

دستور کار آزمایش پنجم: الگوهای سیگنال ECG و روش های تشخیص ناهنجاری های قلبی

مقدمه: سیگنال (ECG) Electrocardiogram

سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) سیگنالی است که از روی سطح بدن ثبت می شود و نشان دهنده فعالیت الکتریکی قلب می باشد. ثبت و تفسیر ECG تاریخچه ای طولانی دارد و یک جنبه مهم ارزیابی کلینیکی وضعیت و سلامت کلی قلب محسوب می شود. در این آزمایش هدف طراحی فیلترهایی برای استخراج مشخصه ها و ریتم های غیرعادی (Abnormal Rhythms) است.

۱- ساختارشناسی (مورفولوژی: Morphology) ضربان ECG

ضربان نرمال قلب با یک تخلیه الکتریکی از گره سینوسی-دهلیزی (Sinoatrial (SA)) در دهلیز (atrium) راست شروع می شود. سپس، فعالیت الکتریکی به عنوان یک موج روی دهلیز پخش شده (با سرعت حدود ۰/۵ متر بر ثانیه) و حدود ۱۲۰ میلی ثانیه طول می کشد تا به گره دهلیزی-بطنی (Atrioventricular (AV)) برسد. در شرایط نرمال، گره AV تنها محل اتصال الکتریکی بین بطن و دهلیز می باشد. علاوه بر این، سرعت رسانایی از طریق گره AV به صورت مشخصی کندتر است (حدود ۰.۰۵ متر بر ثانیه) است، و متعاقباً به نظر می رسد که یک مکث مختصر حدود ۸۰ میلی ثانیه ای در گره AV باشد (که به دهلیز اجازه می دهد که انقباضش قبل از شروع فعالیت بطن تمام شود)، که سیگنال ECG در پتانسیل صفر (isoelectric) خودش می باشد. سپس شکل موج در سمت دیگر گره AV ظاهر شده و به سرعت در تمام قسمت های داخلی بطن از طریق سیستم His-Purkinje با سرعت ۲ تا ۴ متر بر ثانیه پخش می شود. فعالیت کلی ماهیچه بطن در حدود ۱۰۰ میلی ثانیه اتفاق می افتد. قابل ذکر است بازه های زمانی ذکر شده به تناسب سن، میزان فعالیت و جنسیت می تواند ۱۰ تا ۳۰ درصد تغییر کند. همچنین اندازه گیری زمان این فعالیت های مرتبط با سیگنال ECG به مکان و ناحیه مشاهده بستگی دارد.

شکل موج یک سیگنال ECG مرتبط با یک سیکل ضربان قلب از سه شکل موج زمانی مجزا تشکیل شده است: شکل موج P، شکل موج کمپلکس QRS و شکل موج T. شکل موج P ناشی از تحریک الکتریکی دو دهلیز بوده و محدوده دامنه آن به صورت تقریبی ۰.۱۵ mV است. کمپلکس QRS تحریک الکتریکی دو بطن بوده و پیک دامنه آن به صورت تقریبی حدود ۱.۵ mV می باشد. شکل موج T نیز از رپولاریزاسیون (repolarization) بطن ها ناشی می شود. محدوده دامنه آن به صورت تقریبی ۰.۱-۰.۵ mV بوده و حدود ۳۵۰-۴۵۰ ms بعد از شروع کمپلکس QRS تمام می شود. محدوده مشترک بین کمپلکس QRS و شکل موج T، ST segment نامیده شده، بازه ای ساکن بین دپولاریزاسیون و رپولاریزاسیون بطن بوده و در شرایط نرمال isoelectric می باشد. الگوریتم های تشخیص دهنده

ضربان‌های ECG عموماً بر روی تشخیص کمپلکس QRS، به دلیل کوتاهی زمان رخداد آن و دامنه نسبتاً بالای آن، تمرکز می‌کنند.

اگرچه بیشتر اطلاعات کلینیکی مفید ECG عموماً در بازه فرکانسی 0.5 تا 50 هرتز می‌باشند، پهنای باند ECG به صورت سخت (rigid) تعریف نمی‌شود: به این دلیل که شکل موج‌های گذرای تشکیل‌دهنده ECG در دامنه و طول رخداد نسبت به سرعت ضربان تغییر می‌کنند. بنابراین، اگرچه تفسیرهای کلینیکی نسبتاً واضحی از اجزای ECG و ویژگی‌های استخراج‌شده از آن وجود دارد، طراحی فیلتر مناسبی که اطلاعات دامنه و فاز ECG را حفظ کند از اهمیت بالایی برخوردار است.

۲- نویز

نویزها یک مشکل جدی برای تحلیل ECG به شمار می‌روند. خوشبختانه، SNR سیگنال ECG در حالت استراحت فرد معمولاً بالا است. اما در حالت فعالیت فرد، مؤلفه‌های نویزی فرکانس پایین ($<15\text{Hz}$) به دلیل حرکت الکترودها و مؤلفه‌های نویزی فرکانس بالا ($>15\text{Hz}$) به دلیل فعالیت‌های ماهیچه‌ای به صورت جدی وجود دارند. علاوه بر این موارد، امکان وجود نویز تک فرکانس 50Hz (یا در برخی کشورها 60Hz) و هارمونیک‌های آن به دلیل نویز برق شهر نیز وجود دارد.

۳- آریتمی‌ها (Arrhythmias)

همه ضربان‌های نرمال با یک تخلیه الکتریکی در ضربان‌سازهای بافتی در گره SA شروع می‌شوند. یک رشته از ضربان‌های نرمال، normal sinus rhythm نامیده می‌شوند. واژه آریتمی (arrhythmia) به وجود بی‌نظمی در ریتم ضربان قلبی اشاره دارد. بیشتر آریتمی‌ها به ناپایداری الکتریکی و متعاقباً فعالیت غیرعادی مکانیکی قلب مرتبط می‌باشند. آریتمی‌ها عموماً با توجه به منشأ فعالیت غیرعادی قلب دسته‌بندی می‌شوند. اگرچه همه ضربان‌های نرمال از گره SA نشأت می‌گیرند، ضربان‌های غیرعادی می‌توانند از دهلیزها، بطن‌ها و گره دهلیزی-بطنی سرچشمه بگیرند.

آریتمی‌ها می‌توانند شامل ضربان‌های غیرطبیعی ایزوله، رشته‌ای از ضربان‌های غیرطبیعی آمیخته با ضربان‌های طبیعی یا رشته‌ای از ضربان‌های غیرطبیعی باشند. از دیدگاه بالینی، شدت آریتمی به میزانی که در توانایی قلب برای گردش خون اکسیژن‌دار به خود و بقیه بدن تداخل ایجاد می‌کند، بستگی دارد. ضربان‌های غیرطبیعی ایزوله معمولاً با عملکرد قلب تداخل ندارند، اگرچه نشان‌دهنده آسیب‌شناسی زمینه‌ای در بافت قلب هستند. ریتم‌هایی که در آنها ضربان‌های غیرطبیعی غالب هستند، معمولاً مشکل‌ساز هستند. بسیاری از آنها را می‌توان با دارو درمان کرد، در حالی که آریتمی‌های شدید در صورت عدم درمان فوری کشنده هستند.

آریتمی‌ها به طور کلی توسط کانون‌های نابجا (سلول‌های بدون ضربان که به عنوان مکان‌های ضربان‌ساز عمل می‌کنند) یا از طریق مکانیسمی به نام ورود مجدد (reentry) ایجاد می‌شوند. ورود مجدد از یک حلقه مسیر هدایتی حاصل می‌شود که معمولاً شامل یک ناحیه هدایت مسدود شده و یک ناحیه با انتشار کند است، به طوری که وقتی پتانسیل عمل به نقطه مبدأ می‌رسد، بافتی را پیدا می‌کند که تحریک‌پذیر است و نوسانی در اطراف حلقه می‌تواند یک یا چند بار رخ دهد. ورود مجدد می‌تواند در یک ناحیه محلی کوچک اتفاق بیفتد یا مثلاً بین دهلیزها و بطن‌ها رخ دهد (global reentry).

در تجزیه و تحلیل آریتمی، تمایز بین آریتمی دهلیزی و بطنی مهم است. در حالی که مورد اول می‌تواند منجر به علائم آزاردهنده‌ای مانند تپش قلب، آنژین صدری، سستی (خستگی) و کاهش تحمل فعالیت بدنی شود، آریتمی‌های بطنی تهدیدکننده زندگی هستند.

- تصور می‌شود "فلوتر دهلیزی (AFL)" در اثر ریتم بازگشتی در دهلیز راست یا چپ ایجاد می‌شود. یک تکانه الکتریکی زودرس در دهلیزها ایجاد می‌شود و سپس تفاوت در ویژگی‌های بافت، حلقه‌ای از ورود مجدد را ایجاد می‌کند که در امتداد دهلیز حرکت می‌کند.

- در "فیبریلاسیون دهلیزی (AFib)"، تکانه‌های منظم تولید شده توسط گره SA با تخلیه‌های الکتریکی سریع و تصادفی تولید شده توسط نواحی بزرگتر از بافت دهلیزی غرق می‌شوند. AFL را می‌توان از AFib با این واقعیت متمایز کرد که AFL یک مدار الکتریکی سازمان‌یافته‌تر است که امواج دندانه‌دار مشخصی را در ECG تولید می‌کند. نرخ AFL معمولاً ۳۰۰ bpm با رسانایی AV 2:1 است (دو موج P برای هر کمپلکس QRS) که منجر به نرخ پاسخ بطنی ۱۵۰ bpm می‌شود. (شکل‌های ۱ و ۲ را ببینید).

- دو آریتمی خطرناک، "فلوتر بطنی (VFL)" و "فیبریلاسیون بطنی (VFib)" هستند. محتمل‌ترین مکانیسم برای این آریتمی‌ها ورود مجدد است، اگرچه بحث در مورد مکانیسم زیربنایی دقیق وجود دارد (Ideker and Rogers, 2006). در VFL بطن‌ها با سرعت بالایی منقبض می‌شوند که زمان کافی برای پر شدن آنها از خون وجود ندارد، بنابراین عملاً برون ده قلبی وجود ندارد (شکل ۳ را ببینید). VFL درمان نشده تقریباً همیشه به VFib منجر می‌شود.

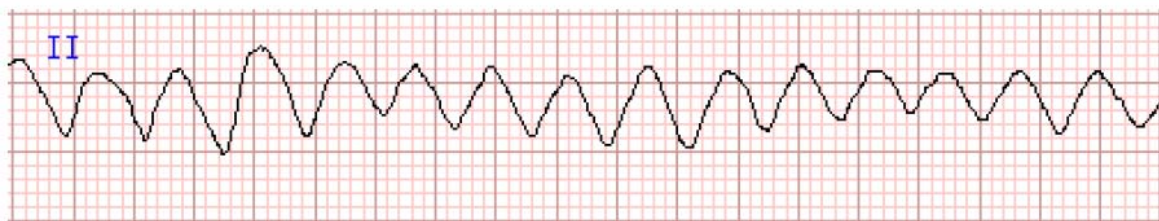
- در VFib، انقباض بی‌نظم عضله قلب از پمپاژ هماهنگ قلب جلوگیری می‌کند و منجر به برون ده قلبی نمی‌شود (شکل ۴ را ببینید). VFib یک وضعیت اضطراری است که برای بازگرداندن قلب به ریتم طبیعی سینوسی نیاز به درمان با شوک الکتریکی دارد.



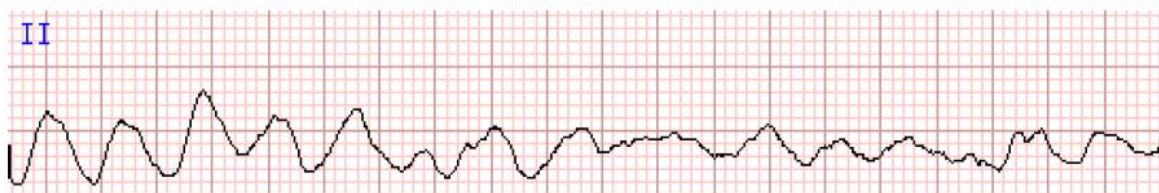
شکل ۱: فلوتر دهلیزی (Atrial Flutter). امواج P در یک توالی سریع اتفاق می‌افتند و هر یک با امواج بعدی یکسان هستند.



شکل ۲: فیبریلاسیون دهلیزی (Atrial Fibrillation). به ریتم نامنظم دهلیزی توجه کنید (زمان بندی امواج P). در این حالت، پاسخ بطنی سریع (حدود ۱۵۰ در دقیقه) وجود دارد و تغییرات غیراختصاصی ST-T نیز قابل مشاهده است.



شکل ۳: فلوتر بطنی (Ventricular Flutter). به ظاهر شدن موج نرم سینوسی توجه نمایید.



شکل ۴: فلوتر بطنی تقریباً همیشه به فیبریلاسیون بطنی (Ventricular Fibrillation) تبدیل می‌شود (همانطور که در اینجا نشان داده شده است) و نیاز به احیای قلبی ریوی و دفیبریلاسیون دارد. VFib به صورت انقباض بی‌نظم در بطن‌ها ظاهر می‌شود.

۴- تشخیص خودکار آریتمی

تلاش زیادی برای توسعه سیستم‌های خودکار تشخیص آریتمی برای نظارت بر بیماران بیمارستانی انجام شده است. در چنین سیستم‌هایی، سیگنال ECG توسط الکترودهای سطحی از بیمار دریافت می‌شود، تقویت می‌شود، فیلتر شده (پایین‌گذر) و قبل از پردازش، دیجیتالی (کوانتیزه در دامنه) می‌شود. بسیاری از تکنیک‌های پردازش سیگنال برای کاهش نویز و شناسایی ویژگی‌های مرتبط سیگنال‌های ECG دیجیتال مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. خروجی سیستم،

تشخیص ریتمی است که معمولاً ثبت می‌شود و یا روی مانیتور نمایش داده می‌شود. علاوه بر این، معمولاً تشخیص ریتم‌هایی که نیاز به توجه فوری دارند، به طور کلی یک زنگ هشدار ایجاد می‌کند. اگرچه آشکارا تشخیص فلوتر بطنی یا فیبریلاسیون بطنی باید زنگ خطر ایجاد کند، مهم است که هشدارهای کاذب (false alarms) تولید شده توسط چنین سیستم‌هایی را به حداقل برسانیم. تجربه نشان داده است که آشکارسازهای خودکار آریتمی با نرخ بالای هشدارهای کاذب معمولاً توسط کارکنان بیمارستان غیرفعال یا نادیده گرفته می‌شوند.

در قسمت اول این آزمایشگاه به طراحی فیلترهای دیجیتال برای محدودسازی فرکانسی سیگنال می‌پردازیم. در قسمت دوم این آزمایشگاه، سیستمی را برای تشخیص فلوتر بطنی و فیبریلاسیون بطنی از ریتم‌های سینوسی طبیعی طراحی، اجرا و آزمایش خواهیم کرد.

مراجع:

Clifford. G.D., ECG Statistics, Noise, Artifacts, and Missing Data in Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis, Artech House, October 2006. www/gari/ecgbook/ch3.pdf

Dubin, D. Rapid Interpretation of EKGs. Cover Publishing Co., Tampa, 1973.

Klabunde, R.E. Cardiovascular Physiology

Concepts <http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A008c.htm>

Nathanson, L. A., McClellenn, S., Safran, C., Goldberger, A.L.. ECG Wave-Maven: Self-Assessment Program for Students and Clinicians. <http://ecg.bidmc.harvard.edu/maven/>

Ideker, R.E., and Rogers, J.M., Human Ventricular Fibrillation: Wandering Wavelets, Mother Rotors, or Both? Circulation 2006;114:530-532.

Reisner, A., Clifford. G.D., Mark, R.G. The Physiological Basis of the Electrocardiogram in Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis, Artech House, October 2006. <http://alum.mit.edu/www/gari/ecgbook/ch1.pdf>

Ripley, K. and Murray, A., eds. Introduction to Automated Arrhythmia Detection. IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, 1980.

بخش اول: محدودسازی فرکانسی سیگنال/کاهش نویز

اولین داده‌ای که شما پردازش خواهید کرد از یک داوطلب سالم ثبت شده است. سیگنال با بهره ۱۰۰۰ تقویت شده، فیلتر شده تا فرکانس‌های بین ۰/۱ هرتز و ۱۰۰ هرتز را در برگیرد، سپس در ۲۵۰ هرتز نمونه‌برداری شده و با $V_{max} = 5V$ به ۱۶ بیت کوانتیزه شده است. در چهار دقیقه اول ثبت، فرد در حالت خوابیده و ساکت بوده است. در آخرین دقیقه، فرد به صورت دوره‌ای ماهیچه‌های قفسه سینه را منقبض می‌کند تا نویزهایی به سیگنال ثبت شده اضافه شود.

داده‌ها در normal.mat ذخیره شده‌اند. ماتریس داده از دو ستون تشکیل شده است، یک بردار نمونه‌های زمانی (بر حسب ثانیه) و یک بردار سیگنال ECG ثبت شده (بر حسب ولت).

الف) یک بخش معمولی ۵ تا ۱۰ ثانیه‌ای از داده‌های تمیز سیگنال ECG را در نظر گرفته و محتوای فرکانسی آن را با استفاده از تابع pwelch بررسی کنید. همچنین، بخشی ۵ تا ۱۰ ثانیه‌ای از داده‌های نویزی را انتخاب کرده و محتوای فرکانس آن را نیز بررسی کنید. ممکن است رسم طیف توان در واحد دسی بل کمک کند. توجه داشته باشید که چگونه محتوای فرکانسی سیگنال نویزی با سیگنال تمیز متفاوت است.

ب) یک فیلتر میان‌گذر (bandpass) برای محدودسازی فرکانسی سیگنال طراحی کنید. فیلتر باید نوسانات پایه (baseline fluctuations) را حذف کند و نویز فرکانس بالا را کاهش دهد. فرکانس‌های قطع را با مشاهده طیف توان برای تعیین قطع‌های فرکانس پایین و بالا که بیشتر انرژی در سیگنال را حفظ می‌کنند، انتخاب کنید (انرژی نویز baseline را به عنوان انرژی سیگنال در نظر بگیرید). نیازی به طراحی فیلترهایی با باندهای انتقال (transition bands) بسیار تیز نیست. به طور خاص، در انتخاب فرکانس قطع پایین فیلتر خود انعطاف‌پذیر باشید.

پاسخ فرکانسی فیلتر میان‌گذر خود را محاسبه کنید. پاسخ ضربه فیلتر و پاسخ فرکانسی آن (دسی‌بل بر حسب هرتز) را رسم کنید.

ج) کارایی فیلتر طراحی شده را با فیلتر کردن بخش‌های تمیز و نویزی (هر کدام ۵ تا ۱۰ ثانیه) از داده‌های ECG نشان دهید. فیلتر شما چقدر نویز را حذف می‌کند؟

* نکات و راهنمایی‌ها:

- مطمئن شوید که تمام محورهای نمودار به طور مناسب با متغیرها و واحدها برچسب‌گذاری شده‌اند، برای مثال زمان (ثانیه).

- برای نمایش پاسخ ضربه فیلتر، به جای plot، از stem استفاده کنید.
- هنگامی که به پاسخ فرکانسی یک فیلتر نگاه می کنید، دامنه را بر حسب واحد دسی بل به عنوان تابعی از هرتز رسم کنید.

بخش دوم: تشخیص آریتمی های بطنی

در این بخش از آزمایش، سیستمی برای تشخیص آریتمی های بطنی طراحی خواهید کرد. بخش های غیرنرمال ECG که ما استفاده خواهیم کرد از پایگاه داده آریتمی بطنی بدخیم بیمارستان MIT-BIH گرفته شده است. هر فایل شامل یک بخش داده ۵ دقیقه ای از یک بیمار متفاوت است. سیگنال ها با فرکانس ۲۵۰ هرتز نمونه برداری و به ۱۲ بیت کوانتیزه شدند.

الف) برای طراحی سیستم خود، ابتدا باید معیارهایی را برای تمایز بین ECG طبیعی و فلوتر/فیبریلاسیون بطنی تعیین کنید. یک یا چند فایل داده فهرست شده در زیر را انتخاب کنید، آنها را با استفاده از تابع load در Matlab بخوانید و سیگنال های ECG را بررسی کنید (دو فایل اول لیست احتمالاً ساده ترین برای شروع هستند). هر بخش ECG غیرنرمال (abnormal) حاوی بخشی است که برای آن بیمار "طبیعی" است. دو یا سه جفت بخش داده را انتخاب کنید، جایی که هر جفت شامل یک ریتم "طبیعی" برای آن بیمار و بخشی است که در آن آریتمی بطنی رخ می دهد. محتوای فرکانس تمام بخش ها را با استفاده از pwelch تجزیه و تحلیل کنید و بین بخش های عادی و آریتمی مقایسه کنید. از مشاهدات خود برای ارائه معیاری برای تشخیص آریتمی های بطنی از ریتم های طبیعی استفاده کنید.

* فهرست داده های ECG:

n_422.mat - episode of ventricular fibrillation
n_424.mat - episode of ventricular fibrillation
n_426.mat - ventricular fibrillation and low frequency noise
n_429.mat - ventricular flutter (2 episodes) and ventricular tachycardia
n_430.mat - ventricular flutter and ventricular fibrillation
n_421.mat - normal sinus rhythm with noise
n_423.mat - atrial fibrillation and noise

* توجه: داده های ECG مربوط به هر بیمار در فایل mat. قرار داده شده اند و توضیحات و تفسیر ضربان های هر داده، در فایل txt. با شماره متناظر آن قرار داده شده اند.

ب) بخش‌های آریتمی بطنی چه تفاوتی با بخش‌های نرمال در هر دو حوزه زمان و فرکانس دارند؟ (نمودارهای مربوطه را بیاورید)

پ) می‌خواهیم برای هر یک از سیگنال‌های داده‌شده، برچسب ارائه‌شده توسط متخصص را برای پنجره‌های مختلف زمانی تعیین کنیم و از آن به عنوان برچسب واقعی در ارزیابی روش‌ها استفاده کنیم (استاندارد طلایی). بدین منظور پنجره‌هایی به طول ۱۰ ثانیه و با هم‌پوشانی ۵۰٪ (۵ ثانیه) (*new_win*) در نظر می‌گیریم (برای هر یک از سیگنال‌های داده‌شده، طول بردار برچسب‌های واقعی ۵۹ خواهد شد). برای تعیین برچسب‌ها از فایل *txt*. متناظر با هر داده استفاده می‌کنیم. به این صورت که بازه‌های مشخص‌شده در فایل را با برچسب متناظر در نظر گرفته و ابتدا و انتهای هر پنجره (*new_win(1)* و *new_win(end)*) را مشخص کرده و اگر هر دو در یک بازه واقع بودند، برچسب متناظر را برای آن پنجره در نظر می‌گیریم. این کار را برای داده اول (*n_422.mat*) انجام داده و برچسب متناظر هر پنجره را تعیین کنید. همچنین شماره نمونه پایانی هر پنجره را نیز ذخیره کنید. به طور مثال می‌توانید برچسب‌ها را برای داده اول به صورت زیر تخصیص دهید:

1: Normal

2: VFIB

3: VT

4: Noise

0: None

در صورتی که بخشی از یک پنجره مربوط به یک حالت یا ناهنجاری بوده و بخشی از آن مربوط به ناهنجاری یا حالت دیگر، به آن برچسب 0 نسبت دهید.

ت) در مورد سیگنال *n_422* فقط تشخیص پنجره‌های *VFIB* از *Normal* برای ما مهم است. ابتدا می‌خواهیم کارایی ویژگی‌های فرکانسی را در طبقه‌بندی این دو نوع پنجره بررسی کنیم. از بین ویژگی‌های مختلف فرکانسی، چند ویژگی را انتخاب کرده و برای همه پنجره‌های داده محاسبه نمایید. می‌توانید از دستورات زیر استفاده کنید (*bandpower* (با در نظر گرفتن محدوده‌ای مختلف فرکانسی / با استفاده از نتایج بخش ب))، *medfreq*، *meanfreq* و ...).

ث) برای هر یک از ویژگی‌های محاسبه‌شده در قسمت (ت)، هیستوگرام (*hist*) ویژگی را برای دو کلاس *VFIB* و *Normal* رسم کرده و با هم مقایسه کنید. آیا دو کلاس با استفاده از این ویژگی‌ها قابل جداسازی هستند؟ برای هر ویژگی آستانه‌ای برای طبقه‌بندی دو کلاس انتخاب نمایید.

ج) با توجه به نتایج قسمت (ث)، دو ویژگی کارا را انتخاب کرده و برای هر یک، تابع *va_detect.m* را تکمیل کرده و بردار *alarm* (خروجی تشخیص داده‌شده توسط ویژگی مورد بررسی) را به دست آورید. نحوه

پنجره‌گذاری در تابع *va_detect.m* مشابه پنجره‌گذاری انجام‌شده در قسمت (پ) است و در نتیجه بردار *alarm* طولی مشابه بردار برچسب‌های واقعی در قسمت (پ) دارد.

چ) برای هر یک از ویژگی‌های بخش (ج)، ماتریس *Confusion* (دو کلاس، با در نظر گرفتن *VFIB* به عنوان *positive* و *Normal* به عنوان *negative*) را تشکیل داده و معیارهای *Accuracy*، *Sensitivity* و *Specificity* را محاسبه نمایید. در مورد پنجره‌هایی که برچسبی به جز *Normal* و *VFIB* دارند، چه تشخیصی انجام شده است؟

ح) در این بخش می‌خواهیم کارایی ویژگی‌های مورفولوژیک (شکلی-زمانی) و آماری را در طبقه‌بندی پنجره‌های *VFIB* و *normal* بررسی کنیم. از بین ویژگی‌های مختلف مورفولوژیک و آماری، چند ویژگی را انتخاب کرده و برای همه پنجره‌های داده محاسبه نمایید. می‌توانید از ویژگی‌های زیر استفاده کنید:

- ماکزیمم دامنه (*max*)

- مینیموم دامنه (*min*)

- *peak-to-peak*

- استفاده از دستور *findpeaks* برای تعیین نقاط ماکزیمم و مینیموم محلی و استفاده از آن برای تعیین میانگین دامنه پیک‌های *R*.

- تعداد نقاط عبور از صفر

- واریانس دامنه‌ها (*var*)

خ) برای هر یک از ویژگی‌های محاسبه‌شده در قسمت (ح)، هیستوگرام (دستور *hist*) ویژگی را برای دو کلاس *VFIB* و *Normal* رسم کرده و با هم مقایسه کنید. آیا دو کلاس با استفاده از این ویژگی (ها) قابل جداسازی هستند؟ برای هر ویژگی آستانه‌ای برای طبقه‌بندی دو کلاس انتخاب نمایید.

د) با توجه به نتایج قسمت (خ)، دو ویژگی را انتخاب کرده و برای هر یک، تابع *va_detect.m* را تکمیل کرده و بردار *alarm* (خروجی تشخیص داده‌شده توسط ویژگی مورد بررسی) را به دست آورید.

ذ) برای هر یک از ویژگی‌های بخش (د)، ماتریس *Confusion* (دو کلاس، با در نظر گرفتن *VFIB* به عنوان *positive* و *Normal* به عنوان *negative*) را تشکیل داده و معیارهای *Accuracy*، *Sensitivity* و *Specificity* را محاسبه نمایید. در مورد پنجره‌هایی که برچسبی به جز *Normal* و *VFIB* دارند، چه تشخیصی انجام شده است؟

ر) بخش‌های (پ) تا (ذ) را بر روی داده دوم (n_424.mat) تکرار نمایید.

ز) بهترین آشکارساز به‌دست‌آمده برای داده اول را با بهترین آشکارساز به‌دست‌آمده برای داده دوم مقایسه کنید.

ژ) بهترین آشکارساز به‌دست‌آمده برای داده اول را بر روی داده دوم اعمال کرده و نتیجه آن را بررسی کنید. همین کار را با بهترین آشکارساز به‌دست‌آمده برای داده دوم انجام دهید و آن را بر داده اول اعمال کنید.

س) از بین آشکارسازهای طراحی‌شده، یک آشکارساز را به عنوان بهترین آشکارساز انتخاب کرده و آن را بر حداقل یکی دیگر از سیگنال‌ها اعمال کنید و نتایج آن را بررسی کنید. به طور خاص، دو فایل آخر به شما این فرصت را می‌دهند که ببینید آیا سیستم شما در صورت وجود نویز زیاد، اما بدون آریتمی بطنی، هشدار کاذب (false alarm) تولید می‌کند یا خیر. آیا آشکارساز شما هشدار کاذب (false alarm)، تشخیص از دست رفته (missed detections) یا هر دو را تولید می‌کند؟ در چه شرایطی آشکارساز شما بیشتر مستعد خطا است؟