باسمه تعالى



دانشگاه صنعتی شریف دانشکده مهندسی برق

درس سیگنال ها و سیستم ها

گزارش فازاول پروژه درس

على محرابيان 96102331 پرهام محمدى 96102342

استاد دکتر کربلایی آقاجان

تبدیل فوریه گسسته

تبدیل فوریه زمان گسسته - DTFT

• نشان دهید که تبدیل فوریه گسسته زمان نسبت به Ω متناوب است .

• نشان دهید که برای سیگنال های حقیقی ، تنها داشتن بازهی کافی است و میتوان سیگنال اولیه را از روی آن بازسازی کرد .

$$X(-Ω) = \sum_{n=-∞}^{\infty} x[n]e^{jΩn}$$

$$= \sum_{n=-∞}^{\infty} x[n]e^{jΩn}$$

$$= \sum_{n=-∞}^{\infty} x[n]e^{jΩn}$$

$$= \sum_{n=-∞}^{\infty} (x[n]e^{jΩn})^* = x^*(Ω)$$

در نتیجه اگر مقدار $X(\Omega)$ را در بازهی $[0,\pi]$ داشته باشیم ، مقدار $X(\Omega)$ در بازهی -] π_0 بدست خواهد آمد به طوری که مقدار $X(\Omega)$ در هر $X(\Omega)$ - برابر است با مزدوج مقدار $X(\Omega)$ در $X(\Omega)$. یعنی اندازه $X(\Omega)$ زوج و فاز آن فرد است.

تبدیل فوریه گسسته - DFT

• سیگنال پیوسته و متناوب x(t) با دوره تناوب T را در نظر بگیرید. سیگنال $\widetilde{x}(t)$ را یک دوره تناوب از سیگنال اولیه در نظر بگیرید؛ یعنی:

$$x(t) = \begin{cases} \widetilde{x}(t) & |t| < T/2 \\ 0 & O.W \end{cases}$$

نشان دهید که:

$$c_k = \frac{1}{T}X(w)|_{w=\frac{2k\pi}{T}} \tag{Y}$$

که در رابطه بالا، x(t) ضرایب سری فوریه مختلط سیگنال c_k هستند.

$$\frac{1}{T} \tilde{\chi}(\omega) = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} \tilde{\chi}(t) e^{j\omega t} dt$$

$$= \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\Xi} \chi(t) e^{-j\omega t} dt$$

$$= \frac{1}{T} \int_{-\infty}^$$

اگر توجه کرده باشید متوجه می شوید که در تعریف تبدیل فوریه گسسته، متغیر N ای وجود دارد که خود یکی از مشخصه ها و متغیرهای تبدیل است؛ برخلاف سری فوریه که خود یک متغیر T (دوره تناوب) دارد اما به صورت یکتا از روی سیگنال تعیین می شود. متغیر N می تواند هر مقدار طبیعی به خود بگیرد اما به ازای تمام این مقادیر، لزوماً نمی توان سیگنال اولیه را بازسازی کرد. اگر سیگنال گسسته زمان x[n] به طول x[n] باشد، شرط لازم و کافی بازسازی x[n] از روی x[n] به طول x[n] با سد،

ابدا [X[K] را به صورت یک سری برصب [n] برست می اورم ولیس از روی [x[n] ، [n] بر را جالبه می لینم

$$X[K] = X_{c}(e^{j\Omega})\Big|_{\Omega = \frac{2K\eta}{N}} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{j\frac{2K\eta}{N}n} = \sum_{n=-\infty}^{N-1} x[n]e^{j\frac{2K\eta}{N}n}$$

حال سرى زيروابا توجربه [X[K] بدست آمده ، عالب مى كنم :

$$\frac{1}{N} \sum_{K=0}^{N-1} X[K] e^{j\frac{2K\pi}{N}n} = \frac{1}{N} \sum_{K=0}^{N-1} \left(\sum_{m=0}^{N-1} \chi[m] e^{j\frac{2K\pi}{N}m} \right) e^{j\frac{2K\pi}{N}n}$$

$$= \frac{1}{N} \sum_{K=0}^{N-1} \sum_{m=0}^{N-1} \chi[m] e^{j\frac{2K\pi}{N}(n-m)} = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{K=0}^{N-1} \chi[m] e^{j\frac{2K\pi}{N}(n-m)}$$

$$=\frac{1}{N}\sum_{m=0}^{N-1}\chi[m]\sum_{K=0}^{N-1}e^{j\frac{2K\eta}{N}(n-m)}$$

ر ماره س مول س مراره س مول س مراره س مول س مول س مول س مول س مول س دراره س مول س دراره س مول س دراره

m=n المردارد عقط هنای د N < N المرد سیای $\sum_{K=0}^{N-1} e^{j\frac{2K\pi}{N}(N-m)}$ در ازای N < N المرد سیای $\sum_{K=0}^{N-1} e^{j\frac{2K\pi}{N}(N-m)}$

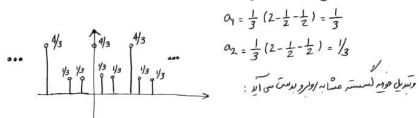
مقدار ۱۸ دارد.

$$\frac{\text{if } n \langle N \rangle}{N} = \frac{1}{N} \sum_{K=0}^{N-1} X[K] e^{j\frac{2K\pi}{N}n} = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} x[m] \sum_{K=0}^{N-1} e^{j\frac{2K\pi}{N}(n-m)} = x[n]$$

يس دَمَعَاً N عد از [n] ما اسازى مى شود وار لخواهم داده اى از دست ندهم بايد N / N

- یک روش بازسازی سیگنال اولیه از روی تبدیل فوریه گسسته، طی مراحل زیر است:
 - N بریودیک کردن تبدیل فوریه گسسته با .۱
 - ۲. سری فوریه وارون گرفتن
 - ۳. انتخاب دوره تناوب اول N تایی

 $\frac{1}{2} \text{ Single of the polynome of the po$

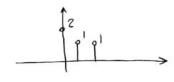


$$\chi[n] = \sum_{K = \langle N \rangle} a_K e^{\frac{j2\pi}{N}Kn}$$
 : عال از کسیال بالا دری فعدر واردان می کسریم $\chi[n] = \sum_{K = \langle N \rangle} a_K e^{\frac{j2\pi}{N}Kn}$

$$\Rightarrow \chi[0] = \frac{4}{3}x|+\frac{1}{3}x|+\frac{1}{3}x|=2 , \quad \chi[1] = \frac{4}{3}x|-\frac{1}{3}x\frac{1}{2}-\frac{1}{3}x\frac{1}{2}=1$$

$$\chi[2] = \frac{4}{3}x|-\frac{1}{3}x\frac{1}{2}-\frac{1}{3}x\frac{1}{2}=1$$

3) حال تناوب اول ٨ مايى ، لسينال وارول راور تطوس لير مع كدهاك لسلينال اوليم است



با توجه به اینکه انرژی سیگنال از مشخصه های مهم آن است، حکم زیر را نیز ثابت کنید:

• مشابه تبدیل فوریه پیوسته، رابطه پارسوال برای تبدیل فوریه گسسته نیز برقرار است؛ یعنی داریم:

$$\sum_{n=0}^{N-1} |x[n]|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X[k]|^2 \tag{(4)}$$

$$\sum_{K=0}^{N-1} \left| \chi[K] \right|^2 = \sum_{K=0}^{N-1} \chi[K] \chi^*[K]$$

رارد

$$= \sum_{K=0}^{N-1} \left(\sum_{t=0}^{N-1} x[t] e^{-j\frac{2K\eta}{N}t} \right) \left(\sum_{t'=0}^{N-1} x^*[t'] e^{j\frac{2K\eta}{N}t'} \right)$$

$$=\sum_{k=0}^{N-1}\left(\sum_{t=0}^{N-1}\sum_{t'=0}^{N-1}\chi[t]\chi^{\star}[t']e^{-j\frac{2K\eta}{N}(t-t')}\right)$$

صال من دانسم له الر عمل المروى (N) 88 رنع ، الره عمد المرى المرة عمد المرة

$$= \sum_{K=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{N-1} \chi[i] \chi^*[i] = \sum_{K=0}^{N-1} N |\chi[i]^2|$$

$$\sum_{n=0}^{N-1} \left| \chi[n] \right|^2 = \frac{1}{N} \sum_{K=0}^{N-1} \left| \chi[K] \right|^2$$

● قسمت حقیقی تبدیل فوریه یک سیگنال حقیقی ماهیت زوج دارد یا فرد؟ مشابهاً به همین سوال در مورد قسمت موهومی تبدیل نیز پاسخ دهید.

$$X(-\Omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{j\Omega n}$$

$$= \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{j\Omega n} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} (x[n]e^{j\Omega n})^* = X^*(\Omega)$$

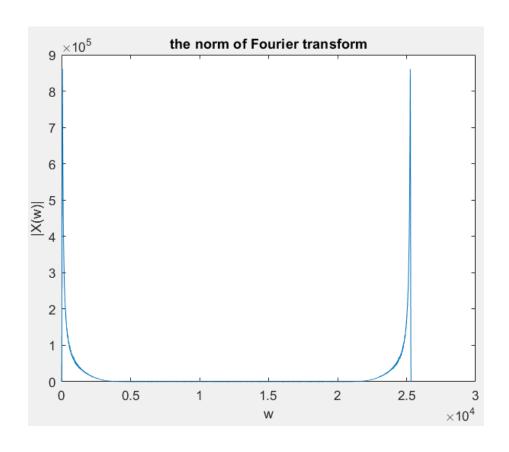
طبق اثبات بالا تبدیل فوریه $X(-\Omega)$ در بازه $[-\pi,0]$ بر ابرست با مزدوج تبدیل فوریه $X(\Omega)$ در بازه $X(\Omega)$

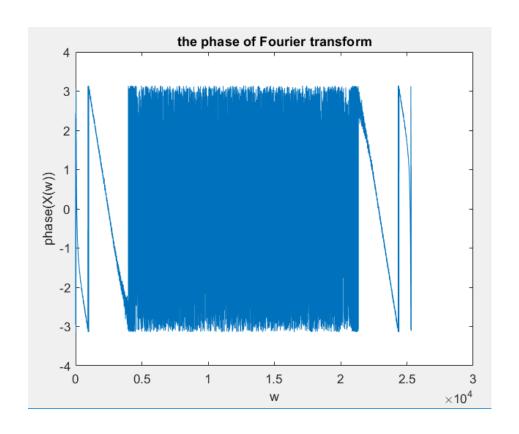
پسقسمت حقیقی آن ماهیت زوج دارد.

و قسمت مو هومي آن ماهيت فرد دارد.

• فایل داده شده تحت عنوان y.mat را لود کنید و اندازه و فاز fft آن را رسم کرده و در گزارش ذکر کنید. برای بررسی دقیق تر این مورد نیاز است که کدی بنویسید تا این بررسی را برای شما انجام دهد. تنها به دید خود از نمودار اکتفا نکنید. آیا ماهیت تقارنی ذکر شده مشهود است؟ علّت چیست؟ با حذف نویزهایی که باعث این مورد شدهاند، عکس نهایی تبدیل فوریه پس از حذف این داده ها را نیز در گزارش کار بیاورید.

با استفاده از دستور fft تبدیل فوریه بردار موردنظر را محاسبه کردیم و با abs اندازه آن و abs با angle فاز آن را حساب کردیم و نتایج به شرح زیر بدست آمد :





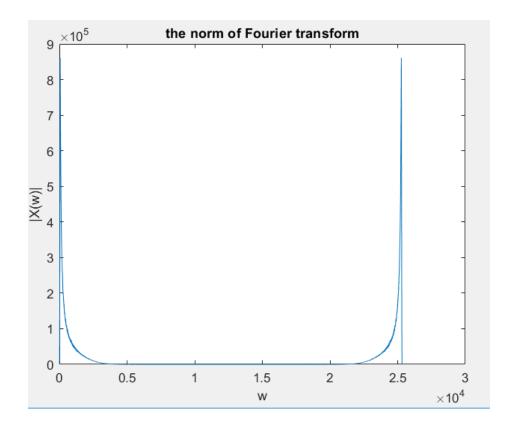
برای اینکه چک کنیم ماهیت تقارنی زوج برای اندازه و ماهیت تقارنی فرد برای فاز وجود دارد ، از یک حلقه for استفاده میکنیم به این صورت که اختلاف اندازه و جمع فازها را در طول کل سیگنال جمع بزنیم . هر چه قدر این عدد بزرگتر باشد سیگنال نامتقارنتر است . قطعه کد متناظر آن ضمیمه شده است .

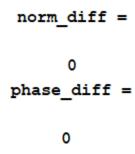
```
norm_diff = 0;
phase_diff = 0;
for k = 1:length(y)
    i = i+1;
    j = j-1;
    if i >= j
        break
    end
    norm_diff = norm_diff + abs(norm1(i)-norm1(j));
    phase_diff = phase_diff + abs(phase1(i)+phase1(j));
end
```

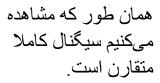
ابتدا برای سیگنال اصلی این کار را انجام میدهیم. همان طور که مشاهده میکنیم عدم تقارن در آن کاملا مشهود است.

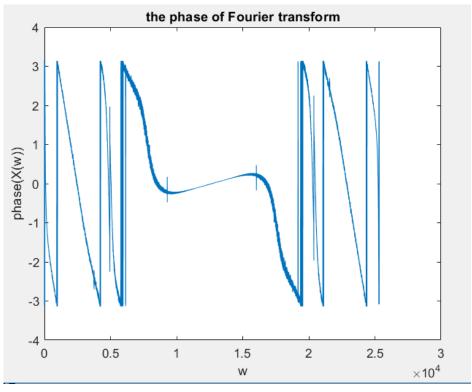
علت آن این است که نویز هایی که لزوما حقیقی نیستند و ممکن است جزء مو هومی داشته باشند ، با سیگنال ترکیب شدهاند و نامتقارنی در تبدیل فوریه بوجود می آورد.

برای رفع این نویزها ، از سیگنال اولیه real میگیریم و نمودار اندازه و فاز آن را مجددا محاسبه میکنیم و سپس الگوریتم تشخیص تقارن را برای آن به کار میبریم .









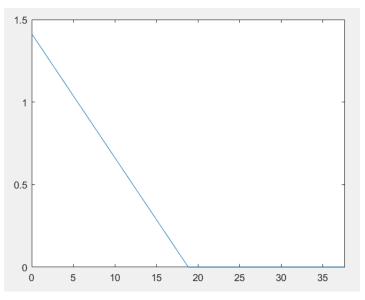
نمونه برداری - Sampling

• با توجه به توضیحاتی که در قسمت قبل در مورد تبدیل فوریه گسسته و تابع fft گفته شد و به کمک شکل ۱ تابعی بنویسید که با ورودی گرفتن سیگنال حقیقی، تبدیل فوریه آن را محاسبه کند و در خروجی برداری حاصل دهد که تنها فرکانسهای $[0,\pi]$ را داشته باشد. توجه کنید که میخواهیم انرژی سیگنالی که در خروجی ظاهر می شود، در رابطه پارسوال صدق کند. نمودار اندازه این بردار را بکشید در گزارش بیاورید. تابع شما بایستی با ورودی گرفتن فرکانس نمونه برداری، محور فرکانس را به درستی نمایش دهد. تابع شما بایستی به شکل زیر باشد:

HalfBandFFT (InputSignal, Fs)

تابع HalfBandFFT را پیادهسازی کردیم . ابتدا با دستور fft تبدیل فوریه سیگنال را محاسبه کردیم و سپس نصف بردار خروجی را در یک بردار به طول نصف ذخیره کردیم . چون این بردار متقارن است و ما نصف آن را ذخیره کردیم انرژی آن نصف شده است . پس برای اینکه در رابطه ی پارسوال صدق کند در $\sqrt{2}$ ضرب کردیم تا انرژی آن کامل شود .در نهایت با استفاده از رابطه ی $wT = \Omega$ فرکانس واقعی را محاسبه کرده و اندازه آن را plot میکنیم .

بعنوان مثال خروجی این تابع به سیگنال متناظر با شکل 1 مطابق زیر شد که مطابق با انتظار است .



سیگنال نصف بازه را دارد و فرکانس های درست را نشان میدهد و از $\sqrt{2}$ شروع میشود.

• در این سوال میخواهیم حد پایین فرکانس نمونه برداری را محاسبه کنیم. برای این کار فرض کنید که سیگنال شما حقیقی و پایینگذر است؛ یعنی بعد از فرکانسی مانند $2\pi f_{max}$ محتوای فرکانسی ندارد. با توجه به نکاتی که تا کنون گفته شده از اینکه هر فرکانس گسسته نمایانگر چه فرکانس پیوسته ای است، نکات قسمت تبدیل فوریه گسسته و به کمک شکل ۱ حد فرکانس نمونه برداری را پیدا کنید که پهنای باند قسمت معادل $[\pi, \pi]$ با پهنای باند متقارن خود که از نقطه 2π شده و تا π امتداد دارد، تداخلی نداشته باشد. به طور معادل، یعنی در شکل بالا دو مثلث ناقص با یکدیگر تداخلی نداشته باشند. این حد پایین فرکانس نمونه برداری، فرکانس نایکوئیست نام دارد.

برای اینکه دو مثلث ناقص تداخلی نداشته باشند باید فرکانس گسسته مربوط به فرکانس بیشینه قبل از قرار بگیرد بنابراین فرکانس نمونه برداری باید در بازه زیر باشد:

$$\frac{2 \times \pi \times f_{max}}{F_s} \le \pi \quad \to \quad F_s \ge 2 \times f_{max}$$

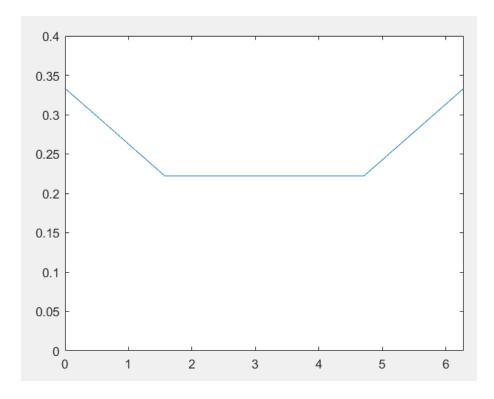
بنابر این حد پایین فرکانس نمونهبر داری 2 بر ابر فرکانس بیشینه است.

که به این فرکانس نمونه برداری (2*fmax) فرکانس نایکوئیست میگویند.

• فرض کنید که نمودار شکل ۱ نمونه برداری شده از یک سیگنال با فرکانس نمونهبرداری 6 است. پهنای باند سیگنال اولیه چند بوده است؟ با استفاده از رابطه ۶ و تعبیری که از آن داده شد، اگر از سیگنال ذکر شده به جای فرکانس 6 با فرکانس 2 نمونه برمی داشتیم، چه اتفاقی می افتاد؟ شکل متناظر با این حالت را به کمک متلب رسم کرده و در گزارش کار ذکر کنید. به این پدیده aliasing گفته می شود.

برای اینکه فرکانس نمونه برداری را از 6 به 2 کاهش دهیم ، باید نرخ نمونه برداری را یکسوم کنیم یعنی از هر 3 نمونه ، یکی را نگه داریم.

برای این منظور ابتدا با دستور ifft از تبدیل شکل 1 وارون میگیریم تا سیگنال اصلی بدست آید سپس از هر 3 داده متوالی ، یکی را نگه میداریم و از سیگنال جدید با دستور 3 تبدیل فوریه میگیریم که نتیجه مشابه زیر بدست میآید :



همان طور که مشاهده می کنیم دو مثلث متقارن از بازه $\frac{\pi}{2}$ تا $\frac{3\pi}{2}$ تداخل دارند و سیگنال قابل بازسازی نمی باشد. همان طور که مشاهده می کنیم دو مثلث متقارن از بازه تا تداخل دارند و سیگنال قابل بازسازی نمی باشد.

آشنایی با سیگنال های EEG

• فرق داده گیری invasive و noninvasive سیگنال های EEG

Invasive : در داده گیری invasive یا همان تهاجمی پوست سر شکافته می شود و الکترودها به درون مغز و در مجاورت قشر مغز فرو برده می شوند کاربرد این روش در تشخیص بیماری های بسیار خاص و نادر مغزی یا در حین انجام جراحی های باز مغز می باشد .

noninvasive : در داده گیری noninvasive یا همان غیر تهاجمی الکترود های مغزی بر روی پوست سر قرار داده میشوند و نیاز به جراحی و شکاف نیست .

کاربرد این روش انجام تحقیقات آزمایشگاهی و انجام پروژه های در زمینه BCI میباشد

معرفي P300 :

سیستم های مبتنی بر BCI ویژگیهای کاربردی سیگنال های EEG را اندازهگیری کرده و سیگنالهای کنترلی را تولید میکنند که از جمله آنها پتانسیل رویدادی میباشد. هنگامی که توجه انسان به یک محرک جلب میشود بخشی از یک پتانسیل رویدادی معروف به P300 در EEG او ظاهر میشود.این پتانسیل یک پتانسیل درونی است چون اتفاق افتادن آن مربوط به ویژگیهای فیزیکی محرک نیست بلکه مربوط به عکسالعمل انسان به آنهاست.این مولفه به صورت یک انحراف مثبت با تاخیر 250 تا 500 میلی ثانیه در سیگنال ظاهر میشود.در تحقیقات آزمایشگاهی معمولا از تحریک بینایی و شنوایی برای تحریک کردن شخص و ظاهر شدن در سیگنال الکتریکی مغز او استفاده میشود.دیگر مشخصههایی که به عنوان EPR شناخته میشوند:

: P50

مربوط به واکنشنورونها هنگامی که دو محرک مشابه اتفاق میافتد و نورون ها پاسخ را با دادههای قبلی مطابقت میدهند

: N100

یک انحراف منفی که 90 تا 200 میلی ثانیه بعد از رخ دادن تحریک در سیگنال ظاهر می شود و هنگامی ظاهر می شود که یک تحریک غیر منتظره رخ دهد.

: P200

یک انحراف مثبت که 100 تا 250 میلی ثانیه بعد از تحریک اتفاق می افتد و این مولفه بر نتیجه گیری ما از احساس فرد تاثیر می گذارد.

: N200

یک انحراف منفی است که تا حدود 200 میلی ثانیه بعد از تحریک اتفاق می افتد و شامل سه مولفه مختلف N2c و N2c است.

: N300

در دو موضوع تطابق معنایی و امید به زندگی به وجود میآید.

N400

300 تا 600 میلی ثانیه بعد از تحریک است و یک موج منفی است و هنگام عدم تطابق معنایی بوجود می آید.

P600

هنگامی بوجود می آید که جملهای شنیده شود که از نظر قواعد نحوی یا متناقض باشد یا ساختار غیر ارجاع داده شده داشته باشد یا ساختار پیچیدهای داشته باشد.

همچنین 3 مولفه دیگر با نام های Movement-related cortical potentials و Post-imperative negative variation و Contingent negative variation و جود دارند.

باند های فرکانسی به صورت زیر هستند.

ويژگىھا	بازه فرکانسی	نام طیف
امواج مغزی افراد بالغ در هنگام خواب	0 - 4	دلتا
امواج مغزی کودکان		Δ
مربوط به نوجوانان	4 - 7	تتا
مربوط به حالت خواب آلودگی در جوانان		Θ
مربوط به حالت مدینیشن در بزرگسالان		
	0.12	1.11
مربوط به حالت آرامش بزرگسالان	8 - 12	آلفا
در حالت بسته بودن چشم ها ایجاد می شود		α
و و المن و شرا می اندا فی الدین	12 20	14.
مربوط به حالت هوشیاری و انجام فعالیت	12 - 30	بتا Ω
در حالت مشغول بودن ذهن و استرس و نگرانی ایجاد می شود		ρ
ایباد می سود		
مربوط به حالت هوشیاری و انجام فعالیت	30 – 100	گاما
زمانی که یک تصور ذهنی انجام شود ایجاد می		Γ
گردد		
با انجام تصورات حرکتی دامنه سیگنال های این	~ 10	ميو
طیف کاهش می یابد.		μγ

طبق قضیه نمونه برداری نایکوئیست برای اینکه سیگنال بتواند بازسازی شود ، باید فرکانس نمونه برداری در رابطه $W_{\rm S} > 2*W$ صدق کند و با توجه به اینکه بالاترین باند فرکانسی مربوط به طیف گاما و حدود 100 هرتز است ، فرکانس نمونه برداری حدود 200 تا 300 هرتز مناسب است.

با توجه به اینکه سطر اول ماتریس subject1 مربوط به زمان آزمایش است ، اختلاف دو در ایه متوالی همان نرخ نمونه برداری یا T است.

با توجه به اینکه این مقدار 0.0039 است ، عکس این مقدار فرکانس نمونهبرداری را نشان میدهد.

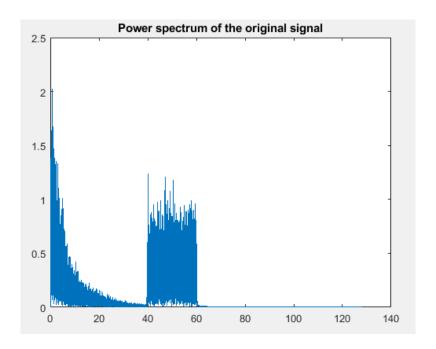
$$F_s = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.0039} = 256.41 \, Hz$$

با استفاده از قطعه کد زیر اندازه طیف فرکانسی سطرهای ماتریس subject1 را رسم کردیم.

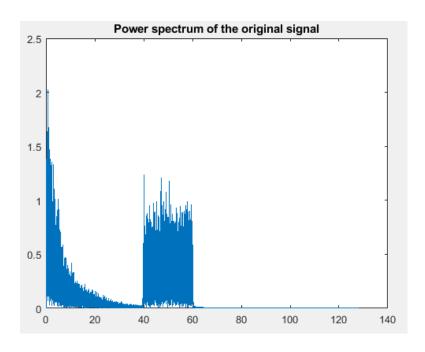
```
X = fft(u(5,:,1));

P22 = abs(X/L);
P11 = P22(1:L/2+1);
P11(2:end-1) = 2*P11(2:end-1);

figure;
plot(f,P1);
title('Power spectrum of the original signal');
```



كانال اول



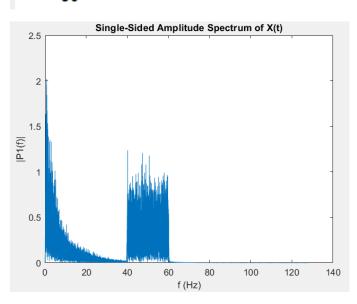
كانال چهارم

همان طور که مشاهده میشود فرکانس داده های مطلوب تا حدود 40 هرتز است و بعد از آن تقریبا با نویز مواجه هستیم. پس فرکانس قطع حدود 40 هرتز است.

برای محاسبه فرکانس قطع با کمک انرژی از دستور bandpower استفاده میکنیم برای این منظور انرژی که تا فرکانس 120 هرتز متمرکز شده است را به عنوان انرژی کل در نظر میگیریم و فرکانسی که 99 در صد انرژی قبل آن تجمع پیدا کرده است را مییابیم برای این منظور از قطعه کد زیر استفاده میکنیم و فرکانس را از 0 متوالیا به اندازه 0.5 زیاد میکنیم تا جایی که به 99 در صد انرژی بر سیم که کد آن در زیر ضمیمه شده است.

```
while(o<0.99)
   if (bandpower(mk,fs,[0 j])/ bandpower(mk,fs,[0 120]))<0.99
        j=j+0.5
   o=(bandpower(mk,fs,[0 j])/ bandpower(mk,fs,[0 120]));
   end
end</pre>
```

j = 60



همان طور که مشاهده می شود ،

فرکانس 60 هرتز بدست میآید که فرکانس های نویز را هم شامل میشود و با توجه به اینکه نویز انرژی قابل توجهی دارد این نتیجه منطقی است. پس با این روش یعنی تجمع انرژی نمیتوان فرکانس قطع را محاسبه کرد چون نویز انرژی زیادی دارد.

با توجه به نتایج بالا فرکانس قطع فیلتر پایین گذر باید حدود 40 هرتز باشد.

سیگنال علاوه بر میانگین DC ایی که دارد و با کم کردن سیگنال از میانگینش حذف می شود ، نویز DC هم دارد و باعث می شود که کم کردن سیگنال از میانگینش برای حذف آن ها کافی نباشد.

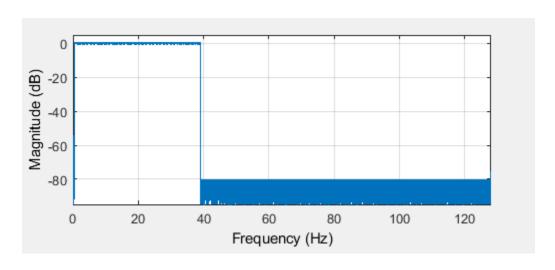
در این قسمت به کمک filter_designer متلب،یک فیلتر میان گذر با مشخصات زیر طراحی می کنیم.

f-stop1=0.4

f_pass1=0.5

f_pass2=39

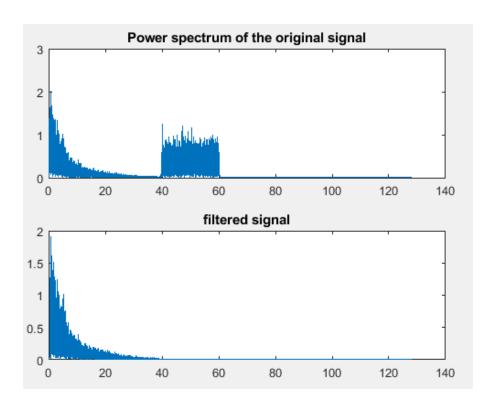
f_stop2=39.1



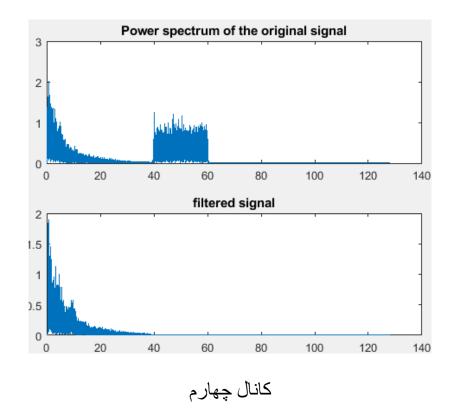
که با نام filter_1.mat ضمیمه شده است.

• پس از اعمال فیلتر، در یک بازه ی ثابت، نمودار داده ی زمانی سیگنال اولیه و سیگنال فیلتر شده را بر روی یک نمودار بکشید. واضح است که نویز بایستی کم شود اما آیا این تنها تغییر اعمال شده بر سیگنال است؟ آیا این دو سیگنال شبیه یکدیگر رفتار میکنند و در زمانهای یکسان مقادیر نزدیک به هم دارند؟

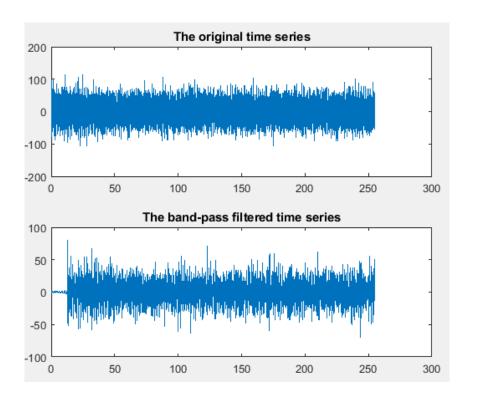
ابتدا در حوزه فرکانس مشاهده می کنیم که سیگنال فیلتر شده است.



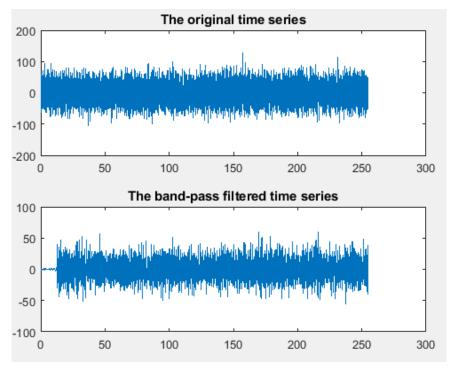
كانال اول



اما در حوزه زمان همان طور که ملاحظه می شود،علاوه بر این که نویز سیگنال حذف شده است،دامنه سیگنال نیز کاهش یافته است.



كانـال اول



كانال چهارم

مرحلهی دیگری که معمولاً در پیشپردازش طی میشود، کاهش فرکانس نمونه برداری است. با توجه به اصل نایکوئیست، فرکانس نمونهبرداری معادل با ۲ برابر پهنایباند سیگنال برای انتقال کامل اطلاعات سیگنال کافی است پس میتوان فرکانس نمونه برداری را در صورتی که بیشتر از حد نایکوئیست باشد، تا آن حد کاهش دهیم.

 با توجه به نکتهای که گفته شد و با توجه به فرکانس قطعی که در مرحله پیش انتخاب کردید، فرکانس نمونه برداری را کاهش دهید.

با توجه به قضیه نایکوئیست،با فرکانس نمونه برداری برابر با دو برابر فرکانس نمونه،می توان اطلاعات سیگنال را بازیابی کرد.کاهش فرکانس نمونه برداری به این دلیل است که حجم محاسبات ما را می تواند کاهش دهد.

تابع epoching همان طور که در دستور کار گفته شد،مطابق زیر نوشته شد.در هر پنجره،داده های 200 میلی ثانیه قبل از شروع تحریک و 800 میلی ثانیه پس از شروع تحریک را نگه می داریم.

چون در تحلیل گسسته،فرکانس های بالاتر از 2π نداریم و هارمونیک های بالا بر فرکانس های پایین تاثیر می گذارند،در نتیجه فرکانس نمونه برداری را قبل از فیلتر کردن نمی توانیم کاهش دهیم.

در پاسخ به این سوال که ابتدا باید فیلتر کرد یا epoch،می توان این گونه گفت که اگر ابتدا epoch کنیم ممکن است که سیگنال ما حاوی نویز بوده و پس از آن،به سادگی نتوان نویز آن را رفع کرد.epochingبا کاهش فرکانس نمونه برداری همراه است که ممکن است پدیده aliasing رخ دهد.پس ابتدا باید فیلتر کرد و سپس عمل epoch را انجام داد.

برای محاسبه انرژی باند های فرکانسی، تابع freqband را تعریف کردیم که اترژی را در یک بازه فرکانسی محاسبه می کند انرژی را به کمک رابطه پارسوال که در قسمت های قبل بحث شد، محاسبه می کنیم.

یک ماتریس 5*2700 خواهیم داشت که به ترتیب انرزی باند های دلتا ،تتا، آلفا، بتا، گاما می باشد ماتریس Eماتریس مطلوب ماست.

```
    data
    63x1800x44 single

    ∃ E
    5x2700 double

    ∃ Epoch
    9x256x2700 double
```

برای طراحی فیلتر قبل از محاسبه انرژی مشکلاتی نظیر طول فیلتر را داریم چرا که طول فیلتر باید از طول EPOCH ما کمتر باشد.

خوشهبندی بر مبنای همبستگی

• نشان دهید که

$$r_{XY} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} X(t)Y(t)dt}{\sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} X^2(t)dt} \int_{-\infty}^{\infty} Y^2(t)dt}$$

عددي بين 1 و 1– است.

از نظر شهودی هنگامی که انتگرال در فضای برداری نگاشته می شود ، اندازه یک بردار به توان 2 ، انتگرال توان دوم آن تابع و ضرب داخلی دو بردار ، انتگرال حاصل آن دو تابع می باشد. پس صورت r_{xy} ضرب داخلی X و Y و مخرج آن حاصل باندازه X در Y است که میدانیم بر ابر است با کسینوس زاویه بین دو بردار که عددی بین Y و Y است.

$$r_{xy} = \frac{X.Y}{|X||Y|} = \cos \langle X, Y \rangle$$

اما اگر بخواهیم دقیق اثبات کنیم ، ابتدا به تعمیم نامساوی کوشی شوار تز به فضای انتگرال ها که تو سط بو نیاکو فسکی اثبات شده است ، اشار ه میکنیم :

$$\left|\int_a^b f(t)\overline{g(t)}dt\right|^{\mathbf{T}} \leq \left(\int_a^b |f(t)|^{\mathbf{T}}dt\right) \left(\int_a^b |g(t)|^{\mathbf{T}}dt\right), \quad f,g \in \mathcal{L}^{\mathbf{T}}([a,b]).$$

گر r_{xy} را به توان 2 برسانیم ، صورت عبارت ، جمله سمت چپ نامساوی و مخرج آن ، جمله سمت راست تساوی خواهد شد که طبق نامساوی کوچکتر یا مساوی 1 خواهد شد . پس r_{xy} بین 1 و 1- است.

$$r_{xy}^{2} = \frac{\left(\int_{-\infty}^{\infty} x(t)y(t)dt\right)^{2}}{\int_{-\infty}^{\infty} x(t)^{2} dt \int_{-\infty}^{\infty} y(t)^{2} dt} \le \frac{\int_{-\infty}^{\infty} x(t)^{2} dt \int_{-\infty}^{\infty} y(t)^{2} dt}{\int_{-\infty}^{\infty} x(t)^{2} dt \int_{-\infty}^{\infty} y(t)^{2} dt}$$

$$\Rightarrow r_{xy}^{2} \le 1 \quad \Rightarrow \quad -1 \le r_{xy} \le 1$$

• نشان دهید $|r_{XY}|=1$ تنها در حالتی رخ میدهد که دو سیگنال تنها در یک ضریب تفاوت داشته باشند یعنی $X(t)=\alpha Y(t)$

از نامساوی کوشی شوار تز به یاد داریم که در صورتی نامساوی به تساوی تبدیل میشود که ضرایب a_i عددی ثابت باشد. a_i عددی ثابت باشد.

حال رابطه انتگرالی فوق را به صورت حالت حدی سیگما مینویسیم و کوشی شوارتز را بر روی آن اعمال میکنیم:

• استدلال کنید که چرا این معیار، معیار مناسبی برای سنجش شباهت دو سیگنال است.

ابتدا یک کمیت به اسم فاصله (distance) تعریف می کنیم و شباهت دو سیگنال را کوچک بودن این کمیت تعریف میکنیم:

$$distance(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t) - y(t)| dt$$

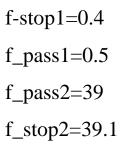
حال اگر اندازه دو سیگنال را ثابت فرض کنیم ، کاهش فاصله دو سیگنال معادل با افزایش همبستگی آن هاست :

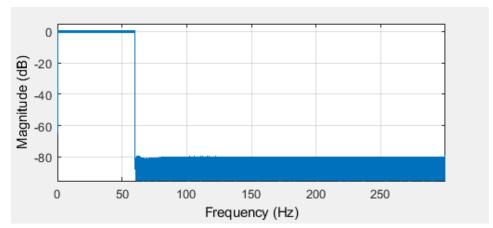
$$distance(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} (x(t)^2 + y(t)^2 - 2x(t)y(t))dt$$

با افزایش همبستگی دو سیگنال عبارت بالا به سمت صفر می رود و هنگامی که دو سیگنال فقط در یک ضریب ثابت اختلاف داشته باشند ، دقیقا صفر می شود.

پس میتوان گفت هرچه r_{xy} به 1 نزدیکتر باشد ، فاصله دو سیگنال کمتر و شباهتشان بیشتر است.

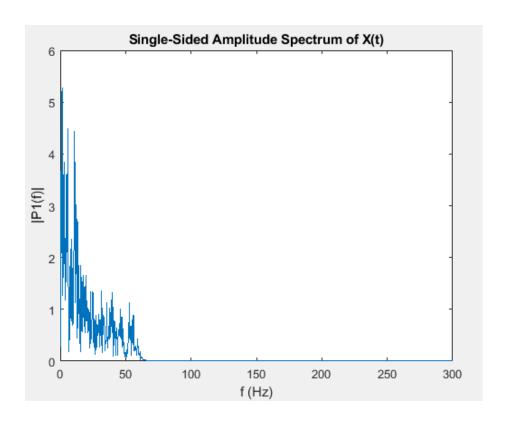
در این قسمت نیز مانند قسمت قبل،یک فیلتر برای حذف نویز DC،و با توجه به طیف فرکانسی سیگنال ها،یک فیلتر میان گذر با مشخصات زیر اعمال می کنیم.





با نام filter 2 ضمیمه شده است.

طیف فرکانسی اکثر کانال ها به صورت زیر است.



طبق قضیه نایکوئیست،برای باسازی سیگنال اولیه،فرکانس نمونه برداری باید دو برابر بیشترین فرکانس طیف سیگنال باشد. پس می توانیم فرکانس را به 240 هرتز کاهش دهیم.

ماتریس r را که ماتریسی متقارن است،طبق تعریف پیاده سازی می کنیم. در زیر،خلاصه از روش خوشه بندی که استفاده کردیم،ارائه می کنیم مباحث کامل تر طی لینک هایی که گذاشته خواهدشد،قابل مطالعه است.

در ابتدا ماتریس فاصله را بیان می کنیم.

$$d = 1 - r$$

در هرمرحله،کوچک ترین عضو ماتریس d را پیداکرده،دو عضو که سطر ستون این در ایه هستند را داخل یک خوشه قرار می دهیم. سپس با دو الگوریتم upgma,wpgma ماتریس فاصله را تغییر می دهیم.در upgma،در ایه عنصری که با دو عضو خوشه بندی شده رابطه داشت،با رابطه زیر به دست می آید.

$$d_{(\mathcal{A} \cup \mathcal{B}),X} = rac{|\mathcal{A}| \cdot d_{\mathcal{A},X} + |\mathcal{B}| \cdot d_{\mathcal{B},X}}{|\mathcal{A}| + |\mathcal{B}|}$$

در الگوریتم wpgma،این در ایه با رابطه زیر به دست می آید.

$$d_{(i\cup j),k}=rac{d_{i,k}+d_{j,k}}{2}$$

این دو روش به طور کامل در لینک های زیر بررسی شده اند.

https://en.wikipedia.org/wiki/WPGMA

https://en.wikipedia.org/wiki/UPGMA

به کمک ماتریس Correlation_clustring خوشه بندی را انجام می دهیم.

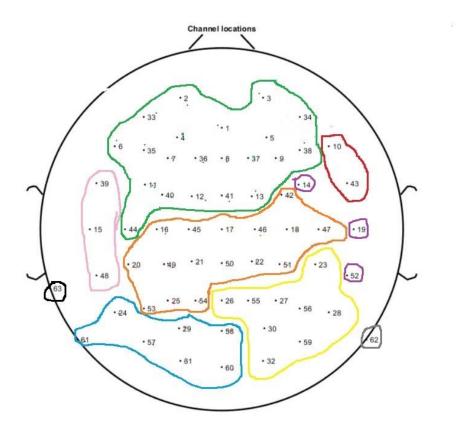
Matrix برابر با ماتریس همبستگی می باشد. Method نیز یکی از دو روشی که در بالا گفته شد،می باشد. Parameter برابر انسن انست که باید برای فاصله بین خوشه ها در نظر بگیریم. Valueنیز برابر با این مقدار است. تعریف دیگری که برای فاصله در نظر گرفته می شود،به صورت زیر است.

$$d(x_i, y_j) = \sqrt{\sum_{k=1}^{N} (r_{i,k} - r_{j,k})^2}$$

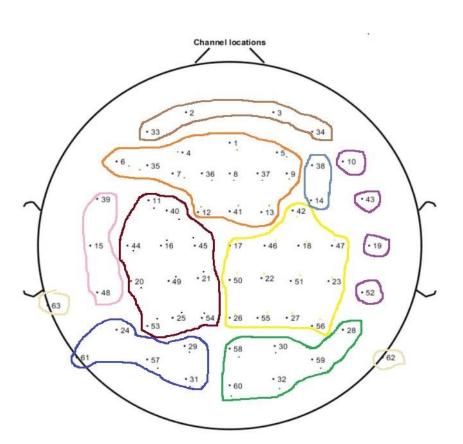
ولی ما برای سادگی همان تعریف اول را در نظر می گیریم.

خروجی ما یک struct می باشد که شامل cell array 11 بوده و در هر کدام،خوشه بندی انجام شده است. لازم به ذکر است که برای مقایسه راحت تر،هر epoch 4 را کنار هم قرار دادیم و و تعداد را به 11 عدد رساندیم تا خوشه بندی و مقایسه بهتر شود.

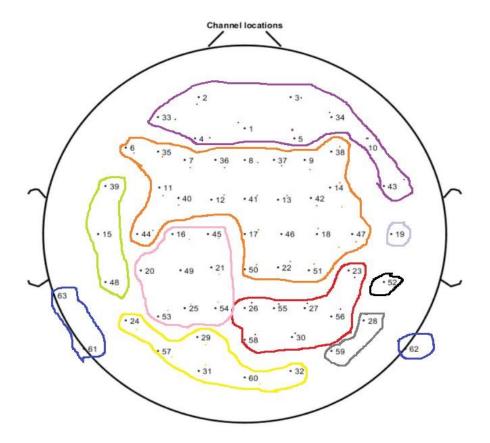
در عكس هاى زير چند نمونه از خوشه بندى Epochها و در نهايت خوشه بندى غالب آمده است در اين مورد از الگوريتم UPGMA و VALUE=0.3 بهره گرفتيم.



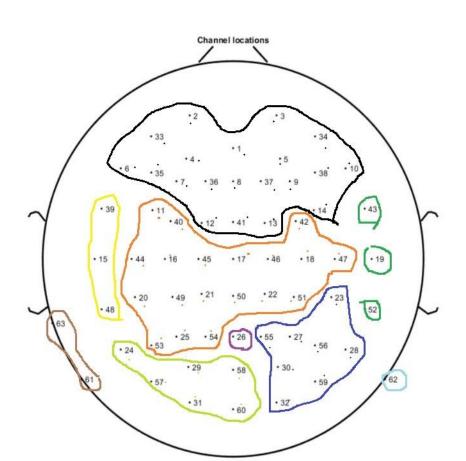
Epoch 1



Epoch 4

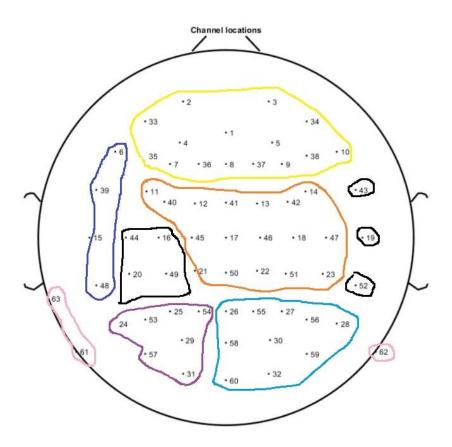


Epoch 9



Epoch 10

اما خوشه بندی غالب به صورت زیر است.



همان طور که می دانیم،این دیتاست مربوط به تشخیص حرکت است،پس طبق انتظار،قسمت جلوی مغز باید فعال ترین قسمت باشد و وظایف متفاوتی دارند اما بعضی از قسمت ها مانند بینایی،در حال استراحت هستند.

طبق پیش بینی،الکترود های چپ و راست تقریبا همبستگی ندارند و مشابهت ها بیشتر در همسایگی ها هستند.

همان طور که در قسمت قبل دیده شد،الکترود های نزدیک به هم فعالیت مشابهی دارند. در این قسمت از Epoch 300 ها میانگین گرفته و هر 300 Epoch را با یک عدد جایگزین کردیم برای این قسمت از الگوریتم UPGMA و Value=0.25 بهره گرفتیم. با بررسی Epoch و موجود،به طور میانگین به این نتیجه می توانیم برسیم که نقاط زرد رنگ مربوط به کانال های (1,2) و نقاط سبزرنگ مربوط به (3,4,5,6,7,8) هستند.

Cluster1(3).Cluster1		
	1	2
1	[3,7,4,8,5]	
2	6	
3	[1,2]	

