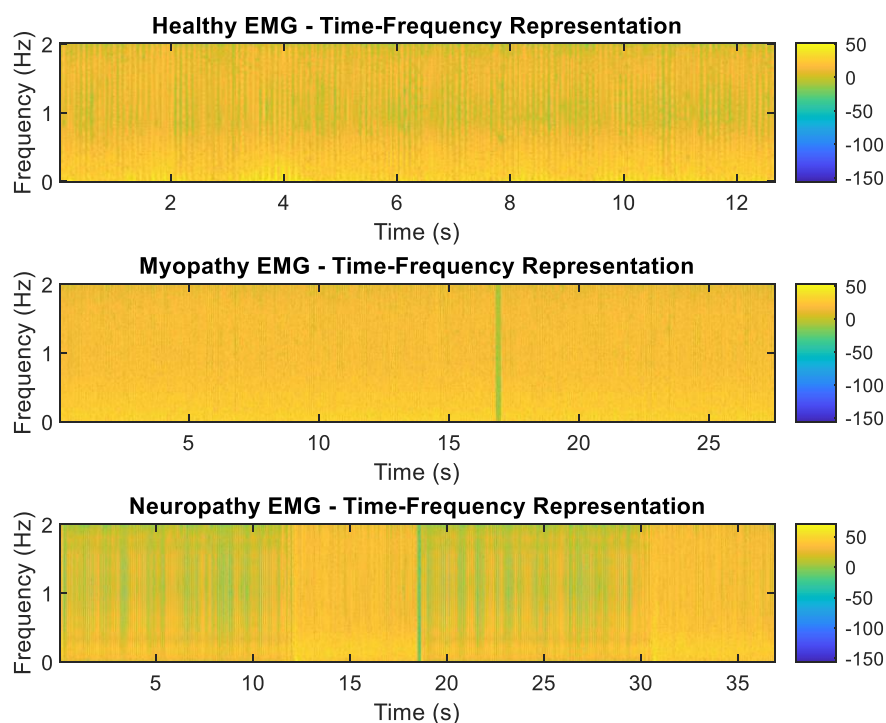
xlabel('Time (s)');

ylabel('Frequency (Hz)');

```

خروجی های این بخش به صورت زیر است :





### 1. طیف فرکانسی سیگنال EMG سالم:

- در افراد سالم، سیگنال EMG طیفی گسترده با فرکانس‌های میانی دارد.
- بیشترین توان سیگنال (Peak Power) معمولاً در محدوده 30 تا 150 هرتز قرار دارد.
- در طول زمان، تغییرات فرکانسی با انقباضات عضلانی شدیدتر، می‌تواند به سمت فرکانس‌های بالاتر تمایل داشته باشد، اما این تغییرات منظم و متناسب با قدرت انقباض است.

### 2. طیف فرکانسی سیگنال EMG در میوپاتی:

- در میوپاتی‌ها، به دلیل آسیب به فیبرهای عضلانی، فرکانس‌های بالاتر کاهش می‌یابد و بخش عمده‌ای از توان سیگنال در فرکانس‌های پایین‌تر متمرکز است.
- بیشترین توان سیگنال در محدوده 20 تا 60 هرتز قرار دارد، که نشان‌دهنده کاهش فعالیت فیبرهای عضلانی با قطر زیاد است.
- در تحلیل زمان-فرکانسی، سیگنال‌ها دارای فراخوانی زودهنگام هستند، اما توان فرکانس بالا کاهش یافته و سیگنال‌ها سریع‌تر به محدوده فرکانس‌های پایین نزول می‌کنند.
- این کاهش فرکانس به علت کاهش تعداد فیبرهای فعال و قدرت تولید شده توسط آن‌ها است.

### 3. طیف فرکانسی سیگنال EMG در نوروپاتی:

- در نوروپاتی‌ها، به دلیل آسیب به عصب‌ها و افزایش اندازه واحدهای حرکتی (از طریق فرآیند بازسازی عصب‌ها)، فرکانس‌های پایین کمتر و فرکانس‌های بالاتر غالب‌تر هستند.

- **بیشترین توان سیگنال** در محدوده **50 تا 120 هرتز** قرار دارد، اما برخی از امواج ممکن است دارای فرکانس‌های بالاتر نیز باشند.
- در تحلیل زمان-فرکانسی، به دلیل فراخوانی کمتر واحدهای حرکتی و افزایش فاصله زمانی بین آنها، ممکن است سیگنال‌ها دارای الگوهای ناپیوسته‌تر و پراکنده‌تر باشند. این موضوع می‌تواند به بروز **فاسیکولاسیون** یا فعالیت‌های خودبه‌خودی دیگر نیز منجر شود که در فرکانس‌های بالاتری ظاهر می‌شوند.

#### مقایسه کلی:

- **طیف فرکانسی سالم:** متعادل با تمرکز روی فرکانس‌های میانی، متناسب با قدرت انقباض.
- **طیف فرکانسی میوپاتی:** کاهش در فرکانس‌های بالا و تمرکز بیشتر بر فرکانس‌های پایین به دلیل کاهش تعداد فیبرهای فعال.
- **طیف فرکانسی نوروپاتی:** غالب شدن فرکانس‌های بالاتر به علت بازسازی عصبی و افزایش حجم واحدهای حرکتی، همراه با فعالیت‌های ناپیوسته و در فرکانس‌های خیلی پایین فعالیت شدید تر از فرد نرمال.

#### 3-4) به طور خلاصه میتوان گفت :

##### افراد سالم:

- **دامنه و شکل سیگنال:** سیگنال‌ها دارای دامنه منظم و شکل نرمال هستند که به تدریج با افزایش انقباض عضلانی افزایش می‌یابد.
- **طیف فرکانسی:** سیگنال‌ها در محدوده فرکانسی میانی (30 تا 150 هرتز) توزیع شده‌اند و تغییرات فرکانسی به طور منظم با افزایش قدرت انقباض رخ می‌دهد.
- **زمان-فرکانسی:** سیگنال‌ها در طول زمان به صورت پیوسته و متناسب با قدرت انقباض تغییر می‌کنند.

##### میوپاتی:

- **دامنه و شکل سیگنال:** دامنه سیگنال‌ها کاهش یافته و مدت زمان سیگنال‌ها کوتاه‌تر است. برای جبران ضعف عضله، واحدهای حرکتی بیشتر و زودتر فراخوانی می‌شوند.
- **طیف فرکانسی:** کاهش فرکانس‌های بالا و تمرکز بر فرکانس‌های پایین‌تر (20 تا 60 هرتز) به دلیل کاهش قدرت فیبرهای عضلانی.
- **زمان-فرکانسی:** سیگنال‌ها سریعاً به فرکانس‌های پایین‌تر می‌رسند و در مقایسه با سیگنال‌های سالم، کاهش توان در فرکانس‌های بالا دیده می‌شود.

##### نوروپاتی:

- **دامنه و شکل سیگنال:** دامنه سیگنال‌ها بزرگ‌تر و مدت زمان آنها طولانی‌تر است به دلیل اینکه واحدهای حرکتی باقی‌مانده، تعداد بیشتری از فیبرهای عضلانی را عصبدهی می‌کنند.
- **طیف فرکانسی:** فرکانس‌های بالاتری (50 تا 120 هرتز) غالب هستند و به دلیل فرآیند بازسازی عصبی، فعالیت‌های پراکنده‌تر دیده می‌شود.
- **زمان-فرکانسی:** سیگنال‌ها به صورت ناپیوسته و پراکنده‌تر در طول زمان تغییر می‌کنند و فعالیت‌های خودبه‌خودی مانند فاسیکولاسیون نیز مشاهده می‌شود.