بسمه تعالى



دانشگاه صنعتی شریف

آزمایشگاه پردازش سیگنال و تصاویر پزشکی

گزارش آزمایشگاه

سرى 5

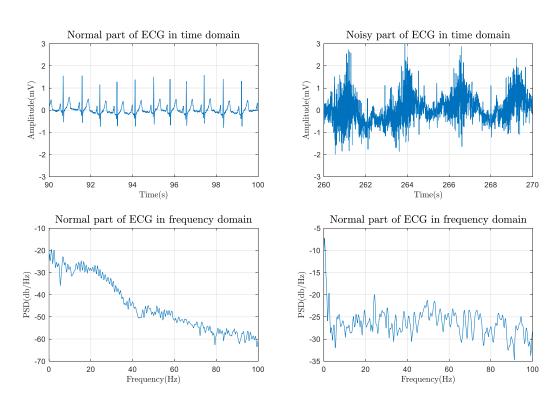
رادين خيام - 99101579

نوید باقری شور کی – 99109658

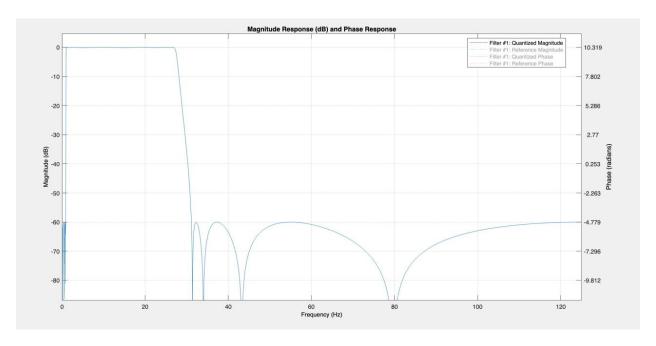
پارسا اکبری - 98100601

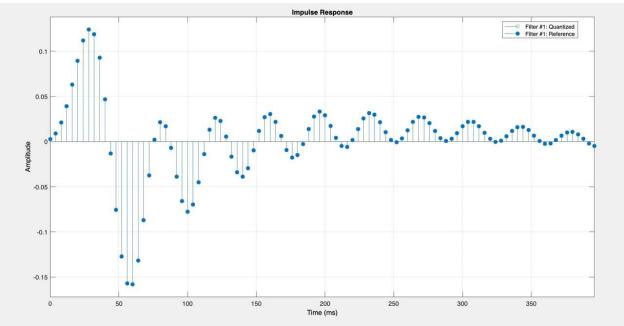
بخش اول : محدودسازی فرکانسی سیگنال/کاهش نویز

الف) در این بخش محتوای فرکانسی سیگنال معمولی ECG و سیگنال حاوی نویز را رسم کرده و همانطور که مشاهده میکنیم سیگنال نویزی توان بیشتری دارد.



ب) حال یک فیلتر میان گذر طراحی کرده و پاسخ فرکانسی آن را رسم میکنیم. فیلتر ما پهنای باندی از 1 تا 27 هرتز داشته تا بتواند نویز baseline را حذف کند و همچنین 90 درصد انرژی سیگنال نرمال نیز حفظ شود.

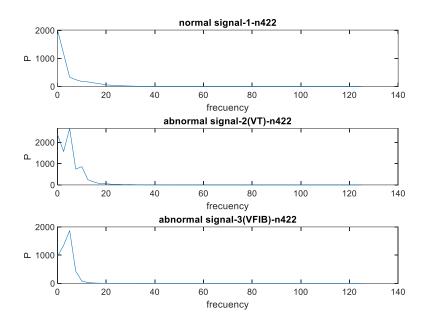


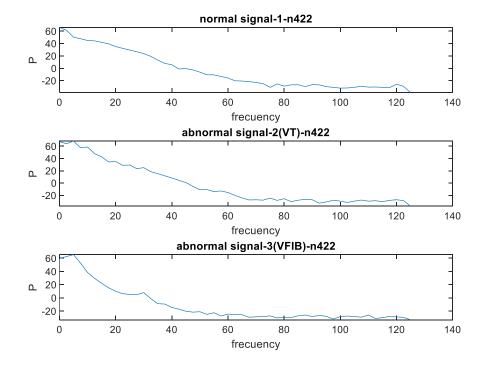




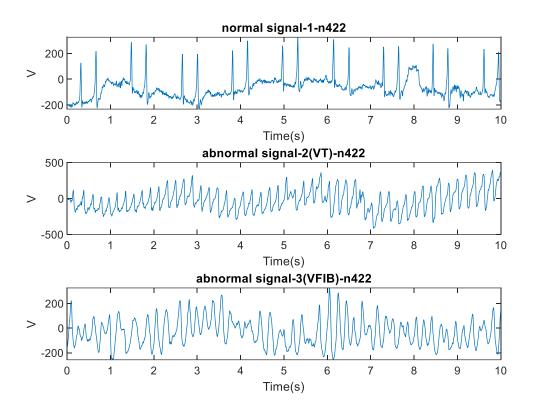
بخش دوم: تشخیص آریتمیهای بطنی

الف) داده ECG مربوط به n_422 را انتخاب کرده و سپس محتوای فرکانسی بخش عادی و بخش شامل آریتمی را رسم میکنیم.



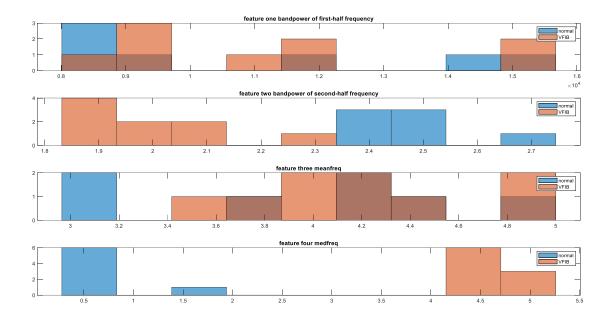


ب) بخشهای آریتمی بطنی از بخشهای عادی متفاوت است. کمپلکس pqrst در سیگنال شامل آریتمی به هم خورده و سیگنال حالت سینوسی پیدا کرده است.



پ) حال میخواهیم پنجرههای مختلف زمانی را برچسب گذاری کنیم. برای این منظور پنجرههایی با طول 10 ثانیه با همپوشانی 5 ثانیهای در نظر گرفته و مطابق فایل atr_n422.txt برچسب گذاری را انجام میدهیم.

ت) حال ویژگیهای ,Mean frequency, Mean frequency را انتخاب می کنیم. bandpower of first-half frequency, med frequency ث) هیستوگرام ویژگیهای انتخاب شده بخش قبل را برای دو کلاس normal و VFIB رسم می کنیم. دو کلاس band power و medfreq به خوبی از یکدیگر جدا شدهاند.



ج) دو ویژگی band power و medfreq را انتخاب کرده و تابع va_detect را روی آنها اعمال می کنیم.

چ) confusion matrix را برای هر دو ویژگی بدست آورده و همچنین معیارهای sensitivity و specificity و specificity را برای هر دو ویژگی محاسبه می کنیم.

```
cm =
    7     0
    0     9

accuraacy_badnpower =
    1

sensitivity_bandpower =
    1

specificity_bandpower =
    1
```

```
cm =
    7     0
    0     9

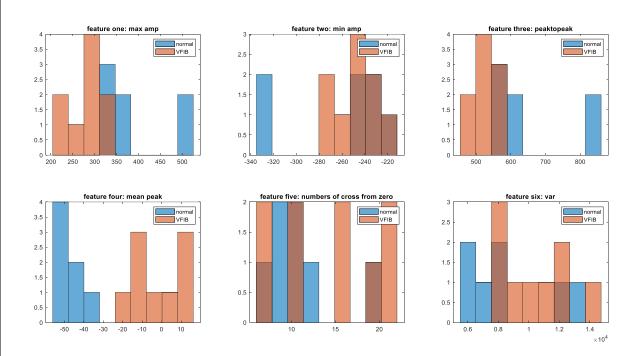
accuracy_medfreq =
    1

sensitivity_medfreq =
    1

specificity_medfreq =
    1
```

ح) ویژگیهای مورفولوژیک max, from zero, variance را انتخاب می کنیم.

خ) هیستوگرام ویژگیهای انتخاب شده بخش قبل را برای دو کلاس normal و VFIB رسم می کنیم. دو کلاس mean به خوبی از یکدیگر جدا شده اند.



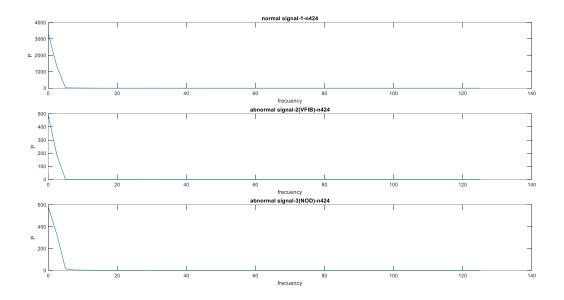
د) دو ویژگی max و mean را انتخاب کرده و تابع va_detect را روی آنها اعمال می کنیم.

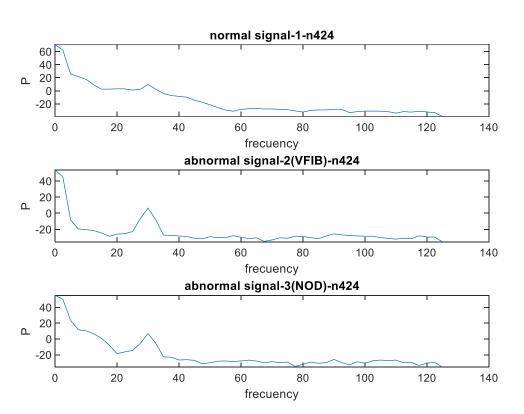
ذ) confusion matrix را برای هر دو ویژگی بدست آورده و همچنین معیارهای sensitivity و specificity و specificity و accuracy و specificity و عرایی هر دو ویژگی محاسبه می کنیم.

cm =

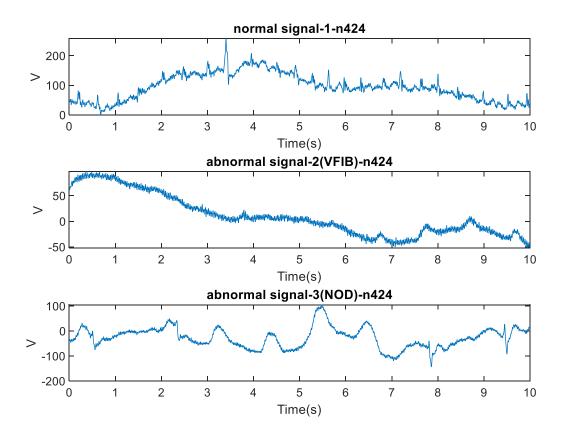
```
accuraacy_meanpeak =
     1
sensitivity meanpeak =
     1
specificity_meanpeak =
     1
cm =
accuracy_maxamp =
    0.9375
sensitivity_maxamp =
    0.8750
specificity_maxamp =
```





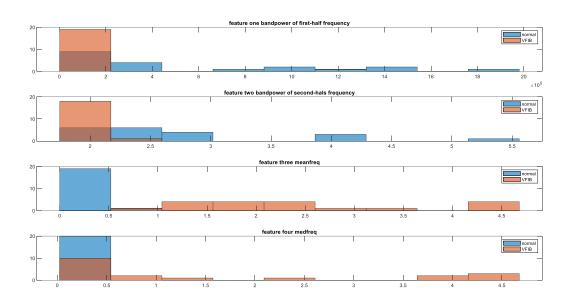


بخشهای آریتمی بطنی از بخشهای عادی متفاوت است. کمپلکس pqrst در سیگنال شامل آریتمی به هم خورده است.



حال میخواهیم پنجرههای مختلف زمانی را برچسب گذاری کنیم. برای این منظور پنجرههایی با طول 10 ثانیه با همپوشانی 5 ثانیهای در نظر گرفته و مطابق فایل atr_n424.txt برچسب گذاری را انجام میدهیم.

حال ویژگیهای ,Mean frequency, Mean frequency, انتخاب می کنیم. bandpower of first-half frequency, med frequency هیستوگرام ویژگیهای انتخاب شده بخش قبل را برای دو کلاس normal و VFIB رسم می کنیم. دو کلاس band power و mean frequency به خوبی از یکدیگر جدا شدهاند.



دو ویژگی band power و mean frequency را انتخاب کرده و تابع va_detect را روی آنها اعمال میکنیم. confusion matrix را برای هر دو ویژگی بدست آورده و همچنین معیارهای sensitivity و sensitivity و specificity و specificity و specificity

```
cm =
    19    1
    8    11

accuraacy_badnpower =
    0.7692

sensitivity_bandpower =
    0.7037

specificity_bandpower =
    0.9167
```

```
cm =
    19    1
    0    19

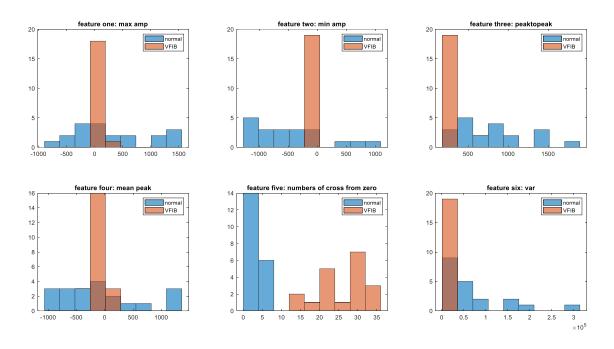
accuracy_meanfreq =
    0.9744

sensitivity_meanfreq =
    1

specificity_meanfreq =
    0.9500
```

ویژگیهای مورفولوژیک min, peak-to-peak, mean-peak, numbers of cross from را انتخاب می کنیم.

هیستوگرام ویژگیهای انتخاب شده بخش قبل را برای دو کلاس normal و VFIB رسم می کنیم. دو کلاس ذکر شده با استفاده از ویژگیهای number of cross from zero و number of cross from zero به خوبی از یکدیگر جدا شدهاند.



دو ویژگی peak to peak و number of cross from zero و تابع peak to peak را انتخاب کرده و تابع va_detect را روی آنها اعمال می کنیم.

confusion matrix را برای هر دو ویژگی بدست آورده و همچنین معیارهای sensitivity و specificity و specificity و specificity

```
cm =
   20    0
   0   19

accuraacy_numbersofcrosszero =
   1

sensitivity_numbersofcrosszero =
   1

specificity_numbersofcrosszero =
   1

cm =
```

```
cm =
    19    1
    1    18

accuracy_peaktopeak =
    0.9487

sensitivity_peaktopeak =
    0.9500

specificity_peaktopeak =
    0.9474
```

ز) برای n_422 ویژگی bandpower و bandpower و mean peak به خوبی سیگنال ecg را طبقه بندی می کنند. ویژگی maxamp دقت ضعیف تری نسبت به سایر ویژگی ها دارد.

برای n_424 ویژگی ها دقت بالاتری number of cross from zero نسبت به سایر ویژگی ها دقت بالاتری دارد.

 n_422 در نهایت ویژگی های n_422 نسبت به n_424 بهتر جدا می شوند و دقت ویژگی های n_422 بهتر است.

ژ) بهترین آشکارساز برای داده اول را بر روی داده دوم اعمال کرده و همچنین بهترین آشکارساز برای داده دوم را بر روی داده اول اعمال می کنیم.

```
      cm =
      cm =

      10 10 0 19
      3 4 4 5

      accuraacy_badnpower_n422_for_n424 = 0.7436
      accuraacy_numbersofcrosszero_for_n422 = 0.5000

      sensitivity_bandpower_n422_for_n424 = 1
      sensitivity_numbersofcrosszero_for_n422 = 0.4286

      specificity_badnpower_n422_for_n424 = 0.6552
      specificity_numbersofcrosszero_for_n422 = 0.5556
```

ویژگی n_424 به خوبی بر روی n_422 عمل نکرده و دقت بسیار پایینی دارد. دقت ویژگی n_424 به خوبی بر روی n_422 بهتر از حالت قبل است اما این ویژگی نیز دقت پایینی نسبت به قسمت های قبل دارد.

س) بهترین ویژگی bandpower برای 422 n_{-422} و فرکانس های [62.5, 125] می باشد. این ویژگی را بر روی n_{-423} امتحان کردیم و نتایج زیر بدست آمد.

```
cm =

2 18
4 15

accuraacy_badnpower =

0.4359

sensitivity_bandpower =

0.3333

specificity_bandpower =

0.4545
```

مشخصا این ویژگی دقت خوبی بر روی داده های دیگر ندارد. آشکار ساز هم false alarm تولید می کند و هم missed detection تولید می کند.