





دانشکده مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات  
گروه هوش مصنوعی

# تحلیل نوار الکتروگرام به منظور بهبود تشخیص آریتمی‌های قلبی در دستگاه‌های پزشکی

اشکان پارسی

اساتید راهنما:

دکتر علی‌اکبر پویان

استاد مشاور:

دکتر حمیدرضا مشرقی‌مقدم

پایان‌نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

بهمن ۱۳۹۱

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده: مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات

گروه: هوش مصنوعی

پایان نامه کارشناسی ارشد آقای اشکان پارسی

تحت عنوان: تحلیل نوار الکتروگرام به منظور بهبود تشخیص آریتمی های قلبی در دستگاه های

پزشکی

در تاریخ ۹۱/۱۱/۱۴ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد مورد ارزیابی و با درجه ..... مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	امضاء	استاد راهنما	امضاء
	جناب آقای دکتر حمیدرضا مشرفی مقدم	جناب آقای دکتر علی اکبر پویان	

امضاء	امضاء	اساتید داور	امضاء
	نام و نام خانوادگی:	نام و نام خانوادگی:	
	نام و نام خانوادگی:	نام و نام خانوادگی:	

تو که خواهی که جاویدان جهان یکسر بیاری  
صبارا که بر دار و زمانی برقع از رویت  
وگر رسم فنا خواهی که از عالم براندازی  
برافشان تا فرویز و خزاران جان ز حریمت  
من و باد صبا مکسین دو سر کردن بی حاصل  
من از افنون چشمت مست و او از بوی کیویت

تقدیم به پدر و مادر گانجام، برادر و خواهرم که وجودشان تکیه گاهی برای تمام سخطه های سخت من و دعای ایشان  
تنها سرمایه بال کشور منم بسوی خوشبختی است.

و تقدیم به همسر مهربانم که با هر سخطه همدلی و همراهی، سرمای ناامیدی را در دلم سوزاند.

## مشکر و قدردانی

سپاس بر آفریننده مهربانی که لطفش را ارزانی داشت تا استوار، گامی در جهت خوب بودن و خوب زیستن بردارم.

بر خود لازم می‌دانم از زحمات و راهنمایی‌های ارزنده استاد، دکتر علی اکبر پویان که در طول این تحقیق همواره، راهنمای من بوده است، مشکر کنم. بی‌شک این تحقیق بدون حمایت‌های ایشان به سرانجام نمی‌رسید. بسیار خوشحالم که فرصت دانش‌اندوزی از علم او و همراهی با شخصیت منحصر به فرد وی، نصیب من گردید. ایشان، استادی دانش‌پژوه، با اخلاق، منظم و قابل احترام هستند که در طول دوران دانشگاهی بنده، نقشی فراتر از یک استاد راهنما، داشته است.

مراتب تقدیر و تشکر خود را از دکتر حمیدرضا مشرفی مقدم اعلام می‌دارم. وی علی‌رغم وجود مشغله بسیار در بیمارستان شهید رجایی و دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، در به اشتراک گذاشتن دانش خود، از هیچ تلاشی فروگذار نمی‌کردند. در مدت آشنایی، بیشتر از مشاوره، همراهی و هدایتی ایشان را در کنارم داشتم. زحماتتان را ارج می‌نهم. و در انتها تقدیر و تشکر از آنان که آفتاب راه دیگران هدیه می‌دهند و خود منبعی بی‌انتهای آنند. من نیز سپاس می‌گویم برای روشنگری‌های استادان بزرگم، جناب دکتر مرتضی زاهدی و جناب دکتر حمید حسن پور که در طول دوران دانشگاهی، خورشید را من بودند.

## تعهدنامه

اینجانب اشکان پارسی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی کامپیوتر دانشکده کامپیوتر و فناوری اطلاعات دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه تحلیل نوار الکتروگرام به منظور بهبود تشخیص آریتمی های قلبی در دستگاه های پزشکی تحت راهنمایی دکتر علی اکبر پویان متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

### مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

## چکیده

سالانه افراد زیادی به علت داشتن آریتمی‌های کشنده قلبی، جان خود را از دست می‌دهند. بیشتر آریتمی‌های کشنده، در ناحیه بطنی رخ می‌دهند. تندلی بطنی (VT) و تندلی بی‌نظم بطنی (VF) از جمله مهم‌ترین اختلالات قلبی در ناحیه بطنی هستند، که بیشترین سهم را در مرگ ناگهانی قلب (SCD) و فوت انسان دارند؛ در نتیجه، تحقیقات در زمینه پیش‌بینی آریتمی‌های VT-VF به منظور جلوگیری از SCD به صورت گسترده‌ای در حال انجام است. امروزه، استفاده از دستگاه‌های قابل کاشت تنظیم‌کننده ضربان قلب، از جمله ICD، بهترین روش درمان آریتمی‌های VT-VF می‌باشند. این دستگاه‌ها، در بدن بیمار نصب شده و با تشخیص آریتمی‌های متفاوت، درمان لازم از جمله شوک الکتریکی را اعمال می‌نمایند.

در این پایان‌نامه با استفاده از سیگنال‌های استخراجی از دستگاه‌های ICD با نام نرخ تغییرات ضربان قلب (HRV)، به پیش‌بینی وقوع آریتمی‌های VT-VF پرداخته‌ایم. در روال پیش‌بینی، ابتدا با استفاده از تبدیل موجک و فیلتر میانه، ضربان‌های نابجا و مصنوعی حذف شده‌است. ویژگی‌های استخراجی از سیگنال HRV در دو روش ارائه شده‌اند. در روش اول ضرایب خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی سیگنال در حالت زمان-کوتاه و به صورت پنجره‌ای مورد استفاده قرار گرفتند. نتیجه استفاده از این ویژگی‌ها به همراه الگوریتم دسته‌بندی بردار ماشین پشتیبان (SVM) با دقت ۸۲٫۵٪، بهبودی جزئی را نسبت به تحقیقات گذشته در زمینه پیش‌بینی آریتمی‌های VT-VF تولید نمود. استخراج ضرایب فوریه-بسل مجموعه دوم ویژگی‌های پیشنهادی را تشکیل داد. با بکاربردن این ویژگی‌ها و استفاده از خاصیت غیرایستای موجک‌های بسل، نتیجه به دست آمده با ده درصد بهبود، در معیار دقت، برابر با ۹۳٪ ارائه شد. با این بهبود، میزان شوک‌های نابجا توسط دستگاه‌های ICD به شدت کاهش یافته، و میزان شوک‌های نجات‌دهنده افزایش پیدا می‌کند.

**کلمات کلیدی:** مرگ ناگهانی قلب، آریتمی‌های بطنی، دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب، نرخ

تغییرات ضربان قلب، ضریب خودهمبستگی، عبور از صفر سیگنال، انرژی سیگنال، ضرایب فوریه-بسل.

## لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

- [1] Ali Akbar Pouyan, Ashkan Parsi, Hamid Reza Mashreghi Moghadam, **“Prediction of Ventricular Tachyarrhythmias in Short-term Heart Rate Variability Signals Obtained from ICDs,”** Biomedical Engineering, IEEE Transactions on.
- [2] Ali Akbar Pouyan, Ashkan Parsi, Hamid Reza Mashreghi Moghadam, **“Prediction of Ventricular Tachyarrhythmias Using Fourier-Bessel Expansion in Short-term HRV Signals Obtained from ICDs,”** 11<sup>th</sup> Iranian Conference in Intelligent Systems, Kharazmi University, Tehran – February 27<sup>th</sup> & 28<sup>th</sup>, 2013.

[۳] اشکان پارسی، علی اکبر پویان و حمیدرضا مشرقی مقدم، "پیش بین آریتمی های مرگ آور بطنی بوسیله تحلیل علائم استخراجی از دستگاه های تنظیم کننده ضربان قلب،" دوفصل نامه علمی-پژوهشی پردازش هوشمند علائم و داده ها.



## فهرست مطالب

صفحه		عنوان
		۱- مقدمه
۲	-----	۱-۱- مقدمه‌ای بر قلب و نحوه کارکرد
۳	-----	۲-۱- تعریف مسئله
۵	-----	۳-۱- ساختار پایان‌نامه
		۲- مروری بر مفاهیم و کارهای گذشته
۸	-----	۱-۲- مقدمه
۸	-----	۲-۲- سیگنال‌های قلبی سطحی و داخلی
۹	-----	۱-۲-۲- سیگنال قلبی الکتروکاردیوگرام
۱۲	-----	۲-۲-۲- سیگنال قلبی الکتروگرام
۱۴	-----	۳-۲- آریتمی‌های قلبی و پیش‌بینی آنها
۲۴	-----	۴-۲- نتیجه‌گیری
		۳- ارائه روش پیشنهادی
۲۷	-----	۱-۳- مقدمه
۲۸	-----	۲-۳- معرفی پایگاه داده SVTD
۲۹	-----	۳-۳- حذف ضربان‌های نابجا
۳۱	-----	۱-۳-۳- تبدیل موجک
۳۶	-----	۲-۳-۳- فیلتر میانه
۳۸	-----	۴-۳- بررسی روش‌های استخراج ویژگی
۳۸	-----	۱-۴-۳- استخراج ویژگی در بازه‌های زمانی کوتاه
۳۹	-----	۱-۴-۳-۱- خودهمبستگی
۴۲	-----	۲-۴-۳-۱- عبور از صفر
۴۳	-----	۳-۴-۳-۱- انرژی سیگنال
۴۴	-----	۲-۴-۳- استخراج ویژگی‌های فوریه-بسل
۴۸	-----	۵-۳- دسته‌بندی سیگنال HRV
۵۱	-----	۶-۳- نتیجه‌گیری

#### ۴- پیاده‌سازی ارزیابی نتایج

۵۳	-----	۱-۴- مقدمه
۵۷	-----	۲-۴- معرفی معیارهای ارزیابی
۶۲	-----	۳-۴- نتایج دسته‌بندی
۶۵	-----	۱-۳-۴- دسته‌بندی پیش از وقوع VT
۶۸	-----	۲-۳-۴- دسته‌بندی پیش از وقوع VF
۷۰	-----	۳-۳-۴- دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF
۷۳	-----	۴-۴- مقایسه و نتیجه‌گیری

#### ۵- نتیجه‌گیری و کارهای آینده

۷۷	-----	۱-۵- نتایج تحقیق
۷۸	-----	۲-۵- کارهای آتی
۷۹	-----	۶- مراجع

## فهرست اشکال

صفحه	عنوان
۲	شکل (۱-۱) نمایشی از ساختار قلب انسان
۱۱	شکل (۱-۲) نقشه یک ضربان قلب: الف. نمودار ECG برای یک ضربان قلب. ب. مکان گره سینوسی، گره دهلیزی-بطنی و سیستم انتقال پورکینژ
۱۳	شکل (۲-۲) نمایی از دستگاه‌های ICD. الف. اولین ICD ساخته‌شده توسط دکتر Rune Elmquist. ب. نمایشی از اندازه ICDs امروزی
۱۶	شکل (۱-۲) نمایش آریتمی‌های متفاوت در کنار ضربان طبیعی بدن انسان. الف. نمونه ضربان طبیعی یا نرمال. ب. نمونه ضربان SVT. ج. نمونه ضربان AF. د. نمونه ضربان VT.
۱۸	شکل (۲-۲) محل کاشت ICD و حسگرهای آن (Leads).
۲۵	شکل (۳-۲) نمایشی از سیستم پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs.
۳۱	شکل (۱-۳) نمونه‌ای از سیگنال‌های HRV از بیمار ۰۰۳۹: الف. سیگنال طبیعی در دسته CON Series. ب. سیگنال پیش از وقوع آریتمی VT.
۳۳	شکل (۲-۳) نمایشی از عبور سیگنال، زمان استفاده از تبدیل موجک در هر مرحله
۳۴	شکل (۳-۳) تقسیم سیگنال با انجام متوالی تبدیل موجک
۳۵	شکل (۴-۳) نمونه بازسازی‌شده سیگنال HRV با اولین مجموعه ضرایب تقریبی از تبدیل موجک به همراه سیگنال اولیه برای بیمار ۰۰۳۹. الف. سیگنال CON Series. ب. سیگنال بازسازی‌شده CON Series. ج. سیگنال VT Series. د. سیگنال بازسازی‌شده VT Series.
۳۷	شکل (۵-۳) نمونه اعمال فیلتر میانه در آخرین مرحله حذف ضربان‌های نابجا به همراه سیگنال اولیه و خروجی بازسازی تبدیل موجک برای بیمار ۰۰۳۹. الف. سیگنال CON Series. ب. سیگنال بازسازی‌شده CON Series. ج. نتیجه اعمال فیلتر میانه بر روی سیگنال CON Series. د. سیگنال VT Series. ه. سیگنال بازسازی‌شده VT Series. و. نتیجه اعمال فیلتر میانه بر روی سیگنال VT Series.
۴۱	شکل (۶-۳) نمایش ضرایب خودهمبستگی بر روی سیگنال CON Series و VT Series برای بیمار ۰۰۵۹ در پنجره‌های با طول ۵۰۰. الف. سیگنال CON Series. ب. سیگنال VT Series. ج. ضرایب خودهمبستگی برای سیگنال CON Series. د. ضرایب خودهمبستگی برای سیگنال VT Series.
۴۵	شکل (۷-۳) نمایش تابع بسل با دو مقدار تفکیک‌پذیری.
۴۷	شکل (۸-۳) بازسازی سیگنال HRV با تعداد ضرایب الف: ۱۰، ب: ۲۵، ج: ۵۰ و د: ۱۰۰ از تبدیل فوریه-بسل.
۵۰	شکل (۹-۳) نحوه عملکرد تابع هسته در تبدیل از فضای وروی به فضای ویژگی.

- ۵۴ شکل (۱-۴) ساختار کلی روش های پیشنهادی. الف. ویژگی ها زمان-کوتاه. ب. ویژگی های فوریه-بسل.
- ۵۶ شکل (۲-۴) نمایشی از معروف ترین موجک های مادر. الف. موجک Haar. ب. موجک Daubechies (db2). ج. موجک Symlet (sym8). د. موجک Mexican-Hat.
- ۶۰ شکل (۳-۴) مثالی از نمودار ROC و خط مبنا در این نمودار
- ۶۴ شکل (۴-۴) نمایش تغییرات میانگین RMSE با تغییر تعداد ضرایب فوریه-بسل
- ۶۴ شکل (۵-۴) میانگین زمان محاسبه ضرایب فوریه-بسل برای مجموعه آموزش
- ۶۷ شکل (۶-۴) نمودار ROC برای دسته بندی پیش از وقوع VT. الف. ویژگی های زمان-کوتاه به صورت جداگانه و مجموع. ب. مجموعه ویژگی های زمان-کوتاه و در مقایسه با ویژگی های فوریه-بسل.
- ۶۹ شکل (۷-۴) نمودار ROC برای دسته بندی پیش از وقوع VF. الف. ویژگی های زمان-کوتاه به صورت جداگانه و مجموع. ب. مجموعه ویژگی های زمان-کوتاه و در مقایسه با ویژگی های فوریه-بسل.
- ۷۲ شکل (۸-۴) نمودار ROC برای دسته بندی پیش از وقوع VT-VF. الف. ویژگی های زمان-کوتاه به صورت جداگانه و مجموع. ب. مجموعه ویژگی های زمان-کوتاه و در مقایسه با ویژگی های فوریه-بسل.

## فهرست جداول

صفحه	عنوان
۲۳	جدول (۱-۲) نتایج بدست آمده در مرجع [۵۰] به منظور پیش بینی VT, VF و VT-VF با استفاده از ویژگی های خطی و غیر خطی
۵۰	جدول (۱-۳) نمونه هایی از انواع توابع هسته
۵۵	جدول (۱-۴) تعداد سیگنال های HRV در دسته های VT Series, VF Series, VT-VF Series و CON Series
۶۲	جدول (۲-۴) تغییرات مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار برای هر ویژگی در کلاس های پیش از وقوع VT, VF, VT-VF و سیگنال سالم (CON Series)
۶۵	جدول (۳-۴) تغییرات مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار برای مجموع ضرایب فوریه-بسل در کلاس های پیش از وقوع VT, VF, VT-VF و سیگنال سالم (CON Series)
۶۶	جدول (۴-۴) نتایج دسته بندی سیگنال ها در دسته های پیش از وقوع VT به وسیله دسته بند SVM برای ویژگی های استخراجی
۶۷	جدول (۵-۴) نتایج معیار AUC برای دسته بندی سیگنال های پیش از وقوع VT.
۶۸	جدول (۶-۴) نتایج دسته بندی سیگنال ها در دسته های پیش از وقوع VF به وسیله دسته بند SVM برای ویژگی های استخراجی
۶۹	جدول (۷-۴) نتایج معیار AUC برای دسته بندی سیگنال های پیش از وقوع VT.
۷۱	جدول (۸-۴) نتایج دسته بندی سیگنال ها در دسته های پیش از وقوع VT-VF به وسیله دسته بند SVM برای ویژگی های استخراجی
۷۲	جدول (۹-۴) نتایج معیار AUC برای دسته بندی سیگنال های پیش از وقوع VT-VF.
۷۴	جدول (۱۰-۴) مقایسه نتایج بدست آمده در کنار تحقیقات پیشین

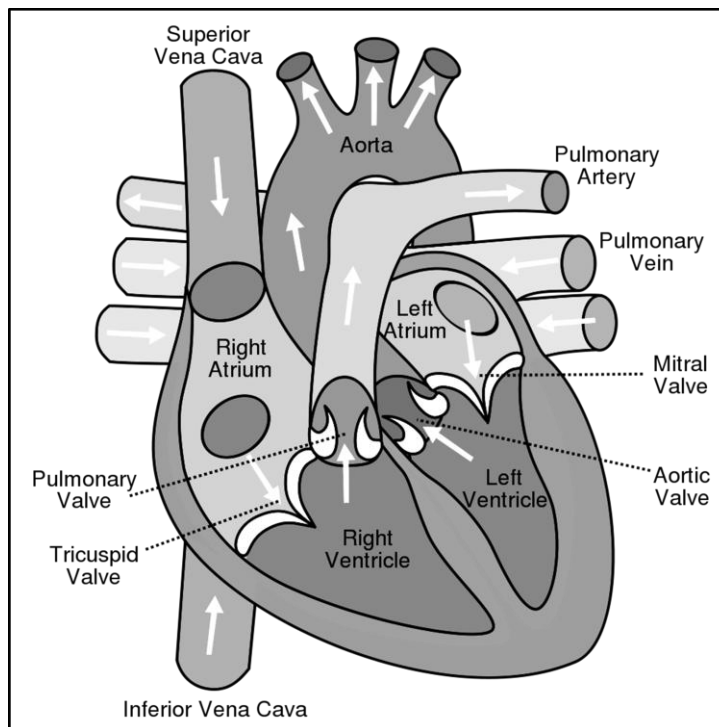
فصل اول

مقدمه

## ۱-۱- مقدمه‌ای بر قلب و نحوه کارکرد

قلب به عنوان مرکز سیستم خون‌رسانی، در هر تپش مواد ضروری را به نقاط مختلف بدن انتقال می‌دهد. اکسیژن، ترکیبات غذایی و هورمون‌ها به وسیله خون به بافت‌های مختلف بدن رسیده و مواد زائد همچون دی‌اکسید کربن و اسید اوریک به ترتیب به شش‌ها و کلیه انتقال می‌یابند. عملکرد قلب و ماهیچه‌هایش می‌تواند بر روی سیستم کنترلی و تعادلی بدن تأثیر مستقیم بگذارد و عدم کارکرد مناسب و به موقع آن نشانگر وجود اختلالی اساسی در بدن می‌باشد.

بررسی کارکرد قلب در بدن به صورت معمول، ترکیبی از مفاهیم علم فیزیک و پزشکی را شامل می‌شود. ساختار این عضو حیاتی در شکل (۱-۱) نشان داده شده‌است. همانطور که دیده می‌شود قلب را می‌توان به پمپ‌کننده راست و چپ تقسیم‌بندی نمود. طرف راست وظیفه پمپاژ خون به شش‌ها را داشته و طرف چپ از طریق شریان آئورت<sup>۱</sup> وظیفه پمپاژ خون را به دیگر بافت‌ها و ارگان‌های حیاتی بدن دارد.



شکل (۱-۱) نمایشی از ساختار قلب انسان

<sup>۱</sup> Aorta

هر سمت از قلب به دو حفره با نام‌های دهلیز<sup>۱</sup> و بطن<sup>۲</sup> تقسیم‌بندی می‌شود. وظیفه اصلی خون-رسانی با ماهیچه‌های بطنی است و در کنار آنها حفره‌های دهلیزی به عنوان یک منبع ذخیره، راه ورود خون به بطن‌ها می‌باشند. در یک دوره گردش کامل، ابتدا خون از بطن راست برای گرفتن اکسیژن در یک گردش کوچک و به اصطلاح ششی به سمت شش‌ها رفته و خون اکسیژن‌دار به دهلیز چپ بازمی‌گردد. پس از انتقال خون از دهلیز چپ به بطن چپ، خون دارای اکسیژن از طریق شریان آئورت به تمام نقاط بدن پمپاژ می‌شود؛ به همین دلیل بطن چپ دارای ماهیچه‌هایی بزرگتر و حجیم‌تر از بطن راست است. وجود دیواره میانی نیز باعث عدم ترکیب شدن خون در بطن چپ و راست می‌شود و این موضوع به علت تمایز در وجود اکسیژن، ضروری می‌باشد.

مجموعه عملیات خون‌رسانی با مراحل پیچیده، باید در بازه‌های زمانی مشخصی اجرا شوند. عدم اجرا هر یک از قسمت‌های انتقال خون و پمپاژ در دهلیزها و بطن‌ها باعث ایجاد بی‌نظمی در ضربان قلب می‌شود. این بی‌نظمی‌ها با نام آریتمی<sup>۳</sup> شناخته می‌شوند. منشأ آریتمی‌ها ممکن است از قلب یا سایر اعضای بدن باشد که بدرستی کار نمی‌کنند. مستقل از علت وجود، آریتمی‌ها می‌توانند در کار بدن اشکال ایجاد و در صورت تداوم در مواقعی باعث ایست قلبی و فوت انسان گردند.

## ۱-۲- تعریف مسئله

با توجه به اهمیت قلب به عنوان عضوی حیاتی در بدن، از دیرباز تاکنون تحقیقات بسیار زیادی در زمینه کارکرد عصبی و ماهیچه‌ای قلب انجام گرفته‌است و این تحقیقات بصورت گسترده‌ای در مراکز درمانی و دانشگاه‌ها در حال تکامل و توسعه می‌باشند. این تحقیقات در زمینه‌هایی چون بررسی رفتار قلب، استخراج علائم حیاتی از آن و روش‌های درمان بیماری‌های قلبی پیشرفت‌های چشم‌گیری داشته‌است؛ اما در بعضی از شاخه‌های مهم همچون پیشگیری از حمله‌های قلبی که یکی از عوامل شاخص در مرگ‌ومیر انسان است، نتایج بدست‌آمده، همچنان مطلوب و رضایت‌بخش نمی‌باشد [۱].

<sup>1</sup> Atrium

<sup>2</sup> Ventricle

<sup>3</sup> Arrhythmia



از جمله آریتمی‌های کشنده که سهم بسیار زیادی در وقوع مرگ ناگهانی قلب<sup>۱</sup> (SCD) دارد، می‌توان به ضربان‌های قلب بیش از حد سریع در ناحیه بطنی<sup>۲</sup> به اختصار VTAs اشاره نمود. در این پژوهش برانیم تا با پردازش و دسته‌بندی سیگنال‌های بدست‌آمده از دستگاه‌های پزشکی، خطرناک‌ترین آریتمی‌ها از دسته VTAs را که موجب مرگ ناگهانی قلب می‌شود، پیش‌بینی کنیم. سیگنال‌های مورد نظر با نام نرخ تغییرات ضربان قلب<sup>۳</sup>، از دستگاه‌های قابل کاشت تنظیم‌کننده ضربان قلب<sup>۴</sup> با نام ICD استخراج شده‌اند. زمان ثبت این سیگنال‌ها ۱۰ دقیقه قبل از وقوع آریتمی‌هایی کشنده از دسته VTAs می‌باشد.

پیش‌بینی وقوع این دسته از آریتمی‌ها به همراه درمان‌های غیرتهاجمی توسط ICD علاوه بر کاهش مصرف الکتریکی این دستگاه، صرفه‌جویی در استفاده از انرژی ذخیره‌شده و درمانی کم درد، می‌تواند خطر مرگ ناگهانی قلب را بشدت کاهش دهد. نتایج بدست‌آمده در پژوهش‌های گذشته با در نظر گرفتن ارتباط نزدیک این نتایج با نجات جان افراد، تا رسیدن به شاخص‌های قابل قبول در علم پزشکی، فاصله زیادی دارد. همچنین افزایش درصد تشخیص درست موجب کاهش شوک‌های الکتریکی نابجا، می‌شود [۲]. شوک الکتریکی نابجا زمانی رخ می‌دهد که دستگاه‌های ICD ضربان درست قلب را به اشتباه، آریتمی‌های مرگ‌آور تشخیص دهند. این شوک‌ها که بصورت خودکار با تشخیص آریتمی توسط دستگاه‌های ICD اعمال می‌شوند، بسیار دردآور، استرس‌زا و مضر بوده و باعث اتمام سریع شارژ باتری در آنها می‌شوند. در مواردی تشخیص نادرست آریتمی و اعمال شوک توسط دستگاه‌های ICDs، خود باعث تولید آریتمی‌هایی مرگ‌آور می‌شود. در تحقیقاتی معروف به MADIT II [۱] از ۷۱۹ بیمار دارای ICD، ۱۱٫۵ درصد آنها شوک نابجا را تجربه کرده‌اند.

با توجه به موارد بیان‌شده، در راستای بهبود پیش‌بینی آریتمی‌های مرگ‌آور و افزایش کارایی دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب از جمله ICDs، این پژوهش با بکارگیری روش‌های هوش

<sup>1</sup> Sudden Cardiac Death (SCD)

<sup>2</sup> Ventricular Tachyarrhythmias (VTAs)

<sup>3</sup> Hear Rate Variability (HRV)

<sup>4</sup> Implantable Cardioverter Defibrillators (ICDs)

مصنوعی ارائه شده است. با استفاده از روش‌های پردازش سیگنال و دسته‌بندی آنها نتایج قابل قبولی در زمینه پیش‌بینی آریتمی‌های مرگ‌آور بطنی بیان شده که در ادامه پایان‌نامه به بررسی آنها می‌پردازیم. در بیانی کلی می‌توان اهداف این پژوهش را به شرح زیر بیان نمود:

۱- ارائه روش‌هایی به منظور بهبود کارایی دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب از جمله ICDs

که منجر به کاهش شوک‌های نابجا و افزایش تشخیص درست می‌شود.

۲- استخراج ویژگی‌ها با در نظر گرفتن روش‌های تشخیص مستقیم پزشک: بررسی شاخص‌های

فیزیکی در قلب هنگام رخداد آریتمی‌های بطنی به ویژه VTAs و تأثیرات آن بر شمای

سیگنال خروجی.

۳- استفاده از سیگنال‌های نوین بدست‌آمده از دستگاه‌های ICD که با دقت بیشتری رفتار قلب را

ثبت می‌نمایند.

این پایان‌نامه دو روش کلی را برای پیش‌بینی آریتمی‌های قلبی VTAs معرفی می‌نماید. روش اول

با ارائه ویژگی‌هایی ساده میزان دقت خروجی را با افزایش جزئی نسبت به کارهای پیشین به ۸۲٫۵

درصد بهبود می‌دهد و در خروجی روش دوم با مقدار دقت ۹۳ درصد، پیشرفتی ده درصدی را به‌مراه

داریم. با در نظر گرفتن بهبودهای صورت‌گرفته، پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs به درصدی قابل قبول

برای اعمال در دستگاه‌های پزشکی می‌رسد.

### ۳-۱- ساختار پایان‌نامه

در این پایان‌نامه مراحل سیستم خودکار پیش‌بین آریتمی‌های مرگ‌آور بطنی به منظور استفاده در

دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب بیان شده است. ساختار و محتوای پایان‌نامه شامل پنج فصل

است. چکیده‌ای از فصل‌های آینده در ادامه بیان شده است:

فصل دوم - مروری بر مفاهیم و کارهای گذشته: در ابتدای این فصل به معرفی مفاهیم اولیه

همچون بیان انواع آریتمی‌های قلبی و سیگنال‌های سطحی و داخلی می‌پردازیم. در ادامه کارهای

انجام شده در زمینه پیش‌بینی آریتمی‌های مرگ‌آور قلبی را به اجمال بیان می‌نماییم؛ معایب هر کدام را بیان کرده، روش‌های مفید و کارا را بررسی می‌کنیم.

فصل سوم - *ارائه روش پیشنهادی*: در این فصل پس از معرفی روش مورد استفاده در کاهش نویز، روش‌های گوناگون استخراج ویژگی را بیان کرده و با ترکیب آنها، راهکار ارائه شده برای پیش‌بینی آریتمی‌ها بیان می‌شود.

فصل چهارم - *پیاده‌سازی و ارزیابی نتایج*: در ابتدای این فصل، پایگاه داده سیگنال مورد استفاده توصیف شده و ویژگی‌های آن ارائه می‌شود. سپس نحوه پیاده‌سازی روش پیشنهادی در کنار نتایج سایر روش‌ها بیان شده و خروجی‌های بدست‌آمده ارائه می‌گردد. پیش از بیان نتایج، انواع معیارهای ارزیابی را در زمینه مهندسی-پزشکی معرفی می‌نماییم. همچنین در انتهای فصل، تمامی نتایج روش پیشنهادی را شرح می‌دهیم و خروجی بدست‌آمده را با نتایج حاصل از سایر مقالات معتبر مقایسه می‌کنیم.

فصل پنجم - *نتیجه‌گیری و کارهای آینده*: در فصل انتهایی به جمع‌بندی و نتیجه‌گیری می‌پردازیم. با ارزیابی بعضی از ویژگی‌های آریتمی‌های بیان شده، کارآبودن نتایج را مورد بررسی قرار داده و کارهای آینده را در انتهای این فصل ذکر می‌نماییم.

فصل دوم

# مروری بر مفاهیم و کارهای گذشته

## ۲-۱- مقدمه

مرگ ناگهانی قلب سالانه بین ۳۰۰،۰۰۰ تا ۴۰۰،۰۰۰ هزار نفر قربانی در کشور آمریکا دارد. در صورتی که انواع علل فوت انسان را یک مجموعه در نظر بگیریم، آنهایی که کمتر از ۲ ساعت قبل دارای نشانه‌ای هستند، ۱۲ درصد از کل علل‌های مرگ انسان را شامل می‌شوند. بیماری‌های قلبی در این میان، سهمی بسیار زیاد از مجموعه علل مرگ، یعنی ۸۸ درصد را شامل می‌شوند [۳]؛ در نتیجه پیش‌بینی و درمان بیماری‌های قلبی می‌تواند میزان مرگ انسان در این شاخه را بسیار کاهش دهد.

یکی از اختلالات قلبی که بی‌شک باعث مرگ ناگهانی قلب می‌شود، مجموعه آریتمی‌های VTAs می‌باشد. در این فصل به معرفی پژوهش‌های انجام‌شده به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs می‌پردازیم، اما پیش از آن به منظور آشنایی بیشتر با مشخصات این عارضه در ریتم قلب، مفاهیمی اولیه در مورد سیگنال‌ها و نحوه بدست‌آوردن آنها بیان می‌شود. در بخش سیگنال‌های قلبی سطحی و داخلی، با معرفی انواع علائم استخراجی از قلب به تشریح جزئیات سیگنال‌های قلبی می‌پردازیم. مطالب مطرح‌شده در این فصل، کمک شایانی به تعریف سیگنال مورد استفاده در این پژوهش کرده و تأثیر آریتمی‌ها بر این سیگنال را قابل درک می‌نماید. پس از این تعاریف، در بخش آریتمی‌های قلبی و پیش‌بینی آنها، آریتمی‌های قلبی به همراه تنددلی<sup>۱</sup> در ناحیه بطنی یعنی VTAs، در کنار سایر عارضه‌های قلبی، مطرح می‌شود و اثرات آنها بر روی قلب، کارکرد آن و سیگنال‌های قلبی بیان می‌شود. در انتهای این بخش نیز کارهای انجام‌شده در زمینه پیش‌بینی VTAs شرح داده می‌شود. در این قسمت انواع روش‌های کاهش نویز، استخراج و انتخاب ویژگی و دسته‌بندی سیگنال‌ها مورد بررسی و تحقیق قرار می‌گیرد.

## ۲-۲- سیگنال‌های قلبی سطحی و داخلی

تحرک قلب توسط میلیون‌ها سلول که به امواج کوچک الکتریسیته واکنش نشان می‌دهند، انجام می‌گیرد. بیشتر علائم و سیگنال‌های استخراجی با استفاده از اختلافات الکتریکی در بین ماهیچه‌های

<sup>1</sup> Tachycardia

قلب بدست می‌آید؛ در صورتی که این سیگنال‌ها از سطح بدن، بدون ارتباط مستقیم و فیزیکی با عضو قلب بدست بیایند، آنها را سطحی و غیرتهاجمی گوئیم. از مهم‌ترین این سیگنال‌ها، می‌توان به نوار قلبی سطحی یا الکتروکاردیوگرام<sup>۱</sup> که به اختصار به آن ECG گویند، اشاره نمود. این سیگنال به عنوان روشی غیرتهاجمی و در عین حال سریع، اطلاعات بسیار مفیدی را از وضعیت عملکرد قلب بیمار به پزشک نشان می‌دهد.

در مقابل سیگنال ECG سیگنال‌های داخلی بسیاری وجود دارند که امروزه جایگاه ویژه‌ای یافته‌اند. از مجموعه این سیگنال‌ها می‌توان به سیگنال الکتروگرام<sup>۲</sup> که به اختصار آن را EGM می‌نامند، اشاره نمود. در ادامه، دو سیگنال ECG و EGM را معرفی کرده و نحوه نمایش عملکرد قلب توسط آنها را بیشتر مورد بررسی و تحقیق قرار می‌دهیم.

## ۲-۲-۱- سیگنال قلبی الکتروکاردیوگرام

سیگنال ECG که بیان‌کننده مجموعه فعالیت‌های الکتریکی سلول‌های قلب می‌باشد، دارای ۱۲ اشتقاق بوده که ۶ سیگنال از آن بصورت پیشانی و ۶ سیگنال دیگر آن بصورت افقی اختلافات الکتریکی را نمایش می‌دهند.

در شکل (۱-۲). الف نمونه‌ای از سیگنال ECG ترسیم شده است. نمایش ECG بیانگر یک نقشه الکتریکی از کارکرد ماهیچه‌ای قلب است. این نقشه در هر دوره ضربان تکرار می‌شود. تحریک الکتریکی ضربان قلب، از مکانی در بالای دهلیز راست با نام گره سینوسی<sup>۳</sup> آغاز می‌گردد. این گره در واقع تنظیم و کنترل ضربان قلب<sup>۴</sup> را بر عهده دارد. این تحریک شروع موج P در نمودار ECG است. با این تحریک دهلیز راست و بعد از آن دهلیز چپ، شروع به انقباضی آرام می‌نمایند. این پدیده در اثر دیپلاریزاسیون<sup>۵</sup> سلول‌های قلب با نام میوکارد<sup>۶</sup> می‌باشد. این سلول‌ها در حالت استراحت پولارایز می-

<sup>1</sup> Electrocardiogram (ECG)

<sup>2</sup> Electrogram (EGM)

<sup>3</sup> Sinus Node

<sup>4</sup> Pacemaker

<sup>5</sup> Depolarization

<sup>6</sup> Myocardial Cell

باشند. جمع شدن دهلیز راست، باعث رسیدن تحریک گره سینوسی به گره دهلیزی-بطنی<sup>۱</sup> می‌شود. برخلاف انقباض تدریجی دهلیزها، به علت وجود سیستم عصبی پورکینژ<sup>۲</sup>، انقباض بطنی بسیار سریع و پرفشار است. مجموعه QRS در نمودار شکل (۱-۲).الف، بیانگر این انقباض در سیگنال ECG می‌باشد. دپولاریزاسیون سلول‌های بطنی به لطف وجود سیستم پورکینژ، آنی است. با وجود این روال، خون به سهولت به دورترین نقاط بدن با فشاری مناسب می‌رسد. در قسمت آخر نمودار، موجک T بیان‌کننده زمانی مهم برای استراحت قلب و پولاریزه شدن مجدد است. عملاً در بازه زمانی T، سلول‌های میوکارد به مرحله پولارازسیون مجدد<sup>۳</sup> می‌روند و یک دوره ضربان به اتمام می‌رسد [۴، ۵].

مراحل بیان‌شده، در هر بار ضربان قلب با زمان‌بندی مناسب، توسط گره سینوسی تکرار می‌گردد. بر روی سیگنال ECG بازه‌هایی تعریف می‌شود؛ طول این بازه‌های زمانی، بیان‌کننده سلامت کارکرد قلب است و تغییر در محدود زمانی یا طول آنها نشان‌دهنده هشدار جدی به پزشک، مبنی بر عدم سلامت قلب یا دیگر اعضای وابسته به آن می‌باشد.

اولین بازه در شکل (۱-۲).الف که از سمت چپ مشاهده می‌شود، بازه‌ای با نام P-R Interval می‌باشد؛ این بازه در اولین نگاه، مدت زمان رسیدن موج محرک الکتریکی از گره سینوسی در دهلیز راست به گره دهلیزی-بطنی را نمایش داده و در نگاهی دقیق‌تر بیانگر زمان انبساط دهلیزها است. دیدن این بازه به صورت مشخص و یکه، در هر ضربان، کنترل قلب به وسیله گره سینوسی را مشخص می‌نماید. وجود یک موج محرک الکتریکی در مکانی به غیر از گره سینوسی، اختلالات زیادی را بر روی کارکرد قلب گذاشته و تغییراتی در طول این بازه و مکانش ایجاد می‌کند.

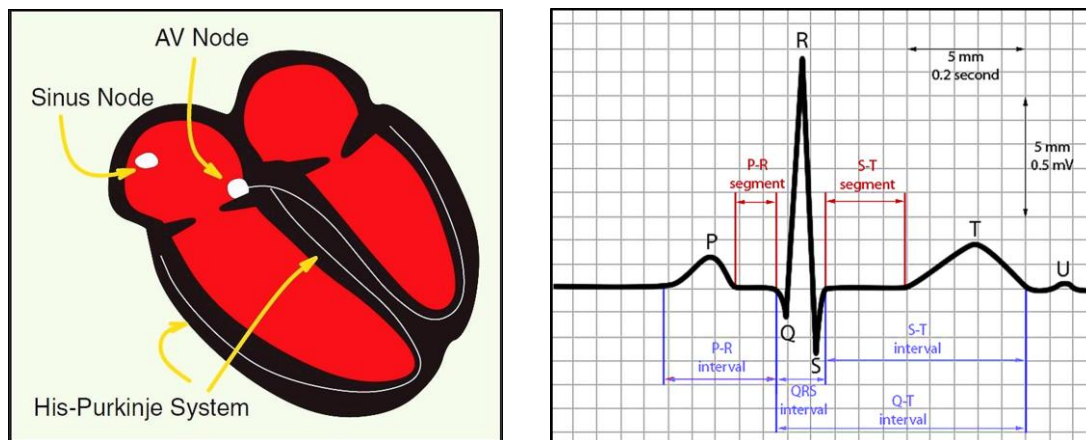
در ادامه سیگنال ECG، بازه‌ای با نام QRS Interval را مشاهده می‌نمایید. این بازه بیان‌کننده زمان انبساط بطن‌ها می‌باشد. افزایش طول این بازه، نشان‌دهنده عدم وجود ضربانی پر قدرت و کارا است؛ زیرا این افزایش بازه در QRS Interval، بیان‌کننده این امر است که جمع شدن ماهیچه‌های

<sup>1</sup> Atrioventricular Node (AV Node)

<sup>2</sup> Purkinje Nervous System

<sup>3</sup> Repolarization

بطنی به صورت تدریجی با فشاری کم بوده است. آخرین بازه در یک دوره ضربان، S-T Interval نام دارد که بیان کننده زمان استراحت و پولاریزه شدن مجدد سلولهای قلب است [۶]. همانطور که در شکل (۱-۲) الف ملاحظه می کنید، بازه های دیگری بر روی نوار ECG تعریف شده است که از جمله آنها می توان به Q-T Interval اشاره نمود. با توجه به انواع عارضه های قلبی، تأثیرات آنها را بر روی یک یا چند بازه تعریف شده، قابل ملاحظه است.



ب

الف

شکل (۱-۲) نقشه یک ضربان قلب: الف. نمودار ECG برای یک ضربان قلب. ب. مکان گره سینوسی، گره دهلیزی-بطنی و سیستم انتقال پورکینژ

آخرین بازه که به تعریف آن خواهیم پرداخت، دارای اهمیت ویژه ای در تحلیل ضربان قلب بوده و بررسی تغییرات آن، بسیار مهم و حیاتی است. نام این بازه RR Interval است و بدین صورت تعریف می شود: فاصله زمانی بیشینه یا اوج R از یک ضربان تا ضربان بعدی. بازه RR Interval بیانگر فاصله زمانی بین تپش های قلب است و در صورت تپش سریع قلب همچون آریتمی های تنددلی، این فاصله های زمانی کوتاه شده و نیز در صورت تپش کند قلب، این بازه گسترش می یابد.

سیگنال ECG مجموع فعالیت های الکتریکی در سلول های قلب را به خوبی نمایش می دهد، اما با توجه به برداشت سطحی از بدن، نمی تواند جزئیات کارکرد قلب را به خوبی استخراج نماید. برای نمونه



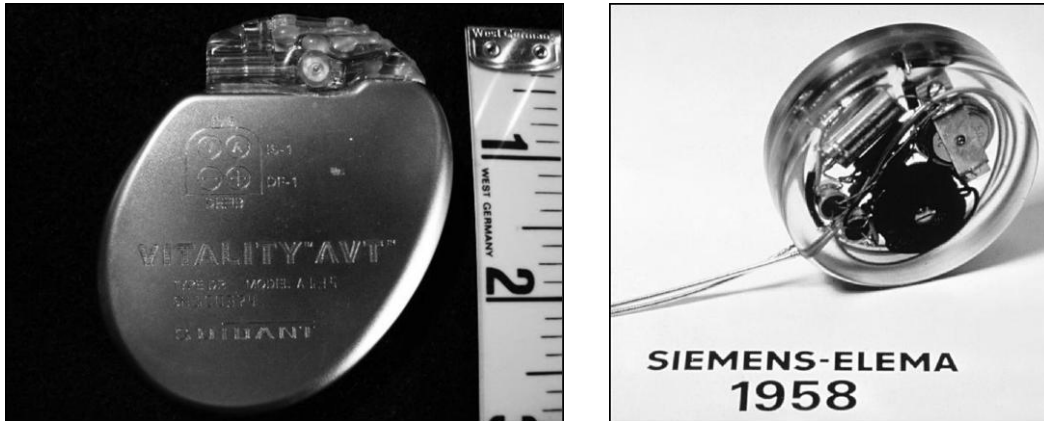
سیگنال ECG قادر به ایجاد تمایز در فعالیت‌های الکتریکی دسته‌ای از سلول‌های میوکارد همچون بطن‌ها و دهلیزها نیست. با استفاده از سیگنال ECG، نمی‌توان فعالیت‌های الکتریکی دهلیزی و بطنی را به صورت دو نقطه وابسته به یکدیگر مشخص نمود؛ چراکه ویژگی‌هایی همچون نسبت سرعت تپش دهلیزی به بطنی در این سیگنال مخفی می‌باشد. ویژگی‌های بیان‌شده می‌تواند کمک شایانی در تشخیص و پیش‌بینی آریتمی‌های کشنده داشته‌باشد. با توجه به پیشرفت‌هایی که در زمینه استخراج علائم حیاتی از قلب بدست آمده‌است، امروزه سیگنال‌های بهبودیافته با ویژگی‌هایی متمایز در پیش-بینی آریتمی‌های کشنده قلبی مورد استفاده قرار می‌گیرند. این سیگنال‌ها علاوه بر مشخصه‌های سیگنال ECG، اطلاعات جزئی‌تر از کارکرد قلب به پزشک یا دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب می‌دهند؛ از این رو سرعت، قدرت و صحت تصمیم‌گیری‌های پزشکی را در دامنه‌ای وسیع، گسترش می‌دهد.

### ۲-۲-۲- سیگنال قلبی الکتروگرام

از جمله سیگنال‌ها نوین که کاربرد بسیاری در دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب همچون ICDs دارند، می‌توان به نوار قلبی داخلی یا الکتروگرام اشاره نمود. این سیگنال، که آن را به اختصار EGM می‌نامند، توسط حسگرهای نصب‌شده در داخل قلب، فعالیت‌های الکتریکی قلب را نمایش می‌دهد [۷]. اهم کاربرد این سیگنال‌ها در دستگاه‌های قابل کاشت تنظیم‌کننده ضربان قلب به اختصار ICDs می‌باشد. این دستگاه‌ها به منظور تنظیم و برگرداندن ریتم قلب به حالت طبیعی، مورد استفاده قرار می‌گیرد.

افرادی که در طی روز ممکن است چندین بار دچار حمله قلبی، آریتمی‌های قلبی و یا تنددلی‌های بطنی شوند، با نصب دستگاه‌های ICD به زندگی طبیعی خود بازمی‌گردند. بیش از نیم قرن از تاریخ ساخت اولین ICD می‌گذرد. اولین ICD که در شکل (۲-۲) الف نشان داده شده‌است، در سال ۱۹۵۸ به درخواست همسر بیماری که در وضعیت بسیار بحرانی بود، در سوئد ساخته شد و عملیات کاشت آن توسط دکتر Ake Seming، با موفقیت کامل انجام شد. این ICD، ۵۵ میلی‌متر قطر و ۱۶ میلی‌متر

ضخامت داشت. با وجود کاربرد ICD به عنوان یک روش درمانی، استفاده عمومی از آن بیش از سه دهه به طول انجامید و امروزه دستگاه‌های ICD با ظرافت، قدرت و دقت بیشتر همانند نمونه‌ای که در شکل (۲-۲). ب نشان داده شده‌است، بیماران را به زندگی روزمره بازمی‌گردانند [۸].



الف

ب

شکل (۲-۲) نمایشی از دستگاه‌های ICD. الف. اولین ICD ساخته شده توسط دکتر Rune Elmquist. ب. نمایشی از اندازه ICDs امروزی

دستگاه‌های ICD، سیگنال EGM را به وسیله حسگرهایی که در قلب نصب می‌شوند، دریافت می‌نمایند. با پردازش این سیگنال‌ها دستگاه ICD در صورت تشخیص کارکرد نامناسب قلب، درمان لازم را به صورت خودکار اعمال می‌نماید. حسگرهای این دستگاه، می‌تواند در دهلیزها و یا بطن‌ها به صورت جداگانه نصب شده و فعالیت الکتریکی سلول‌های هر بخش را گزارش نماید. با استفاده از این حسگرها می‌توانیم سرعت ضربان در بطن‌ها و دهلیزها را به صورت جداگانه و یک به نسبت همدیگر استخراج نماییم. با استفاده از دستگاه‌های ICD از سیگنال EGM با توصیفات بیان شده، امکان تشخیص آریتمی‌های بدخیم بطنی و دهلیزی از جمله تنددلی‌های VTAs، ممکن می‌شود.

دستگاه ICD در هر لحظه پردازش‌های لازم را بر روی سیگنال EGM استخراجی از نواحی مختلف قلب انجام می‌دهند. انواع پیشرفته این دستگاه‌ها می‌تواند مشخصه‌هایی همچون سرعت ضربان قلب در بطن‌ها و دهلیزها و ویژگی‌های شمایی سیگنال EGM را استخراج نماید [۹]. دستگاه ICD با استخراج این ویژگی‌ها و پردازش بر روی آنها، در صورت کشف بروز آریتمی‌های قلبی، درمان‌های آنی

و تعریف‌شده‌ای را بر روی بیمار اعمال می‌نماید. این درمان‌ها از دید پزشکی به سه دسته زیر تقسیم-بندی می‌شوند [۱۰]:

۱- ایجاد یک دوره ضربان استاندارد: در نتیجه این درمان، ناهماهنگی‌های الکتریکی در بین سلول‌های قلب از بین می‌روند و گره سینوسی برای تولید یک ضربان با ریتم درست آموزش می‌بیند.

۲- تولید یک ریتم سریع‌تر از آریتمی به منظور پیروی ریتم قلب از آن: در نتیجه این درمان کنترل ضربان قلب از اختیار آریتمی گرفته‌شده و با کاهش ریتم، ضربان دستگاه ریتم قلب نیز کاهش پیدا می‌کند.

۳- تولید شوک الکتریکی: در نتیجه این درمان تمامی سلول‌های قلب به صورت کامل تخلیه الکتریکی می‌شوند (پولارایز) و به قلب یک فرصت برای شروع دوباره داده می‌شود.

مورد سوم یعنی شوک الکتریکی، تهاجمی‌ترین درمان توسط دستگاه ICD است. شوک‌ها همانطور که پیش‌تر بیان شد، بسیار دردآور، استرس‌زا و مضر بوده و باعث اتمام سریع شارژ باتری می‌شوند. بر طبق گزارش‌های بدست‌آمده، تشخیص نادرست آریتمی و اعمال شوک توسط دستگاه‌های ICDs، خود باعث تولید آریتمی‌هایی مرگ‌آور می‌شود. در تحقیقاتی معروف به MADIT II [۱] از ۷۱۹ بیمار دارای ICD، ۱۱٫۵ درصد آنها شوک نابجا را تجربه کرده و در بین کل شوک‌های تولیدشده توسط دستگاه‌های ICD میزان ۳۱٫۲ درصد شوک‌های اعمالی، نابجا بوده‌است. از این رو کار بر روی این دستگاه‌های حساس و حیاتی برای بیماران در دو دهه اخیر بسیار پرطرفدار و چالش برانگیز بوده‌است [۷، ۱۱-۱۳].

## ۲-۳- آریتمی‌های قلبی و پیش‌بینی آنها

مرگ ناگهانی قلب (SCD) یا همان ایست قلبی، به عنوان شدیدترین نشانه از آریتمی‌های قلبی، می‌تواند با مختل نمودن کار قلب باعث فوت انسان گردد. مطالعات انجام‌گرفته در سال‌های گذشته نشان داده‌است که در بیشتر از ۸۰ درصد از موارد ایست قلبی، علت رخداد، ضربان قلب بیش از حد

سریع همراه با آریتمی در ناحیه بطنی بوده است [۱۴]. همانطور که بیان شد، اختلالات قلبی در این دسته را VTAs می‌نامیم.

با بررسی‌های انجام‌شده، علل به وجود آمدن آریتمی‌های قلبی مستقل از تأثیرات دیگر اعضا بر روی قلب و از دید درون قلبی به سه گروه زیر طبقه‌بندی می‌شود [۱۵، ۱۶]:

- ۱- از بین رفتگی بافت‌های عضلانی قلب.
- ۲- عدم ارتباط الکتریکی به علت از بین رفتگی سلول‌های انتقال‌دهنده جریان الکتریکی.
- ۳- ظهور یک یا چند جریان الکتریکی هدایت که در کنترل قلب توسط گره سینوسی اختلال ایجاد می‌نمایند.

پیشرفت‌های پزشکی راهکارهای درمانی اثربخش و متنوعی را به منظور درمان آریتمی‌های قلبی با یکی از دو علت ابتدایی ارائه داده است [۱۷]. امروزه با عمل باز قلب و یا ورود لیزر به آن می‌توان بافت‌ها و سلول‌های مرده قلب را سوزانده و از جریان تپش خارج نمود. با این کار، روال پخش جریان و پمپاژ آبی و قدرتمند به قلب بازمی‌گردد؛ اما در صورت وجود علت سوم در تولید آریتمی، یعنی ظهور جریان‌های هدایت اضافی، در بیشتر مواقع استفاده از دستگاه‌های قابل کاشت تنظیم‌کننده ضربان قلب همچون ICDs و یا CRT<sup>۱</sup> تجویز می‌شود [۱۸].

آریتمی‌های تولیدشده توسط جریان‌های هدایت اضافی به دو دسته بطنی و بالابطنی<sup>۲</sup> تقسیم‌بندی می‌شوند [۱۹]. در صورتی که منشأ جریان هدایت اضافی در دهلیز باشد در دسته بالابطنی و در صورت داشتن منشأ بطنی در دسته بطنی قرار می‌گیرد. از مهم‌ترین آریتمی‌های ایجادشده در دسته بالابطنی می‌توان به تنددلی‌های SVT<sup>۳</sup> و AF<sup>۴</sup> اشاره نمود. آریتمی SVT در صورت وجود یک جریان هدایت اضافی در دهلیز، ضربان قلب را به شدت افزایش می‌دهد. در این آریتمی، ضربان قلب به حدود ۱۵۰ تا ۲۵۰ تپش در دقیقه افزایش می‌یابد (شکل (۲-۱)، ب). در صورت ایجاد چند جریان هدایت در

<sup>۱</sup> Cardiac Resynchronization Therapy (CRT)

<sup>۲</sup> Ventricular and Supraventricular

<sup>۳</sup> Supraventricular Tachycardia (SVT)

<sup>۴</sup> Atrial Fibrillation (AF)

دهلیز، آریتمی خطرناک AF اتفاق می‌افتد. در این آریتمی به علت وجود چند جریان هدایت اضافی، سرعت ضربان دهلیزی و بطنی هماهنگ نمی‌باشد. در آریتمی AF سرعت ضربان دهلیزی به بیش از ۳۵۰ تپش در دقیقه و ضربان بطنی بین بازه ۶۰ تا ۱۶۰ تپش در دقیقه تغییر می‌نماید (شکل ۲-۱). (ج)



الف



ب



ج



د

شکل (۱-۲) نمایش آریتمی‌های متفاوت در کنار ضربان طبیعی بدن انسان. الف. نمونه ضربان طبیعی یا نرمال. ب. نمونه ضربان SVT. ج. نمونه ضربان AF. د. نمونه ضربان VT.

درمان آریتمی‌های بالابطنی در بیشتر موارد با تولید ضربان‌های استاندارد توسط دستگاه ICD قابل انجام است. اما وجود جریان‌های هدایت اضافی در قلب، در صورت داشتن منشأ بطنی، بسیار کشنده و خطرناک بوده و باعث تولید انواع آریتمی‌های VTAs می‌شوند. این آریتمی‌ها، قلب را به

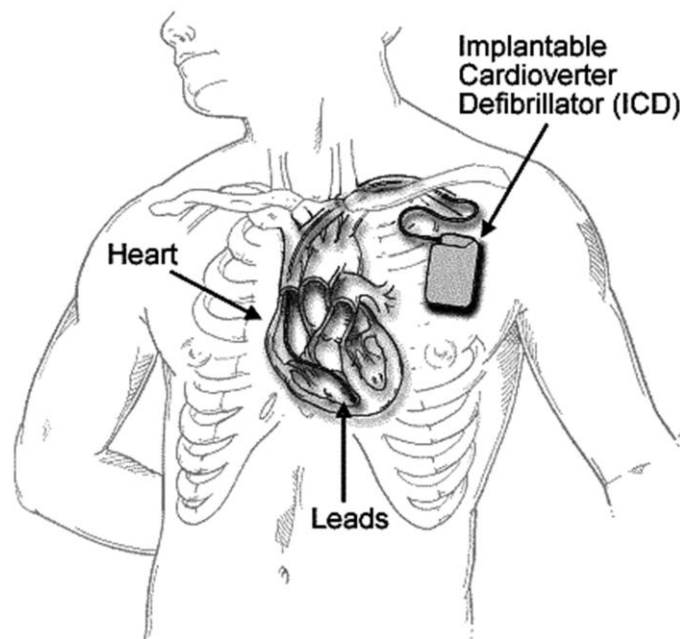
سوی مرگ ناگهانی هدایت می‌نمایند [۲۰]. در صورت تشخیص آریتمی‌های VTAs توسط دستگاه-های ICD، درمان برنامه‌ریزی شده در آنها، تولید شوک الکتریکی می‌باشد.

از اصلی‌ترین تندرلی‌ها در دسته VTAs که عامل مرگ آنی هستند، می‌توان به تندرلی بطنی<sup>۱</sup> (VT) و تندرلی بی‌نظم بطنی<sup>۲</sup> (VF) اشاره نمود. به صورت بالینی، هنگامی که سرعت ضربان قلب از ۱۲۰ تپش در دقیقه در وضعیت عادی، تجاوز کند و بیشتر از سه ضربان تا حدود ۳۰ ثانیه ادامه پیدا کند، VT رخ داده‌است [۲۱]. در طول بازه‌ای که VT رخ داده‌است، قلب قادر نیست با تولید ضربانی کارا، خون را به خوبی و قدرت، همچون حالت سالم به تمام نقاط بدن تلمبه یا پمپاژ نماید. در این حالت ضربان قلب به ۲۰۰ تپش در دقیقه می‌رسد، اما این تپش‌ها نامنظم می‌باشد. همانطور که در شکل (۱-۲) مشاهده می‌شود با افزایش طول بازه QRS ضربان‌های تولیدشده، غیرآنی بوده و فاقد قدرت کافی برای پخش خون در تمامی بدن می‌باشند. از طرفی دیگر، هنگامی که عارضه VF اتفاق می‌افتد، ضربان قلب کاملاً ضعیف، بی‌نظم و سریع می‌گردد. در مقایسه با عارضه VT، می‌توان بیان نمود که عارضه VF بسیار خطرناک‌تر بوده و در صورت عدم درمان سریع و به موقع (ایجاد شوک الکتریکی مناسب) بیمار را به سمت مرگ ناگهانی قلب هدایت می‌نماید. در نتیجه پیش‌بینی VT و VF می‌تواند تأثیر بسیار زیادی در کاهش خطر مرگ ناگهانی قلب یا SCD داشته‌باشد [۲۲]. بررسی امکان پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs با افزایش استفاده از دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب همچون ICD در مجموعه تحقیقات پزشکی در سال ۲۰۰۰ میلادی توسط مرجع [۲۳] ارائه شد. این مرجع با بررسی و استخراج الگوهایی اولیه قبل از وقوع آریتمی‌های VTAs سعی در ارائه راهکاری به منظور پیش‌بینی این آریتمی‌ها داشت. این پژوهش، زمینه شروع تبدیل دستگاه‌های ICD به یکی از مؤثرترین روش‌های پیش‌بینی و درمان آریتمی‌های VT و VF و جلوگیری از ایست قلبی گردید [۲۴].

<sup>1</sup> Ventricular Tachycardia (VT)

<sup>2</sup> Ventricular Fibrillation (VF)

دستگاه‌های ICD که به وسیله نیروی باتری عمل می‌کنند، همانطور که در شکل (۲-۲) دیده می‌شود، درون قفسه سینه بدن بیمار نصب شده و همیشه همراه وی هستند. همانطور که پیش‌تر بیان شد، این دستگاه‌ها، ضربان قلب را در هر لحظه کنترل کرده و در صورت تشخیص عملکرد نادرست قلب با روش‌هایی همچون ایجاد شوک الکتریکی، قلب را به ضربان عادی برمیگردانند.



شکل (۲-۲) محل کاشت ICD و حسگرهای آن (Leads).

اولین کاربرد بالینی دستگاه‌های ICD در سال ۱۹۸۰ میلادی به عنوان یک روش درمان عمومی، حدود ۳۰ سال پس از ساخت اولین دستگاه ICD به وقوع پیوست. در سال‌های اخیر استفاده از این دستگاه‌ها به عنوان یک راهکار نوین و مؤثر برای کاهش مرگ و میر در بیمارانی که دارای آریتمی‌های کشنده همچون VT و VF هستند، بسیار مورد توجه قرار گرفته‌است [۲۵، ۲۶].

در دستگاه‌های قابل کاشت همانند ICDs، به منظور حفظ حیات بیمار، تصمیمات اعمالی توسط دستگاه در راستای بهبود ضربان، باید در کمتر از ۴۰ میلی‌ثانیه گرفته‌شود. علاوه بر مورد مذکور، با توجه به قدرت الکتریکی محدود در ICDs، بیشتر روش‌های تشخیص آریتمی بر اساس نوار الکتروکاردیوگرام یا ECG، بسیار زمان‌بر و پیچیده ارزیابی می‌شود [۲۷]. از جمله روش‌هایی که در

این دسته قرار می‌گیرد، تشخیص‌دهنده‌هایی بر اساس بازه QRS هستند که به صورت مستقیم از نوار سطحی ECG بدست‌آمده و مورد تحلیل قرار می‌گیرند [۲۸].

با توجه به پیچیدگی‌های سیگنال ECG و عدم کارایی آن در دستگاه‌هایی همچون ICD، در دهه اخیر استفاده از سیگنال‌های جایگزین بیشتر مورد توجه قرار گرفته‌است [۲۹]. از جمله این سیگنال‌ها می‌توان به نرخ تغییرات ضربان قلب<sup>۱</sup> (HRV)، اشاره نمود. سیگنال HRV یکی از مهم‌ترین سیگنال‌های حیاتی بدن بوده و با تغییرات فاصله زمانی از یک ضربان تا ضربان دیگر (RR Interval) برابر است. این سیگنال را می‌توان نمایشی از سری زمانی قلب دانست. اگر نماینده هر ضربان را بیشینه R در بازه QRS بیان کنیم، سیگنال HRV را مدت زمان از یک تپش با اوج R تا R در ضربان بعدی در نظر می‌گیریم. این سیگنال می‌تواند از هر دو سیگنال ECG و EGM استخراج گردد. از تحلیل سیگنال HRV، به عنوان یک روش جایگزین، به صورت گسترده‌ای در راستای پیش‌بینی و تشخیص آریتمی‌های مرگ‌آور و کشنده استفاده می‌شود [۳۰-۳۲]. از جمله موارد استفاده از سیگنال HRV که در سال‌های اخیر توجه زیادی به آن شده‌است، پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF از طریق بررسی سیگنال قبل از وقوع این آریتمی‌ها است [۳۳-۳۵].

بررسی‌ها نشان می‌دهد که کارهای صورت‌گرفته در زمینه تحقیق و استفاده از سیگنال HRV به منظور پیش‌بینی VT و VF از نگاه روش تحلیل در دو دسته کلی قرار می‌گیرد. دسته اول، بکاربردن روش‌هایی در فضای خطی است که از جمله آنها می‌توان به بررسی سیگنال HRV در دامنه زمانی یا دامنه فرکانسی اشاره نمود [۳۶-۳۸]. در دسته دوم، استفاده از راهکارهای بررسی سیگنال به صورت غیرخطی مورد توجه قرار گرفته‌است. از مجموعه روش‌های استفاده‌شده در این گروه، می‌توان به روش‌های غیرخطی پویا، همانند روش نماد پویا<sup>۲</sup> [۳۹]، نرخ رشد محدود<sup>۳</sup> [۴۰]، بُعد فرکتالی<sup>۴</sup> [۴۱]،

<sup>۱</sup> Heart Rate Variability (HRV)

<sup>۲</sup> Symbolic Dynamic

<sup>۳</sup> Finite Growth Rate

<sup>۴</sup> Fractal Dimension



مقیاس گذاری توانی<sup>۱</sup> [۴۲] و روش‌هایی بر مبنای آنتروپی<sup>۲</sup> [۴۳] اشاره نمود. مراجع مطرح شده در هر مورد مشکلات مهمی را به هنگام استفاده از روش‌های غیرخطی مطرح نموده‌اند و با ارائه راهکار نوین خود سعی در حل آن داشته‌اند؛ اما بیشتر مشکلات، همانطور که در مرجع [۴۳] بیان شده، وابستگی بسیار زیادی به ماهیت محاسبات غیرخطی آنها دارد. از جمله مهم‌ترین معضل استفاده از روش‌های غیرخطی می‌توان به این مورد اشاره داشت که برای انجام پردازش با روش‌های غیرخطی، نیاز به داده با حجم زیاد و طول سیگنالی بالا است. سیگنالی با این مشخصات، با وجود محدودبودن حافظه دستگاه‌های ICD، غیرقابل استخراج است.

با وجود مشکلات مطرح شده، مرجع [۴۳] با ترکیب ویژگی‌ها خطی و غیرخطی سعی در پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF نموده‌است. این پیش‌بینی با جداسازی سیگنال‌های قبل از وقوع آریتمی‌های VT و VF از سیگنال‌های سالم انجام گرفته‌است. سیگنال‌های سالم در اکثر مراجع مورد بررسی، با نام CON Series، به معنی «ثابت شده در شرایط کنترلی» شناخته می‌شود. ویژگی‌های استفاده شده در بخش خطی این مرجع، برابر با میانگین فواصل زمانی RR Interval و انحراف معیار استاندارد<sup>۳</sup> این فواصل می‌باشد. در بخش ویژگی‌های غیرخطی، دو ویژگی آنتروپی تقریبی<sup>۴</sup> و آنتروپی نمونه‌ای<sup>۵</sup> مورد استفاد قرار گرفته‌است. آنتروپی تقریبی، یک شاخص آماری به منظور بیان پیچیدگی سیگنال است [۴۴]. این ویژگی به صورت گسترده‌ای در مطالعات سری‌های زمانی از جمله HRV مورد استفاده قرار گرفته‌است [۴۵، ۴۶]. آنتروپی نمونه‌ای نیز، همانند آنتروپی تقریبی عمل می‌نماید؛ با این تفاوت که عملاً به طول سیگنال غیر وابسته است. مرجع [۴۳] با ترکیب ویژگی‌های بیان شده در حوزه خطی و غیرخطی توانسته‌است داده‌های مربوط به سیگنال‌های VT-VF را از داده سیگنال سالم جدا نماید؛ اما با وجود در اختیار داشتن سیگنال‌های HRV از آریتمی‌های VT و VF، این آریتمی‌ها به صورت جداگانه از سیگنال طبیعی، تمیز داده نشده‌اند. این مرجع، بازه تغییرات ویژگی‌های بیان شده در

<sup>1</sup> Scaling Exponent

<sup>2</sup> Entropy

<sup>3</sup> Standard Deviation

<sup>4</sup> Approximate Entropy

<sup>5</sup> Sample Entropy

کلاس‌های VT-VF و CON Series را به خوبی مورد تحقیق قرار داده‌است اما استفاده از یک الگوریتم جداساز به منظور دسته‌بندی بردارهای ویژگی به کلاس‌های آریتمی‌های VT، VF و VT-VF در مقابل دسته سیگنال‌های سالم یا CON Series، می‌توانست میزان موفقیت روش پیشنهادی در مرجع [۴۳] را به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF بازگو نماید.

مرجع [۴۳] با ترکیب ویژگی‌ها در فضای خطی و غیرخطی در سال ۲۰۰۸ میلادی، توانست مشخصه‌های قابل قبولی به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF ارائه نماید. با وجود ماهیت غیرایستای سیگنال HRV، استفاده از ویژگی‌های خطی در سال ۲۰۰۹ میلادی توسط مرجع [۴۷] در راستای پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF ارائه شد. این مرجع با بکارگیری مجموعه تبدیل موجک<sup>۱</sup>، ۳۲ زیرباند از مجموعه باندهای پایه فرکانس بالا<sup>۲</sup> (HF) و فرکانس پایین<sup>۳</sup> (LF) را معرفی نموده‌است. در این کار، شبکه‌های عصبی چند لایه پرسپترون<sup>۴</sup> بدون در نظر گرفتن قدرت محدود دستگاه‌های ICD به عنوان دسته‌بند مورد استفاده قرار گرفته و بوسیله آن، سیگنال‌های پیش از وقوع VT-VF از سیگنال‌های سالم جداسازی شده‌اند. از جمله ضعف‌های این مرجع، عدم دسته‌بندی جزئی آریتمی-های VT و VF است. بهترین نتیجه بدست‌آمده در این مرجع در معیار دقت برابر با ۸۲٫۸ درصد گزارش شده‌است. همچنین این مرجع نتوانسته‌است که یک زیرباند مناسب جهت دسته‌بندی انتخاب نماید؛ چراکه زیرباندهای LF برای سیگنال‌های CON Series و زیرباندهای HF برای طبقه‌بندی دسته VT-VF مناسب هستند. با توجه به این نکته، انتخاب مجموعه‌ای از زیرباندها، کارایی مناسبی تولید نمی‌نماید، چراکه هر مجموعه زیرباند با وجود تمایز در دسته مناسب خود، تأثیرات منفی بر جداسازی دسته دیگر می‌گذارد.

تحلیل سیگنال HRV در دامنه فرکانس بیش از سایر روش‌ها، در کارهای پزشکی و مهندسی مورد توجه قرار گرفته‌است. در ادامه‌ی تحلیل این سیگنال به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF

<sup>1</sup> Wavelet Packet Transform (WPT)

<sup>2</sup> High Frequency (HF)

<sup>3</sup> Low Frequency (LF)

<sup>4</sup> Multilayer Perceptron Neural Network

مرجع [۴۸] در سال ۲۰۱۱ میلادی با بکاربردن تحلیل طیف فرکانسی حاشیه هیلبرت<sup>۱</sup> روشی کارا به منظور استخراج ویژگی از سیگنال HRV ارائه نموده است. این مرجع با استفاده از تبدیل بهبودیافته هیلبرت-هوآنگ<sup>۲</sup> مجموعه‌ای از طیف حاشیه هیلبرت را در قالب ویژگی‌هایی در دامنه فرکانس، به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های بطنی VT و VF بکار برده است. ویژگی‌های استخراج شده از طیف حاشیه هیلبرت در مجموعه باندهای فرکانسی LF، HF و نسبتی از LF بر HF استخراج شده است. این دسته از ویژگی‌ها در کنار مجموعه کل باندهای فرکانسی، میانگین و انحراف معیار استاندارد به منظور ایجاد تمایز بین سیگنال‌های پیش از وقوع VT-VF و دسته CON Series، مورد استفاده قرار گرفته‌اند. نکته متمایزکننده این مرجع، استفاده از یک الگوریتم تطبیقی به منظور کاهش نویز و حذف ضربان‌های مصنوعی و نابجا<sup>۳</sup> از سیگنال HRV است. این الگوریتم با محاسبه واریانس محلی، ضربان‌هایی با فاصله زمانی بیشتر از ۳۰ درصد را حذف نموده و با مقدار میانگین ارائه شده جایگزین می‌نماید [۴۹].

[۴۸] با تحلیل تغییرات ویژگی‌های بدست آمده در کلاس‌های VT-VF و CON Series کارابودن ویژگی‌های استخراجی را بیان نموده و از هیچگونه دسته‌بندی به منظور تخمین کارایی روش پیشنهادی خود استفاده نکرده است.

از جمله جدیدترین و کامل‌ترین پژوهش‌ها در زمینه پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs که در سال ۲۰۱۲ میلادی ارائه شده است، مرجع [۵۰] می‌باشد. می‌توان گفت این مرجع مجموعه‌ای از بهترین ویژگی‌های مورد بررسی توسط محققان دیگر را بکار برده است. ویژگی‌های استخراجی در دامنه خطی و غیرخطی به خوبی با یکدیگر ترکیب شده و بردار ویژگی‌ها<sup>۴</sup> را به منظور دسته‌بندی سیگنال HRV تشکیل داده‌اند. این مرجع در یک مرحله پیش از استخراج ویژگی، با بکاربردن مدل‌سازی یکپارچه پالس فرکانسی ارائه شده در مرجع [۵۱]، ضربان‌های مصنوعی و نابجا را حذف نموده است. در دامنه خطی ویژگی‌هایی در حوزه زمان از قبیل میانگین و انحراف معیار استاندارد انتخاب شده است. با توجه

<sup>1</sup> Hilbert Frequency Marginal Spectrum

<sup>2</sup> Improved Hilbert-Huang Transform

<sup>3</sup> Artifact and Ectopic Beats

<sup>4</sup> Features Vector

به این نکته که آریتمی‌های VT و VF از نوع تددلی هستند، پیش از وقوع آنها سرعت ضربان قلب تا حدودی افزایش پیدا می‌کند. تأثیر افزایش سرعت ضربان در نمودار سیگنال HRV را می‌توان با ویژگی‌هایی از قبیل میانگین و انحراف معیار استاندارد استخراج نمود. ویژگی‌های دیگر مورد بررسی توسط مرجع [۵۰] از دامنه خطی در حوزه فرکانس برابر با توان فرکانسی در باندهای LF، HF و نسبت این دو به یکدیگر می‌باشد. با ترکیب مشخصه‌های خطی و غیرخطی بردار ویژگی برای هر سیگنال HRV محاسبه شده و برای دسته‌بندی در کلاس‌های تعریف‌شده، مورد استفاده قرار می‌گیرد. البته در این کار نیز روش دسته‌بندی شبکه‌های عصبی مصنوعی با پیچیدگی محاسباتی بالا، بدون در نظر گرفتن محدودیت منابع انرژی در ICDS، انتخاب شده‌است. نتایج دسته‌بندی در سه حالت پیش‌بینی VT، پیش‌بینی VF و پیش‌بینی VT-VF در جدول (۱-۲) بیان شده‌است. در تمام حالات دسته سیگنال‌های طبیعی یا CON Series ثابت است. نتایج بیان‌شده در قالب معیارهای پرکاربرد مهندسی-پزشکی از قبیل معیار دقت<sup>۱</sup>، معیار حساسیت<sup>۲</sup> و معیار ویژگی<sup>۳</sup> مورد محاسبه قرار گرفته- است.

جدول (۱-۲) نتایج بدست آمده در مرجع [۵۰] به منظور پیش‌بینی VT، VF و VT-VF با استفاده از ویژگی‌های خطی و غیر خطی

معیار ویژگی	معیار حساسیت	معیار دقت	حالات دسته‌بندی/معیارها
۰,۷۱	۰,۸۲	٪ ۷۶,۶	دسته‌بندی پیش از وقوع VT
۰,۹۲	۰,۸۸	٪ ۹۲,۲	دسته‌بندی پیش از وقوع VF
۰,۷۳	۰,۷۷	٪ ۷۵,۶	دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF

<sup>1</sup> Accuracy Criteria

<sup>2</sup> Sensitivity Criteria

<sup>3</sup> Specificity Criteria

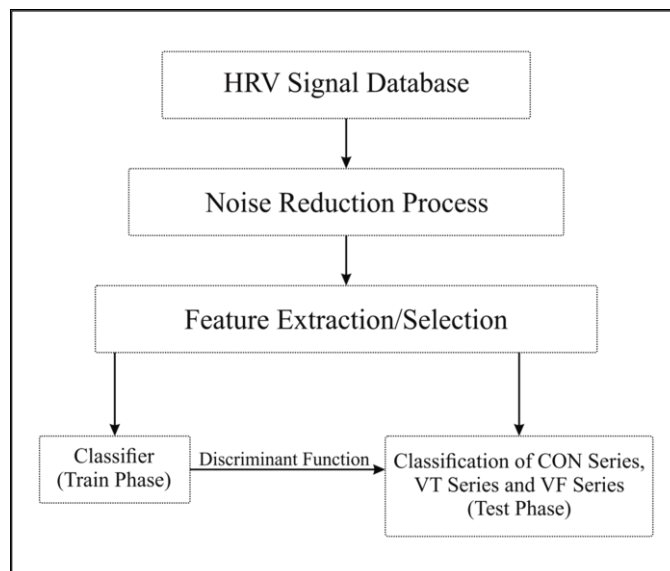
## ۲-۴ - نتیجه‌گیری

در این فصل روش‌های مشاهده کارکرد قلب، بر روی سیگنال‌ها مورد بررسی قرار گرفت. در ابتدا سیگنال سطحی ECG که داده پردازشی بسیاری از برنامه‌های دستگاه‌های پزشکی و تحقیقات بالینی می‌باشد، معرفی شده و پس از آن، به بررسی سیگنال‌های داخلی EGM پرداختیم. از جمله ویژگی‌های سیگنال‌های داخلی EGM، جامعیت اطلاعاتی بیشتر در مورد نحوه عملکرد قلب و دقت بیشتر در برداشت داده‌ها است. این خواص سیگنال EGM مجموعه نوینی از تشخیص‌های مهم بالینی را ممکن ساخته که از جمله آنها می‌توان به پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF از دسته VTAs اشاره نمود. معرفی سیگنال EGM در کنار دستگاه‌های قابل کاشت تنظیم‌کننده ضربان قلب همانند ICDs صورت گرفته‌است. این دستگاه‌ها در حال حاضر بهترین روش درمان آریتمی‌های تنددلی بطنی و بالا بطنی هستند؛ اما به منظور استفاده از آنها برای پیش‌بینی VT و VF استفاده از سیگنال‌های ECG یا EGM به روش‌هایی زمان‌بر و ناکارا منجر می‌شوند؛ به همین دلیل است که سیگنال HRV معرفی شده‌است. این سیگنال با تعریفی برابر فاصله بین هر تپش به راحتی توسط ICD استخراج می‌گردد. با بیان این مقدمه پزشکی، به بیان کارهای انجام‌شده در زمینه پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF از روی سیگنال HRV - استخراج‌شده از دستگاه‌های ICD - پرداختیم. این کارها، همگی بر روی یک پایگاه داده، روش‌های مختلفی از استخراج ویژگی را بیان نموده‌اند. با بیان بهترین نتایج در جدول (۲-۱) عدم کارایی آنها در اعمال درمان‌هایی از قبیل شوک الکتریکی قابل لمس است.

با در نظر گرفتن کارهای انجام‌شده در زمینه تحلیل سیگنال HRV به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs می‌توان مراحل انجام این کار را به صورت شکل (۲-۳) بیان نمود. در این روال، اولین مرحله، پیش‌پردازش سیگنال HRV به منظور حذف ضربان‌های نابجا و اضافی است. هدف از این مرحله که آن را فرآیند کاهش نویز<sup>۱</sup> می‌نامند، پالایش سیگنال HRV از ضربان‌های مصنوعی است که

<sup>۱</sup> Noise Reduction Process

به دلیل برداشت نادرست دستگاه‌های ICD استخراج شده‌اند. انتخاب روش پیش‌پردازش سیگنال HRV به منظور کاهش نویز یکی از معضلات اصلی در پژوهش‌های انجام‌شده می‌باشد. مرحله بعد، استخراج و ویژگی‌یابی<sup>۱</sup> نام دارد. در این مرحله به منظور ایجاد تمایز در سیگنال‌ها، ویژگی‌های مناسب با روش‌هایی در حوزه‌های بیان‌شده استخراج و انتخاب می‌شوند. در این مرحله با در نظر گرفتن خصوصیات سیگنال HRV قبل از وقوع آریتمی‌های VT و VF، ویژگی‌های استخراجی با کارایی بیشتری بدست خواهند آمد. مشخصه‌هایی از قبیل افزایش سرعت ضربان و کاهش قدرت آن قبل از وقوع آریتمی‌های VT و VF تأثیرات مشخص و تعیین‌کننده‌ای را بر روی سیگنال HRV می‌گذارد. استفاده از این نشانه‌ها در هنگام انتخاب روش استخراج مشخصه کمک شایانی به مؤثر بودن ویژگی‌های تعیین‌شده می‌نماید. در آخرین مرحله با انتخاب یک روش دسته‌بندی<sup>۲</sup> و آموزش آن در مرحله یادگیری<sup>۳</sup>، یک تابع جداکننده<sup>۴</sup> را ارائه نموده و به وسیله آن، داده‌های مجموعه آزمایش را در مرحله آزمایش<sup>۵</sup> مورد بررسی قرار می‌دهیم. انتخاب یک دسته‌بند مناسب یکی از چالش‌ها در هر مسئله هوش مصنوعی می‌باشد که می‌باید بر آن غلبه نمود.



شکل (۲-۳) نمایشی از سیستم پیش‌بینی آریتمی‌های VTAs.

<sup>۱</sup> Feature Extraction/Selection

<sup>۲</sup> Classifier

<sup>۳</sup> Train Phase

<sup>۴</sup> Discriminant Function

<sup>۵</sup> Test Phase

فصل سوم

# ارائه روش پیشنهادی

## ۳-۱- مقدمه

پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF از طریق پردازش سیگنال‌های HRV ثبت‌شده توسط دستگاه‌های ICD هدف اصلی این پژوهش است. در فصل قبل، مروری بر تحقیقات صورت‌گرفته در این شاخه ارائه شد. کارهای انجام‌شده در زمینه پزشکی امکان پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF را مورد بررسی قرار داده و آن را امکان‌پذیر می‌دانند [۵۲]. پس از بررسی کارهای پزشکی، تحقیقات انجام‌شده در زمینه مهندسی با راهکارهای هوش مصنوعی مورد بررسی قرار گرفتند. این راهکارها با استفاده از دیدگاه‌های تحلیل سیگنال، روش‌هایی مناسب را جهت پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF ارائه نمودند. حال در این فصل به ارائه راهکارهای پیشنهادی این پژوهش به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF می‌پردازیم. مراحل انجام‌گرفته در روش پیشنهادی براساس دیدگاه‌های تحلیل و پردازش سیگنال در سه بخش اصلی با عناوین زیر بیان می‌شود:

## ۱- حذف ضربان‌های نابجا

## ۲- بررسی روش‌های استخراج ویژگی

## ۳- دسته‌بندی سیگنال HRV و پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF

در بخش اول، روش مورد نظر برای کاهش نویز سیگنال معرفی می‌گردد. بخش دوم به بیان نحوه استخراج ویژگی‌ها می‌پردازد. استخراج ویژگی‌ها در این بخش خود به دو دسته تقسیم‌بندی گردیده است. در زیرمجموعه اول ویژگی‌هایی را بر اساس تحلیل رفتاری سیگنال HRV با نگاهی به کارهای گذشته، پیشنهاد می‌نماییم؛ اما در زیرمجموعه دوم، ضرایب فوریه-بسل<sup>۱</sup> (FB) به منظور جداسازی سیگنال HRV ارائه می‌گردد. با استفاده از هر کدام از مجموعه مشخصه‌های پیشنهادشده، روش کلاس‌بندی آریتمی‌های VT و VF در بخش سوم معرفی می‌شود.

<sup>1</sup> Fourier-Bessel (FB) Expansion



در ادامه روال انجام گرفته برای پیش‌بینی وقوع آریتمی‌های VT و VF براساس مراحل گفته شده، شرح داده می‌شود؛ اما پیش از آن، به منظور بررسی بهتر روش پیشنهادی، در بخش آتی پایگاه داده استاندارد مورد استفاده، معرفی می‌گردد.

### ۳-۲- معرفی پایگاه داده SVTD

پایگاه داده مورد استفاده در این پژوهش با نام "Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database Medtronic Version 1.0 from Medtronic, Inc." به اختصار SVTD به صورت عمومی و قابل دسترس در سایت PhysioNet's ارائه شده است [۵۳]. این پایگاه داده شامل ۱۳۵ جفت سری زمانی RR Interval یا همان سیگنال HRV می‌باشد. از هر جفت قسمت اول آن شامل یک دوره پیش از وقوع آریتمی‌های VT و VF در بازه زمانی حدود ۱۰ دقیقه و قسمت دوم آن با نام CON Series شامل نمونه‌هایی در حالت کنترل شده از همان بیمار در زمانی می‌باشد که ضربان در وضعیت نواخت طبیعی سینوسی<sup>۱</sup> و یا ضربان بیش از حد سریع همراه با آریتمی در ناحیه دهلیزی<sup>۲</sup> (SVT) است.

این سیگنال‌ها توسط دستگاه ICD ذخیره شده‌اند. مدل ICD استفاده شده "Medtronic Jewel PlusTM ICD 7218" می‌باشد که بر روی ۷۸ بیمار (۶۳ مرد و ۱۵ زن در رده سنی بین ۲۰,۷ تا ۷۵,۳ سال) نصب شده است. از ۱۳۵ سیگنال پیش از آریتمی ذخیره شده، ۱۰۶ سیگنال پیش از وقوع VT با نام VT Series و ۲۹ سیگنال پیش از وقوع VF با نام VF Series می‌باشد.

هر سیگنال CON Series در حدود ۹۸۶ تا ۱۰۲۲ فاصله زمانی RR Interval را در خود جای داده است. در صورتی که جفت دیگر سیگنال به صورت دقیق شامل ۱۰۲۴ فاصله زمانی RR Interval درست پیش از وقوع آریتمی می‌باشد. در زمان وقوع آریتمی‌های VT و VF دستگاه ICD یک بازه از

<sup>1</sup> Normal Sinus Rhythm

<sup>2</sup> Supraventricular Tachycardia (SVT)

سیگنال را با طول بیان شده، ذخیره می‌نماید و درمان مناسب را با توجه به تشخیص خود انجام می‌دهد.

از این پایگاه داده یک مجموعه کامل از سابقه بیماران به همراه سیگنال EGM وجود دارد. این داده‌ها شامل سن، جنسیت، قد، وزن، سابقه بیماری قلبی و جراحی قلب، سابقه حمله قلبی و دیگر موارد مورد نیاز به منظور بررسی‌های آماری می‌باشند. همچنین در این پایگاه داده، سیگنال HRV مورد استفاده، توسط Medtronic Inc. به صورت سری زمانی از فواصل RR Interval ارائه شده‌است. حال با توجه به شرح این پایگاه داده، هدف پیش‌بینی رخداد VT و VF پیش از وقوع قطعی آریتمی‌ها و تشخیص خود ICD با توجه به تفاوت سیگنال HRV طبیعی و جفت پیش از وقوع VT و یا VF می‌باشد که در ادامه بیان می‌شود.

### ۳-۳ حذف ضربان‌های نابجا

نویز به عنوان بخشی از هر دستگاه الکتریکی، می‌تواند تأثیر بسیار زیادی بر عملکرد دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب همچون ICD بگذارد. تحقیقات گذشته در مورد اثر تلقن همراه بر روی دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب نتایج متفاوتی را بدست آورده‌اند. مرجع [۵۴] نشان می‌دهد که تداخل امواج تولیدشده توسط شبکه تلفن‌های همراه هیچ تأثیری بر روی دستگاه‌های ICD ندارد، اما در مرجع [۵۵] تأثیراتی نامطلوب از شبکه‌های تلفن همراه بر روی دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب بیان شده‌است. با این حال، منابع دیگر نویز، همچون وسایل خانگی مثل همزن برقی و دریل [۵۶، ۵۷]، اجزاء سیستم‌های نظارتی مانند دروازه‌های امنیتی [۵۸] و همچنین فعالیت‌های ماهیچه‌ای خود بیمار [۵۹] می‌تواند بر روی سیگنال دریافتی دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب از قبیل ICD تأثیر بگذارد.

با توجه به این نکته که سیگنال HRV در پایگاه داده مورد استفاده در شرایط غیرآزمایشگاهی از بیماران گرفته شده‌است، وجود نویز در این سیگنال‌ها دور از انتظار نمی‌باشد. این نویزها در سیگنال HRV به صورت ضربان‌ها یا برداشته‌های اشتباه ICD، بصورت پرش در شکل سیگنال ظاهر می‌شود.

گاهی اوقات فاصله ضربان‌ها یعنی RR Intervals در سیگنال‌های HRV، از میزان قابل تولید توسط انسان فاصله زیادی دارد؛ بدین معنی که قلب انسان در شرایط طبیعی یا بیمار، امکان تولید ضربان‌هایی با این فواصل زمانی را ندارد. این داده‌ها در بیشتر موارد از برداشت‌های نادرست دستگاه‌های ICD به دلیل وجود منابع الکترومغناطیسی در اطراف بیمار ناشی می‌شود. این برداشت‌ها، در قالب ضربان‌های نابجا و مصنوعی، توسط پزشک کاملاً قابل تشخیص است؛ اما در اغلب موارد وجود نویز در سیگنال HRV به وضوح قابل تشخیص نبوده و در برخی موارد تشخیص ضربان‌های نابجا که به صورت نویز ظاهر می‌شوند، کار پیچیده‌ای است.

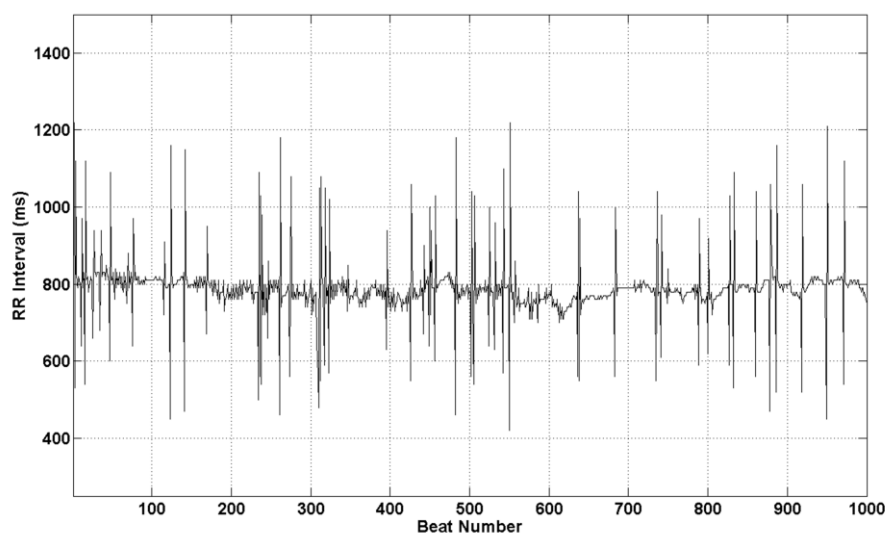
در شکل (۳-۱).الف یک نمونه از نواخت طبیعی سینوسی (CON Series) برای بیمار ۰۰۳۹ و در قسمت شکل (۳-۱).ب جفت سیگنال پیش از اتفاق آریتمی آن در دسته VT Series نمایش داده شده‌است. همانطور که مشاهده می‌شود، وجود نویزهایی به شکل پرش، ایجاد تمایز بین دو سیگنال را تا حدودی پیچیده نموده‌است؛ می‌توان گفت با وجود این نویزها این دو دسته از داده‌ها شبیه سیگنال‌هایی کاملاً تصادفی هستند.

با توجه به اهمیت سیگنال HRV و کاربردهای گوناگون آن در تشخیص‌های پزشکی، روش‌های گوناگونی به منظور کاهش نویز بر روی این سیگنال‌ها ارائه شده‌است. در بین کارهای ارائه‌شده، استفاده از روش‌های غیرخطی [۶۰] و فیلترهای تطبیقی<sup>۱</sup> [۶۱] بیشتر مورد نظر بوده‌است که با توجه به رفتار غیرخطی سیگنال HRV، قابل پیش‌بینی می‌باشد. در این پژوهش، پس از بازخوانی سیگنال‌های HRV در دسته‌های CON Series، VT Series و VF Series با بکارگیری برداشتی از روش ارائه‌شده در مرجع [۶۲]، ضربان‌های مصنوعی و نابجا حذف می‌شوند. روش مورد استفاده برپایه ترکیبی از تبدیل موجک<sup>۲</sup> و فیلتر میانه<sup>۳</sup> عمل می‌نماید.

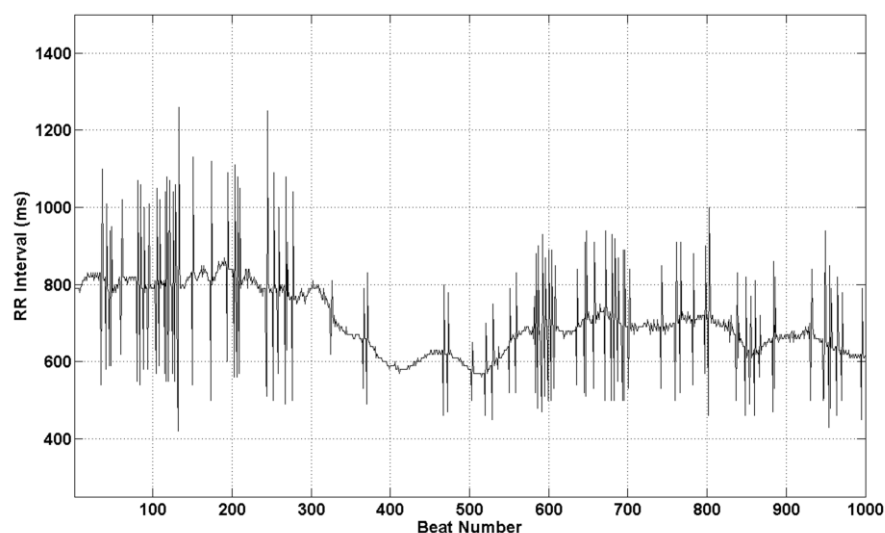
<sup>1</sup> Adaptive Filters

<sup>2</sup> Wavelet Transform (WT)

<sup>3</sup> Median Filter



الف



ب

شکل (۱-۳) نمونه‌ای از سیگنال‌های HRV از بیمار ۰۰۳۹: الف. سیگنال طبیعی در دسته CON Series. ب. سیگنال پیش از وقوع آریتمی VT.

### ۳-۳-۱- تبدیل موجک

تبدیل موجک تعریفی را در حوزه زمان-فرکانس در اختیار ما قرار می‌دهد. این تبدیل همانند تبدیل فوریه<sup>۱</sup> معکوس‌پذیر می‌باشد. به این معنی که می‌توانیم بین سیگنال اصلی و پردازش‌شده رابطه‌ای تعیین کرده و از هر کدام به دیگری گذر نماییم. استفاده از تبدیل موجک به علت کاستی‌های

<sup>۱</sup> Fourier Transform (FT)

موجود در تبدیل فوریه بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. تبدیل فوریه اطلاعاتی از حوزه فرکانس به ما می‌دهد که این اطلاعات شامل وجود هر فرکانس در سیگنال است. اما زمان حضور هر فرکانس که داده‌ای مفید می‌باشد، توسط تبدیل فوریه قابل تولید نیست. این ضعف تبدیل فوریه توسط تبدیل موجک قابل پوشش است. تبدیل موجک اطلاعاتی از حوزه زمان و فرکانس را در کنار هم در اختیار ما قرار می‌دهد. می‌توان گفت تبدیل موجک با استفاده از یک پنجره از زمان با مقیاس‌های متفاوت از روی سیگنال عبور می‌کند و عبارت موجک به علت محدود بودن طول این پنجره به آن اطلاق می‌شود. این مقیاس در فرکانس‌های بالا بزرگ بوده و در فرکانس‌های پایین کوچک می‌شود چرا که فرکانس‌های بالا در حوزه زمان و فرکانس‌های پایین در حوزه فرکانس، بازیابی بهتری دارند [۶۳]. با توجه به مطالب بیان شده تبدیل موجک در فضای پیوسته به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (1-3)$$

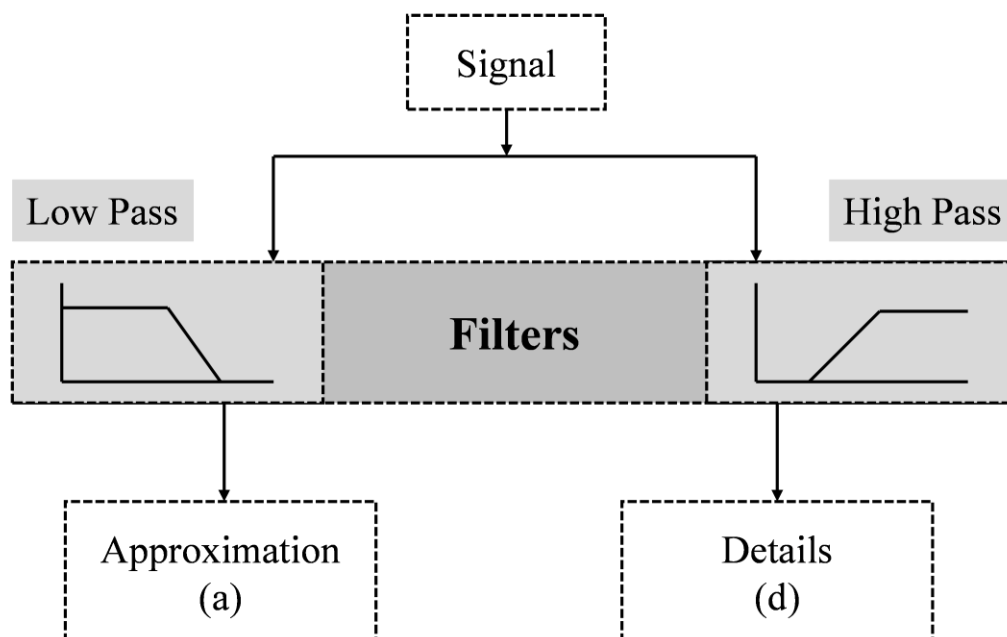
همچنین تابع موجک با انتقال و تغییر مقیاس موجک مادر به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\psi_{\tau, s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi \left( \frac{t-\tau}{s} \right) \quad (2-3)$$

که در آن مقدار  $\tau$  برابر پارامتر انتقال و مقدار  $s$  برابر پارامتر مقیاس می‌باشد. پارامتر انتقال، وظیفه جابجایی پنجره موجک را دارد و پارامتر مقیاس، اندازه این پنجره را تعیین می‌نماید. اما در حالت گسسته تعریف تابع موجک مادر کمی متفاوت است. در حالت گسسته موجک به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{s_0^j}} \psi \left( \frac{t - k\tau_0 s_0^j}{s_0^j} \right), s_0 > 1 \quad (3-3)$$

در این فرمول  $j$  و  $k$  برابر دو عدد صحیح به عنوان ورودی برای موجک مادر هستند و در تابع ورودی، مقدار  $s_0$  برابر پارامتر مقیاس و  $\tau_0$  برابر پارامتر انتقال می‌باشد. مقدار  $s_0$  معمولاً برابر ۲ در نظر گرفته می‌شود. با این فرض در هر بار اعمال تبدیل موجک فضای فرکانسی به دو قسمت مجزا تقسیم می‌گردد. این دو دسته با نام‌های مجموعه ضرایب تقریبی<sup>۱</sup> و مجموعه ضرایب جزئیات<sup>۲</sup> در هر بار اعمال تبدیل موجک با عبور از فیلترهای بالاگذر<sup>۳</sup> و پایین‌گذر<sup>۴</sup>، بدست می‌آیند [۶۴]. در نتیجه می‌توان بیان نمود که با اعمال یک مرحله‌ای تبدیل موجک، سیگنال ورودی به فرکانس‌های بالا و فرکانس‌های پایین تجزیه می‌شود. این مرحله در شکل (۲-۳) نشان داده شده‌است. تا رسیدن به تجزیه مطلوب می‌توان تبدیل موجک را بر روی ضرایب تقریبی (a) اعمال نمود. در این صورت فضای فرکانسی همانند شکل (۳-۳) به قسمت‌های کوچک‌تر در فضای فرکانس‌های پایین تقسیم‌بندی شده و این روند تا رسیدن به باندهای فرکانسی مورد نظر، ادامه می‌یابد.



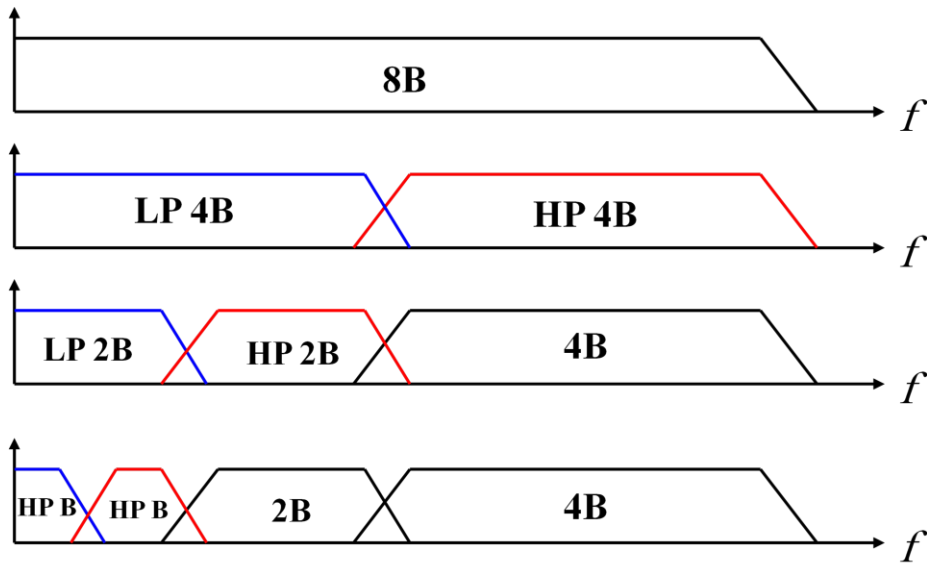
شکل (۲-۳) نمایشی از عبور سیگنال، زمان استفاده از تبدیل موجک در هر مرحله

<sup>1</sup> Approximate Coefficients

<sup>2</sup> Detail Coefficients

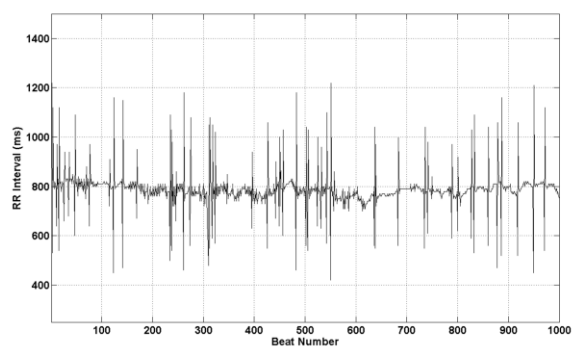
<sup>3</sup> High Pass Filter

<sup>4</sup> Low Pass Filter

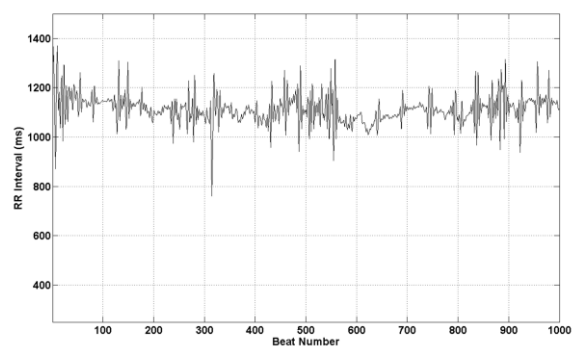


شکل (۳-۳) تقسیم سیگنال با انجام متوالی تبدیل موجک

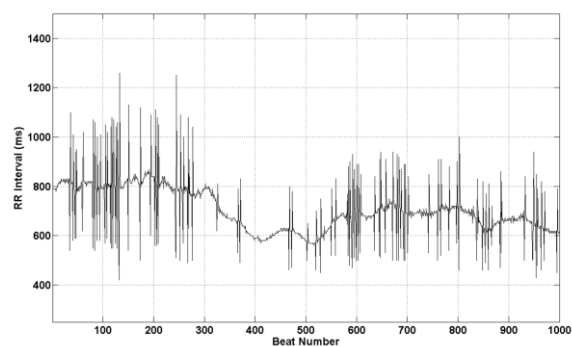
با توجه به موارد بیان شده، با استفاده از تبدیل موجک، می‌توان بخشی از نویز را بصورت پیش‌زمینه با فرکانس بالا، از سیگنال HRV را حذف نمود. با توجه به محدودیت زمانی در تصمیم‌گیری و محدود بودن قدرت الکتریکی دستگاه‌های ICD، استفاده از تبدیل موجک تنها با یک مرحله اعمال آن صورت می‌پذیرد. سیگنال HRV با اعمال یک مرحله تبدیل موجک به دو مجموعه ضرایب تقریب و جزئیات تبدیل می‌شود. پس از آن با توجه به وجود نویزهایی با فرکانس بالا در مجموعه جزئیات، این مجموعه را کنار گذاشته و سیگنال HRV را با مجموعه تقریب، بازسازی می‌نماییم. نتایج این عملیات بر روی سیگنال HRV بیمار ۰۰۳۹ در شکل (۴-۳) نمایش داده شده‌است. همانطور که ملاحظه می‌شود میزان قابل توجهی از تغییرات ناگهانی در سیگنال HRV از بین رفته‌است. این تغییرات ناگهانی کاملاً غیرطبیعی بودند و قلب، قادر به تولید این ضربان‌های ناگهانی نبوده‌است. این عملیات همچون یک فیلتر پایین‌گذر بعضی از فرکانس‌های بالا و غیرطبیعی را حذف نموده‌است.



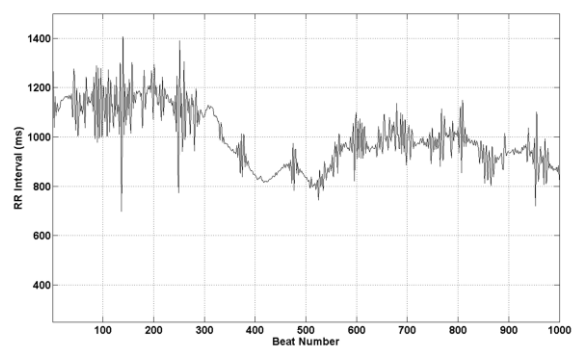
الف



ب



ج



د

شکل (۳-۴) نمونه بازسازی شده سیگنال HRV با اولین مجموعه ضرایب تقریبی از تبدیل موجک به همراه سیگنال اولیه برای بیمار ۰۰۳۹. الف. سیگنال CON Series. ب. سیگنال بازسازی شده CON Series. ج. سیگنال VT Series. د. سیگنال بازسازی شده VT Series.



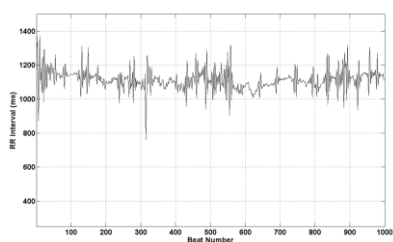
## ۳-۳-۲- فیلتر میانه

مجموعه تبدیل موجک قسمتی از نویز پیش‌زمینه را به خوبی حذف می‌کند، اما بعضی از پرش‌ها همچنان در سیگنال خروجی دیده می‌شوند. برای از بین بردن این پرش‌ها فیلتر میانه با نگهداری از یال‌ها، می‌تواند ضربان‌های نابجا را حذف نموده و با مقدارهای معتبر جایگزین نماید. فیلتر میانه در زمینه‌های پردازش سیگنال [۶۵] و پردازش رقمی تصاویر [۶۶] بسیار مورد توجه قرار گرفته‌است. فیلتر میانه براساس جایگزینی عنصر با میانه در پنجره‌ای از اعداد مرتب شده انجام می‌گیرد. فرض کنید دنباله‌ای از اعداد یک سیگنال بصورت  $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$  به ترتیب صعودی وجود دارد. عنصر میانه بصورت زیر محاسبه می‌شود.

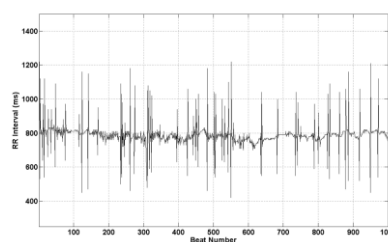
$$y = \begin{cases} \frac{1}{2}(x_{n/2} + x_{n/2+1}), & \text{if } n \text{ is even} \\ x_{(n+1)/2}, & \text{if } n \text{ is odd} \end{cases} \quad (۴-۳)$$

در فرمول (۴-۳) مقدار  $y$  در سری تعریف‌شده برابر با مقدار میانه است. پس از اعمال تبدیل موجک و بازسازی دوباره سیگنال HRV به وسیله مجموعه ضرایب تقریبی، فیلتر میانه بر روی آن اعمال می‌شود. نکته‌ای که در اعمال این فیلتر دارای اهمیت می‌باشد اندازه  $n$ ، یعنی طول پنجره است. در کاربردهای بیدرنگ<sup>۱</sup> تا جای ممکن طول پنجره را کاهش می‌دهیم، زیرا در هر بار اعمال فیلتر میانه باید  $n$  داده را داشته و مورد پردازش قرار دهیم. از طرفی با افزایش طول  $n$ ، ممکن است داده‌هایی مهم را از دست بدهیم؛ اما در این پژوهش با توجه به کاربرد پزشکی آن، مهم‌ترین عامل در این انتخاب تعداد حداقل ضربان در آریتمی‌های VT و VF تا ایست قلبی است. نتایج اعمال فیلتر میانه به همراه سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی‌شده تبدیل موجک، به منظور مقایسه بهتر برای یک نمونه از داده‌های پایگاه SVTD در شکل (۵-۳) ارائه شده‌است. همانطور که ملاحظه می‌شود، نتیجه روال کاهش نویز توانسته است مقدار پرش‌های نابجا و ضربان‌های مصنوعی را در حد مطلوب و قابل قبولی کاهش دهد.

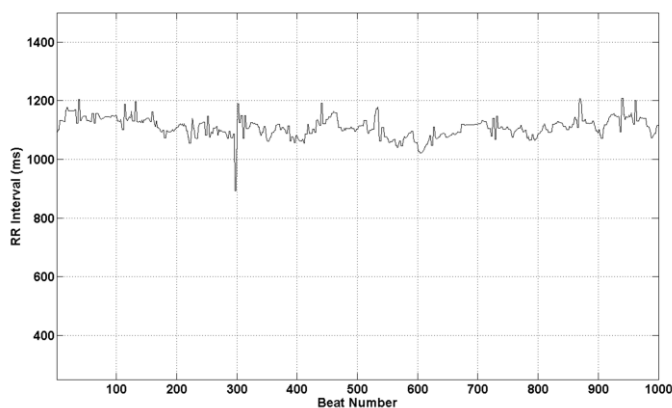
<sup>۱</sup> RealTime



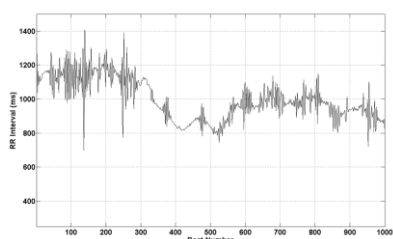
ب



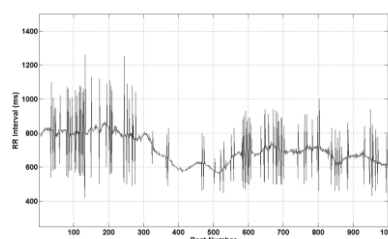
الف



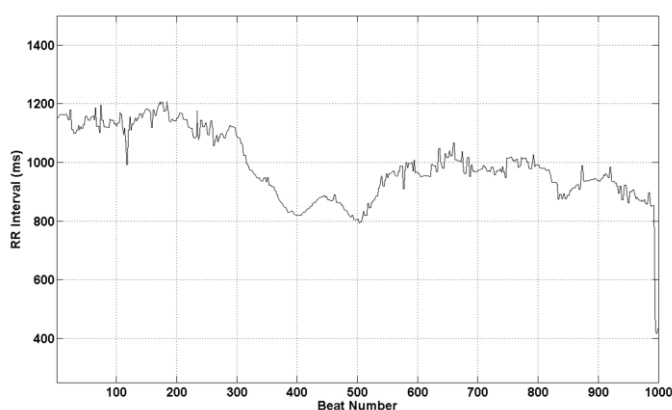
ج



ه



د



و

شکل (۳-۵) نمونه اعمال فیلتر میانه در آخرین مرحله حذف ضربان‌های نابجا به همراه سیگنال اولیه و خروجی بازسازی تبدیل موجک برای بیمار ۰۰۳۹. الف. سیگنال CON Series. ب. سیگنال بازسازی شده CON Series. ج. نتیجه اعمال فیلتر میانه بر روی سیگنال CON Series. د. سیگنال VT Series. ه. سیگنال بازسازی شده VT Series. و. نتیجه اعمال فیلتر میانه بر روی سیگنال VT Series.

### ۳-۴- بررسی روش‌های استخراج ویژگی

هدف از کلیه روش‌های استخراج ویژگی در پردازش سیگنال، تبدیل فضای داده سیگنال ورودی (با استفاده از روش‌های خطی یا غیرخطی) به زیرفضایی  $d$  بعدی است، به نحوی که بتوان در آن به بهترین کارایی ممکن رسید. این کارایی می‌تواند پیش‌بینی قسمتی از سیگنال یا دسته‌بندی آن به کلاس‌های متفاوت باشد. همانطور که پیش‌تر بیان شد، روش‌های تحلیل و استخراج ویژگی از سیگنال در دو دسته خطی و غیرخطی طبقه‌بندی می‌شود. با توجه به معایب بیان شده از روش‌های غیرخطی و مشخصه‌های فیزیک-پزشکی سیگنال HRV در هنگام رخداد آریتمی‌های VT و VF، در این پژوهش استفاده از روش‌های خطی بیشتر مورد توجه قرار گرفته است.

مجموعه مشخصه‌های استخراجی در این بخش به دو دسته تقسیم می‌شوند. دسته اول ویژگی‌هایی بر اساس برداشت پنجره‌ای یا زمان-کوتاه<sup>۱</sup> بوده و در دسته دوم استفاده از ویژگی‌های فوریه-بسل مطرح می‌شود. این دو دسته به صورت مجزا به منظور ساخت بردار ویژگی در دسته‌بندی سیگنال‌های HRV مورد استفاده قرار می‌گیرند. نتایج این دسته‌بندی‌ها در فصل آتی با سایر کارهای پیشین مقایسه می‌گردد.

#### ۳-۴-۱- استخراج ویژگی در بازه‌های زمانی کوتاه

سه روش استفاده‌شده با نام‌های ضریب خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی سیگنال، راهکارهای انتخاب‌شده به منظور استخراج ویژگی از سیگنال HRV در این بخش می‌باشند. با توجه به محدودیت ماهیچه‌ای در سیستم خون‌رسانی در بدن انسان، تغییرات ضربان قلب در بیشتر حالات تشخیص داده شده توسط پزشکان، به صورت تدریجی رخ می‌دهد. این خاصیت یعنی تغییرات تدریجی در سیگنال همانطور که در مرجع [۶۷] بیان شده است، ما را به سمت استخراج ویژگی در بازه‌های زمانی کوتاه مدت از سیگنال به صورت بلوکی سوق می‌دهد؛ در نتیجه، تمام روش‌های مورد استفاده در حالت زمان-کوتاه، بر روی سیگنال مورد نظر اعمال شده و در ادامه مورد بررسی قرار می‌گیرند.

<sup>۱</sup> Short-Time

## ۳-۴-۱-۱- خودهمبستگی

ضریب خودهمبستگی را می‌توان میزان همبستگی و یا شباهت یک سیگنال به خودش دانست. این شباهت با تغییر در یک بازه زمانی مورد بررسی قرار می‌گیرد. با جابجایی سیگنال بر روی خودش در هر مرحله میزان همبستگی محاسبه می‌شود. میزان همبستگی در نقطه میانی، یعنی زمانی که هیچ جابجایی صورت نگرفته‌است، بیشترین مقدار را دارد زیرا سیگنال بدون هیچ تغییر زمانی بر روی خودش قرار گرفته و اعداد آن بیشترین مقدار وابستگی را به خود دارا می‌باشند. استفاده از ضریب خودهمبستگی به صورت زمان-کوتاه، بیان‌کننده وابستگی سیگنال به خود، در بازه‌هایی محدود است. این بازه‌ها زیرمجموعه‌هایی از خود سیگنال هستند. در این پژوهش بازه‌ها بدون اشتراک بوده و مجموعه آنها سیگنال ورودی را شامل می‌شود. ضریب خودهمبستگی در حالت زمان-کوتاه به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$R_n(k) = \sum_{m=n-N+1}^n X_m X_{m+k} \quad (۵-۳)$$

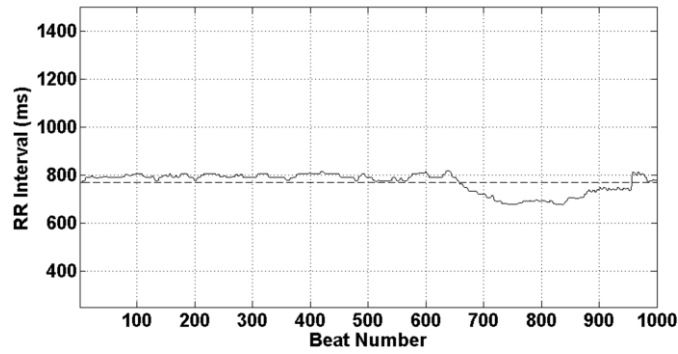
در این فرمول مقدار  $N$  برابر طول پنجره و مقدار  $n$  معادل انتهای پنجره می‌باشد. مقدار  $m$  برابر شمارنده پنجره است که از  $n-N+1$  تا  $n$  تغییر می‌کند و در آخر، مقدار  $k$  میزان جابجایی را نشان می‌دهد. از خواص تابع خودهمبستگی می‌توان به نرمال بودن این تابع بین  $1$  و  $-1$  و قرینه بودن آن اشاره نمود [۶۸]. البته براساس فرمول (۵-۳) خروجی خودهمبستگی به بازه بیان شده یعنی بین  $1$  و  $-1$  محدود نمی‌باشد. در زمانی که مقدار  $k$  برابر صفر می‌باشد و مقدار خروجی بیشینه است؛ با تقسیم مقدار خروجی بر مقدار اولیه هر بازه، مقدار خودهمبستگی خروجی بین  $1$  و  $-1$  محدود می‌شود. این بازه محدود در تحلیل ضریب خودهمبستگی بسیار مفید است.

هرگاه مقدار ضریب خودهمبستگی برابر  $1$  شود میزان وابستگی به بیشینه خود رسیده و مستقیم است و هرگاه مقدار ضریب خودهمبستگی برابر  $-1$  شود میزان وابستگی بیشینه و معکوس می‌باشد. هرچه میزان ضرایب به سمت صفر میل نماید، مقدار وابستگی نیز کاهش می‌یابد. بهتر است پیش از

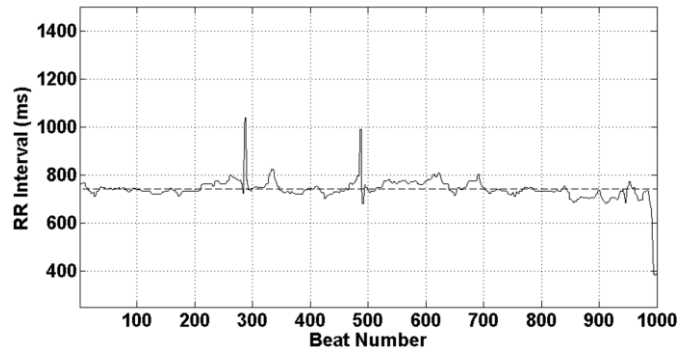
پردازش سیگنال توسط معیار خودهمبستگی، مقدار هر سیگنال را به منظور طبیعی شدن، از مقدار میانگین آن کم نماییم. با این کار، مقادیر منفی نیز در کنار مقادیر مثبت در بردار ضرایب خروجی ظاهر می‌شود.

در شکل (۳-۶) دو سیگنال HRV برای بیمار ۰۰۵۹ در دسته‌های VT Series و CON Series به همراه نمودار ضریب خودهمبستگی و پنجره‌های به طول ۵۰۰ دیده می‌شود. سیگنال‌های HRV پس از مرحله حذف نویز، به ۱۰۰۰ ضربان تبدیل می‌شوند؛ در نتیجه طول پنجره به اندازه نصف طول سیگنال انتخاب شده‌است. همانطور که در شکل نشان داده شده‌است، تغییرات ضریب خودهمبستگی در نواخت طبیعی (دسته CON Series) به صورت تدریجی با فاصله گرفتن از نقطه مرکزی با نرخی یکنواخت کاهش پیدا می‌کند، در صورتی که در نواخت پیش از وقوع آریتمی بطنی VT (VT Series) تغییرات ضرایب به صورت نامتعادل در اطراف صفر نوسان دارند.

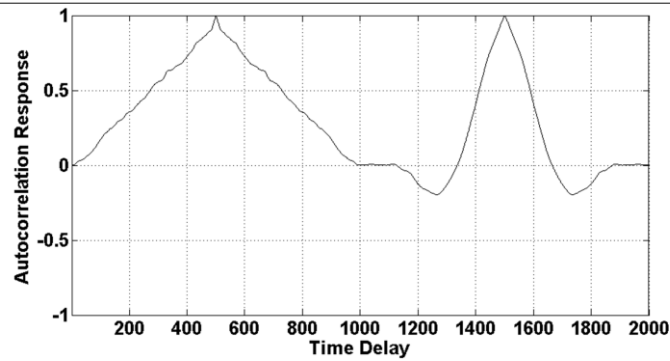
از طرفی دیگر، در نواخت طبیعی، تغییرات ضربان با توجه به ماهیت قلب روندی وابسته به عملکرد پیشین خود دارد، در صورتی که در نواخت VT فاصله بین تپش‌ها کاملاً آشوبگونه و غیروابسته است و در نواخت پیش از آریتمی VF این آشفتگی به بیشینه خود می‌رسد. تأثیر این فرایند فیزیکی-پزشکی در قلب در هنگام رخداد آریتمی‌های VT و VF، در ضریب خودهمبستگی مشهود می‌باشد و این ویژگی را برای تمیز دادن ضربان طبیعی از سیگنال‌های پیش از وقوع آریتمی VT و VF، درخور می‌گرداند.



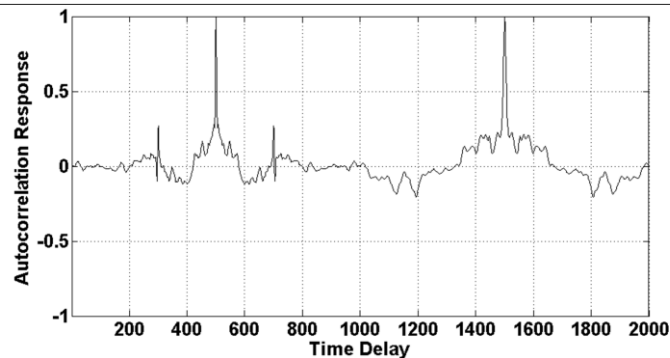
الف



ب



ج



د

شکل (۳-۶) نمایش ضرایب خودهمبستگی بر روی سیگنال CON Series و VT Series برای بیمار ۰۰۵۹ در پنجره-های با طول ۵۰۰. الف. سیگنال CON Series. ب. سیگنال VT Series. ج. ضرایبی خودهمبستگی برای سیگنال CON Series. د. ضرایب خودهمبستگی برای سیگنال VT Series.

۳-۴-۱-۲- عبور از صفر

مشخصه عبور از صفر به صورت گسترده‌ای در تحلیل و پردازش سیگنال‌ها مورد استفاده قرار گرفته‌است. کاربردهایی همچون بررسی، تشخیص و دسته‌بندی گفتار [۶۹، ۷۰]، تحلیل سیگنال نوار مغزی<sup>۱</sup> (EEG) [۷۱] و دیگر سیگنال‌های حیاتی در کارهای پیشین، دیده می‌شود. مشخصه عبور از صفر برای سیگنال، زمانی است که مقدار آن از لحاظ جبری تغییر می‌کند و یا از خط محور افقی که می‌تواند زمان باشد، گذر می‌کند [۷۲]. مقدار عبور از صفر در سیگنال در حالات زمان-کوتاه به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$Z_n(k) = \frac{1}{2} \sum_{m=n-N+1}^n |sgn(x_m) - sgn(x_{m-1})| \quad (۶-۳)$$

در این فرمول مقدار  $N$  برابر طول پنجره و مقدار  $n$  معادل انتهای پنجره می‌باشد. مقدار  $m$  برابر شمارنده پنجره است، که از  $n-N+1$  تا  $n$  تغییر می‌کند و در انتها، مقدار  $k$  میزان جابجایی را نشان می‌دهد. تابع علامت<sup>۲</sup> ( $sgn$ ) در صورتی که اندازه سیگنال مثبت باشد، مقدار ۱ و در غیراینصورت برابر ۱- است. در نتیجه هنگام عبور از صفر مقدار قدرمطلق برابر ۲ است و در زمان‌هایی که عبور از صفر وجود ندارد، مقدار  $Z_n(k)$  برابر صفر است. حاصل سیگما، دو برابر تعداد عبور از صفر است، که با تقسیم صورت گرفته، مقدار دقیق تعداد عبور از صفر سیگنال، در پنجره‌ای معین بیان می‌شود.

با در نظر گرفتن ماهیت سیگنال HRV، در هنگام وقوع آریتمی‌های VT و VF، این تحلیل بیان می‌شود: در صورت نزدیک شدن سیگنال HRV به محور افقی، قلب با سرعتی بیشتر از حالت طبیعی با توجه به محدودیت‌های فیزیکی و ماهیچه‌ای، تپش می‌نماید و صفر شدن یا عبور از این محور غیرممکن است؛ بنابراین، در این حالت گذر از صفر ویژگی مناسبی برای پیش‌بینی ایست قلبی نیست؛ اما اگر عبور از میانگین سیگنال را در نظر بگیریم، تفاوت دسته‌های مورد بررسی، نمایان می‌شود. در

<sup>۱</sup> Electroencephalography (EEG)

<sup>۲</sup> Sign Function

شکل (۳-۶) قسمت الف و ب سیگنال CON Series و VT Series از بیمار ۰۰۵۹ به همراه میانگین سیگنال‌ها (بصورت خط چین) رسم شده‌است. همانطور که دیده می‌شود، به علت تغییرات غیرمنظم در دسته VT تغییر در اطراف میانگین بسیار بیشتر از دسته ضربان طبیعی یا CON Series است و می‌توان گفت با توجه به آشفتگی بیشتر در آریتمی VF نسبت به VT، این مقدار در VF بیشتر هم خواهد شد.

### ۳-۴-۱-۳- انرژی سیگنال

یکی از معیارهایی که در دسته‌بندی سیگنال‌ها با مقدار پیچیدگی محاسبات کم و مطلوب، مورد استفاده قرار می‌گیرد، انرژی سیگنال است [۷۳]. انرژی سیگنال با جمع توان دوم مقادیر سیگنال به وسیله فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$E_n(k) = \sum_{m=n-N+1}^n (x_m)^2 \quad (۷-۳)$$

در این فرمول مقدار  $N$  برابر طول پنجره و مقدار  $n$  معادل انتهای پنجره می‌باشد. مقدار  $m$  برابر شمارنده پنجره است، که از  $n-N+1$  تا  $n$  تغییر می‌کند و در آخر، مقدار  $k$  میزان جابجایی را نشان می‌دهد. این ویژگی با تعریف بیان شده از VT و VF و اختلاف این دو آریتمی با ضربان طبیعی قلب، می‌تواند تمایز خوبی را بین این دو دسته ایجاد نماید. در تعریف بیان شده از VT و VF، تسریع در ضربان قلب، یکی از محورهای اصلی تغییر در سیگنال HRV است. با تسریع تر شدن ضربان قلب و ضعف در ایجاد تپش قدرتمند و کارا، قلب به مرگ آنی دچار می‌شود؛ در نتیجه می‌توان گفت انرژی سیگنال HRV در حالت ضربان طبیعی باید بیشتر از حالتی باشد که آریتمی‌های VT و VF رخ می‌دهد. این موضوع حتی در میانگین سیگنال پیش از اتفاق آریتمی که کمتر از حالت ضربان سالم و طبیعی است، به وضوح دیده می‌شود. در نتیجه، می‌توان تأثیر آن را پیش از وقوع آریتمی، ویژگی با اهمیتی دانست.



## ۳-۴-۲- استخراج ویژگی‌های فوریه-بسل

در بیشتر پژوهش‌های انجام‌شده در محدوده پردازش سیگنال، فراخوانی یک سیگنال مستقیماً به وسیله نمونه‌های آن، مطلوب به نظر نمی‌رسد. برای مثال سیگنالی که در حوزه زمان بیان می‌شود ممکن است در حوزه فرکانس فشردگی بیشتری داشته‌باشد که از دید تحلیلگر و روش‌های دسته‌بندی پنهان می‌ماند. در بیشتر مواقع داده‌های سیگنال در حوزه زمان ویژگی‌های خود را پنهان نموده‌اند و بسیاری از سیگنال‌های مورد استفاده در دنیای واقعی، دارای اطلاعات اضافه از این قبیل هستند. یک نمونه موفق از انتقال فضای سیگنال از داده خام به بردار ویژگی، استفاده از ضرایب فوریه-بسل است. بسط فوریه-بسل از جمله روش‌های کارا در تحلیل سیگنال می‌باشد که در پژوهش‌های پزشکی از جمله تحلیل سیگنال EEG [۷۴] و همچنین در پردازش و بازشناسی گفتار [۷۵، ۷۶] مورد استفاده قرار گرفته‌است. تبدیل فوریه-بسل با استخراج اطلاعاتی که در حوزه زمان قابل بازیابی نیستند، کارایی خوبی را به منظور ساخت بردار ویژگی از خود نشان می‌دهد.

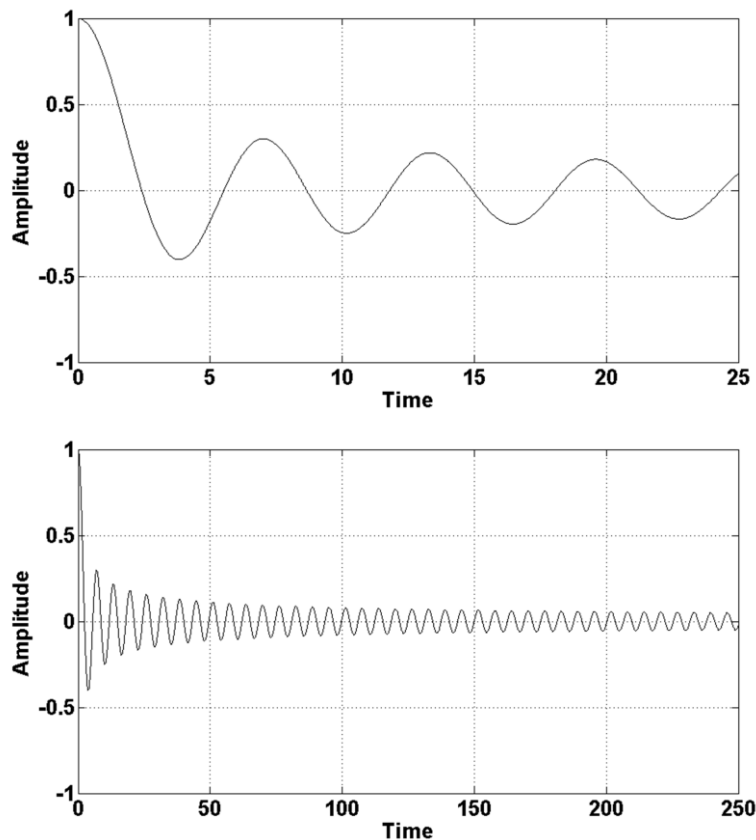
تئوری نمایش هر تابع به صورت دنباله‌ای از سری‌ها، توسط برنولی در سال ۱۷۵۳ برای تارهای مرتعش ارائه شد. ایده‌ی برنولی، یعنی نمایش هر تابع به صورت مجموعی از توابع سینوسی، بسیار مورد توجه قرار گرفت. این ارائه با فرمول زیر بیان شد:

$$f(x, t) = A_1 \sin(x) \cos(at) + A_2 \sin(2x) \cos(2at) + \dots \quad (۸-۳)$$

با توجه به موفقیت روش برنولی برای بیان رفتار تارهای مرتعش، نمایش سری‌گونه بیشتر مورد بسط قرار داده شد. این مدل‌سازی با در نظر گرفتن تئوری نمایش سری‌گونه هر تابع دلخواه به صورت مجموعه متعامد از توابع پایه در انواع متفاوت ارائه شد. یکی از روش‌های پیشنهادشده در این زمینه، بکاربردن توابع بسط به عنوان توابع پایه و رسیدن به توسعه فوریه-بسل است [۷۷].

برخلاف توابع فوریه، توابع بسط همانطور که در شکل (۳-۷) نشان داده شده‌است، در طول زمان به محور افقی همگرا می‌شوند؛ در نتیجه هر تابع بسط مجموعه‌ای از فرکانس‌ها را در بر دارد. این خاصیت

در تحلیل سیگنال‌های غیرایستا<sup>۱</sup> بسیار مفید و کلیدی خواهد بود. علت این کارایی در تعریف سیگنال‌های ایستا<sup>۲</sup> و غیرایستا نهفته است. سیگنال ایستا، سیگنالی است که محتوای فرکانسی آن در طول زمان تغییر نمی‌کند و در نتیجه تمام مؤلفه‌های موجود در سیگنال در هر زمان ظاهر می‌شوند. این در حالی است که در سیگنال غیرایستا مؤلفه‌های فرکانسی متفاوت در زمان‌های مختلف رخ می‌دهند. خاصیت موج‌های ایستا در توابع پایه سینوسی، مشهود است. در نتیجه، این توابع سیگنال‌های ایستا را بهتر مدل می‌کنند. در طرف دیگر، توابع پایه بسل از خاصیت غیرایستایی، در حوزه فرکانسی پیروی می‌نمایند. این خاصیت در توابع پایه بسل، بسط سری فوریه-بسل را به منظور تحلیل سیگنال‌های غیرایستایی چون HRV بیشتر از پیش مناسب می‌نماید [۷۸].



شکل (۷-۳) نمایش تابع بسل با دو مقدار تفکیک‌پذیری<sup>۳</sup>.

<sup>1</sup> Non-Stationary

<sup>2</sup> Stationary

<sup>3</sup> Resolution

بسط سری هر تابع انتخابی به وسیله اولین مرتبه تابع بسط، معروف به مرتبه صفر به صورت فرمول زیر بیان می شود:

$$f(x) = \sum_{m=1}^{\infty} C_m J_0(\lambda_m x), 0 < x < a \quad (9-3)$$

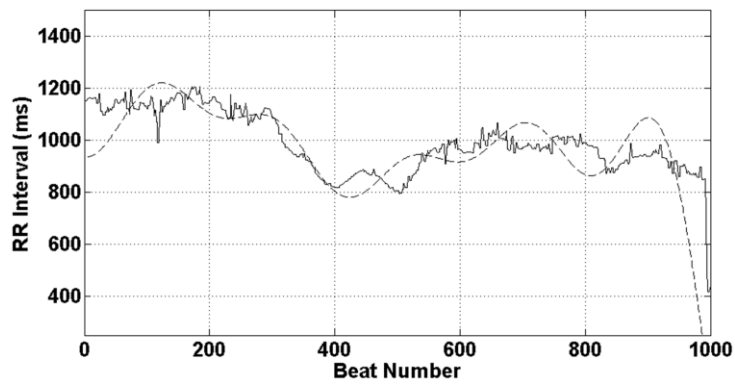
که در آن  $f(x)$  تابع انتخابی یا تابع ورودی می باشد، که در بازه  $(0, a)$  تعریف شده است. مقدار  $\lambda_m$  با تغییرات مقدار  $m$  در بازه اعداد طبیعی ( $m = 1, 2, \dots$ ) برابر ریشه های مثبت  $J_0(a\lambda_m) = 0$  که به صورت صعودی منظم شده اند، می باشد. مهم ترین بخش از این بسط که بردار ویژگی های خروجی را در این پژوهش تشکیل می دهد ضرایب بسط فوریه-بسط می باشند. نحوه محاسبه این ضرایب در فرمول (10-3) بیان شده است:

$$C_m = \frac{2 \int_0^a x f(x) J_0(\lambda_m x) dx}{a^2 (J_1(\lambda_m a))^2} \quad (10-3)$$

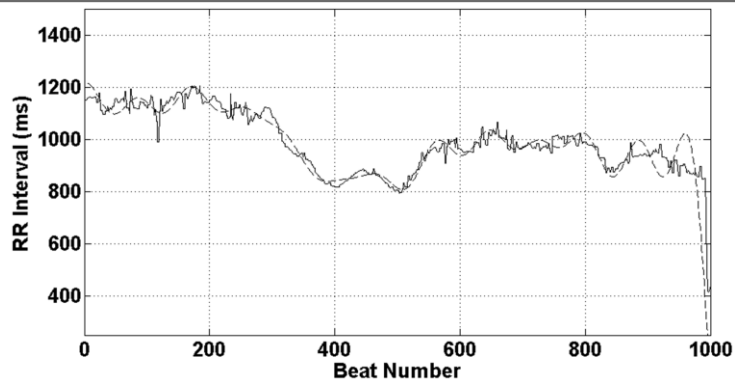
تبدیل فوریه-بسط همانند دیگر تبدیل های ریاضی همچون فوریه و موجک برگشت پذیر می باشد. با این توصیف، سیگنال اولیه با استفاده از ضرایب استخراجی قابل تولید است. توجه به این نکته دارای اهمیت است که ضرایب فوریه-بسط همانند ضرایب فوریه برای سیگنال ورودی یکتا بوده و با عوض شدن سیگنال ورودی، تغییر می نمایند. استخراج ضرایب فوریه-بسط نیازمند محاسبه تبدیل هنکل<sup>1</sup> می باشد. تبدیل سریع هنکل<sup>2</sup> (FHT) محاسبه ضرایب فوریه-بسط را با سرعت اندکی کمتر از ضرایب فوریه ممکن می سازد. تعداد ضرایب فوریه-بسط از جمله پارامترهای مهم در استفاده بهینه در ساخت بردار ویژگی و یا بازسازی سیگنال اولیه می باشد [79]. تأثیر مستقیم تعداد ضرایب استخراجی از تبدیل فوریه-بسط بر روی سیگنال بازسازی شده در شکل بر روی سیگنالی انتخابی از پایگاه داده SVTD، نمایش داده شده است.

<sup>1</sup> Hankel Transform

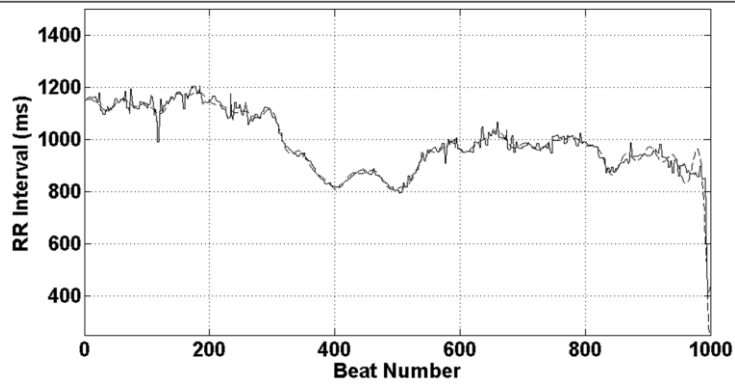
<sup>2</sup> Fast Hankel Transform



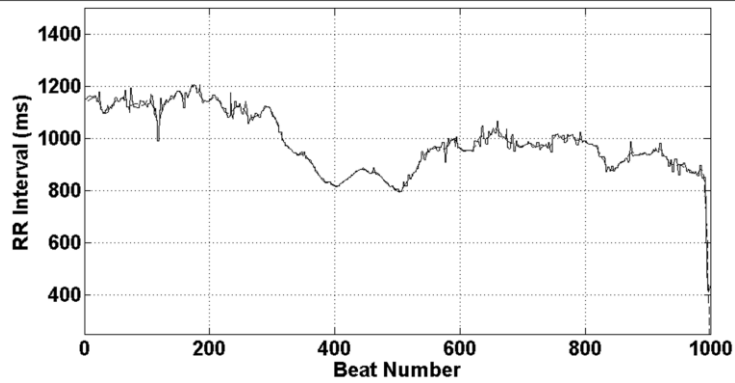
الف



ب



ج



د

شکل (۳-۸) بازسازی سیگنال HRV با تعداد ضرایب الف: ۱۰، ب: ۲۵، ج: ۵۰ و د: ۱۰۰ از تبدیل فوریه-بسل.

بر طبق تصاویر سیگنال‌های بازسازی‌شده که به وسیله خط‌چین مشخص شده‌اند، با افزایش تعداد ضرایب، میزان شباهت این سیگنال به سیگنال اصلی افزایش می‌یابد. همانطور که دیده می‌شود، با توجه به طول سیگنال که برابر ۱۰۰۰ تپش است، سیگنال‌های بازسازی‌شده با ۱۰، ۲۵، ۵۰ و ۱۰۰ ضریب فوریه-بسل نمایش داده شده‌اند. در آخرین خروجی یعنی شکل (۳-۸) د، با یک دهم اطلاعات سیگنال اصلی، بازسازی انجام‌شده جزئیات سیگنال اولیه را به خوبی نمایش داده‌است.

در پایان این بخش می‌توان گفت، با نظر به ویژگی‌های بیان‌شده از تبدیل فوریه-بسل و ضرایب آن، این روش ریاضی به عنوان یک ساختار مستقل به منظور استخراج مشخصه بکار گرفته شده‌است. نتایج دسته‌بندی و پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF در فصل آتی با دو راهکار بیان‌شده در قسمت استخراج ویژگی، مورد ارزیابی و مقایسه قرار خواهد گرفت.

### ۳-۵- دسته‌بندی سیگنال HRV

از دیرباز تاکنون در موارد بسیاری استفاده از جداکننده‌های خطی به عنوان ابزاری ساده و کارآمد در مباحث ریاضیاتی و الگوریتم‌های کامپیوتری مشاهده شده‌است. یکی از بارزترین این موارد، استفاده از جداکننده‌ها به منزله گروه‌بندی داده‌ها است. در این روش با در نظر گرفتن یک خط جداکننده، داده‌ها را به دو کلاس مجزا دسته‌بندی می‌نماییم. این روش تا زمانی پاسخگو است که داده‌ها به صورت ذاتی در محیط دو بعدی صفحه تفکیک‌پذیر باشند؛ اما در صورت پیچیده‌شدن داده‌ها و یا بالا رفتن تعداد کلاس‌ها باید از متدها و ضرایب جدیدتری استفاده نماییم. یکی از ایده‌های نسبتاً جدید در شناسایی و دسته‌بندی الگوها، استفاده از ماشین بردار پشتیبان<sup>۱</sup>، به اختصار SVM است. این روش در سال‌های اخیر کارایی خوبی را نسبت به سایر روش‌های قدیمی، برای طبقه‌بندی از جمله شبکه‌های عصبی مصنوعی<sup>۲</sup> نشان داده‌است [۸۰]. در زمینه تحلیل سیگنال HRV نیز کارهای انجام‌شده،

<sup>۱</sup> Support Vector Machine (SVM)

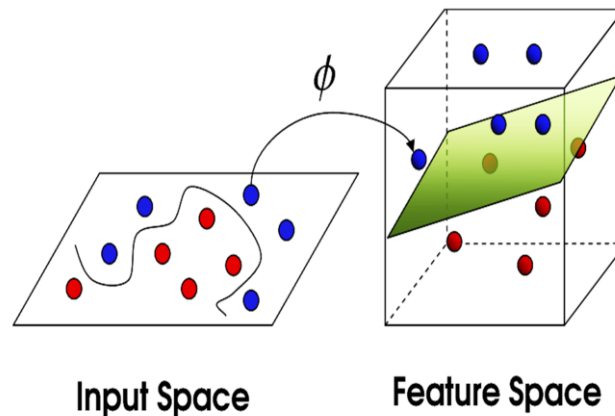
<sup>۲</sup> Artificial Neural Networks

نشان دهنده عملکرد خوب این دسته‌بند برای جداسازی آریمی‌های قلبی نسبت به شبکه‌های عصبی مصنوعی می‌باشد [۸۱].

همانطور که بیان شد، تکنیک ماشین بردار پشتیبان یک روش یادگیری با ناظر جهت طبقه‌بندی داده‌ها است. ماشین بردار پشتیبان دارای خواص بسیار ارزشمندی است که آن را برای شناسایی الگو مناسب می‌سازد. از جمله اینکه SVM در آموزش خود مشکل بهینه‌های محلی را ندارد؛ در صورتی که در روش‌هایی همچون شبکه‌های عصبی و سیستم‌های دسته‌بندی فازی، افتادن در بهینه محلی معمول می‌باشد. روش SVM در مقایسه با شبکه‌های عصبی و سیستم‌های دسته‌بندی فازی، دارای فرآیند آموزش نسبتاً ساده‌تری است؛ همچنین دسته‌بندی‌کننده را با حداکثر تعمیم بنا کرده و در انتقال داده‌ها به فضای بالاتر به منظور جداسازی بهتر، به خوبی عمل می‌نماید. این روش، ساختار و توپولوژی خود را به صورت بهینه تعیین می‌کند و موازنه‌ای بین پیچیدگی طبقه‌بندی‌کننده و میزان خطا برقرار نماید؛ در انتها این دسته‌بند توابع جداکننده غیرخطی را به راحتی و با محاسبات کم، با استفاده از مفهوم حاصل ضرب داخلی مدل می‌نماید [۸۲].

دسته‌بند SVM از مجموعه الگوریتم‌هایی است که در شاخه روش‌های بر پایه هسته<sup>۱</sup> از یادگیری ماشین قرار می‌گیرد و این نکته علاوه بر ایجاد کارایی، نقطه ضعفی برای آن به حساب می‌آید. از مشکلات SVM می‌توان به وابستگی این دسته‌بند به هسته مناسب به منظور دسته‌بندی اشاره نمود [۸۳] بنابراین کارکرد هسته، نقش تعیین‌کننده‌ای را در ساختار دسته‌بند SVM دارد. وظیفه اصلی هسته انتقال مناسب داده‌ها از فضای ورودی به فضای ویژگی است. همانطور که در شکل دیده می‌شود انتخاب هسته مناسب ( $\phi$ )، بردار ایده‌آل‌تری را برای دسته‌بندی آسان فراهم می‌نماید. در این صورت داده‌هایی که در فضای ورودی به سختی دسته‌بندی می‌شدند، در فضای بردار ویژگی تعریف‌شده توسط SVM و تابع انتقال هسته، قابل جداسازی می‌باشند.

<sup>۱</sup> Kernel-Base Methods



شکل (۳-۹) نحوه عملکرد تابع هسته در تبدیل از فضای ورودی به فضای ویژگی.

با در نظر گرفتن اهمیت تابع هسته، مدل‌های ریاضی گوناگونی برای آن ارائه شده‌است که در جدول (۳-۱) تعدادی از آنها را ملاحظه می‌نمایید. این مدل‌ها، پیچیدگی‌های متفاوتی از نظر زمان اجرا و پیاده‌سازی دارند و با توجه به نوع داده‌های ورودی، کارایی‌های متفاوتی را از خود به نمایش می‌گذارند. یکی از مطرح‌ترین آنها، تابع هسته خطی می‌باشد که در عین سادگی در پیاده‌سازی، کارایی خوبی را در دسته‌بندی تولید نموده‌است. با توجه به پیچیدگی زمانی پایین در توابع هسته خطی، انتخاب مناسبی به منظور استفاده در دستگاه‌های ICD می‌باشند.

جدول (۳-۱) نمونه‌هایی از انواع توابع هسته

$K(x_i, x_j) = (x_i^T x_j)^\rho$	خطی از درجه $\rho$
$K(x_i, x_j) = (x_i^T x_j + 1)^\rho$	چند جمله‌ای از درجه $\rho$
$K(x_i, x_j) = e^{-\frac{\ x_i - x_j\ ^2}{2\sigma^2}}$	گوسین یا نمایی
$K(x_i, x_j) = \tanh(\gamma x_i^T x_j + \mu)$	پرسپترون چند لایه
$K(x_i, x_j) = \frac{\sin((n+1/2)(x_i - x_j))}{2 \sin((x_i - x_j)/2)}$	دریکله برای مسائل شرایط مرزی

با توجه به مطالب بیان شده، دسته‌بند SVM همانند تابعی است که اشیاء را در کلاس‌های مختلف قرار می‌دهد. در اینجا، بردارهای ویژگی استخراج شده از سیگنال‌های HRV از افراد گوناگون را می‌توان به عنوان شیء و سیگنال‌هایی با شاخص سیگنال طبیعی و یا پیش از وقوع آریتمی‌ها VF و VT را به عنوان کلاس‌ها در نظر گرفت. با توجه به مرحله استخراج ویژگی، تفسیر ما از داده‌های ورودی، همان ویژگی‌های استخراجی می‌باشد و نوع این ویژگی‌ها می‌تواند در عملکرد تابع دسته‌بند تأثیر بگذارد. مرجع [۸۴] دسته‌بند SVM را به عنوان یک روش کارا به منظور تحلیل سیگنال HRV با ویژگی‌های خطی و غیرخطی مورد استفاده قرار داده‌است. با توجه به موارد ذکر شده، در این پژوهش از دسته‌بند SVM به عنوان راهکار انتخابی در جداسازی سیگنال‌های پیش از وقوع آریتمی، استفاده شده‌است.

### ۳-۶- نتیجه‌گیری

در این فصل روش پیشنهادی این پژوهش به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های قلبی معرفی شد. مبنای این روش در سه قسمت اصلی مورد بررسی قرار گرفت. در مرحله اول طی یک روال تعیین شده با بهره‌گیری از تبدیل موجک و فیلتر میانه، ضربان‌های نابجا و مصنوعی در قالب نویز از سیگنال HRV حذف شد. در مرحله بعد، دو ساختار به منظور استخراج ویژگی از سیگنال HRV ارائه شد. ساختار اول ترکیبی از ویژگی‌های زمان-کوتاه برابر با ضرایب خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی سیگنال، مورد بررسی قرار گرفت. در ساختار دوم استفاده از ضرایب بسط فوریه-بسل در مرتبه صفر، در راستای ساخت بردار ویژگی، معرفی شد. در انتهای فصل و مرحله سوم، دسته‌بند SVM به عنوان بهترین الگوریتم ارائه شده، به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های VF و VT مورد تحقیق و بررسی قرار گرفت. نتایج پیاده‌سازی راهکارهای بیان شده بر روی پایگاه داده استاندارد SVTD که در ابتدای همین فصل معرفی شد، در فصل آتی ارائه می‌گردد. این نتایج که با پیاده‌سازی روش‌های پیشنهادی استخراج می‌شود، در انتهای فصل بعد با نتایج مشابه بیان شده در کارهای گذشته در شرایط برابر مورد مقایسه قرار می‌گیرد.



فصل چهارم

## پیاده‌سازی ارزیابی نتایج

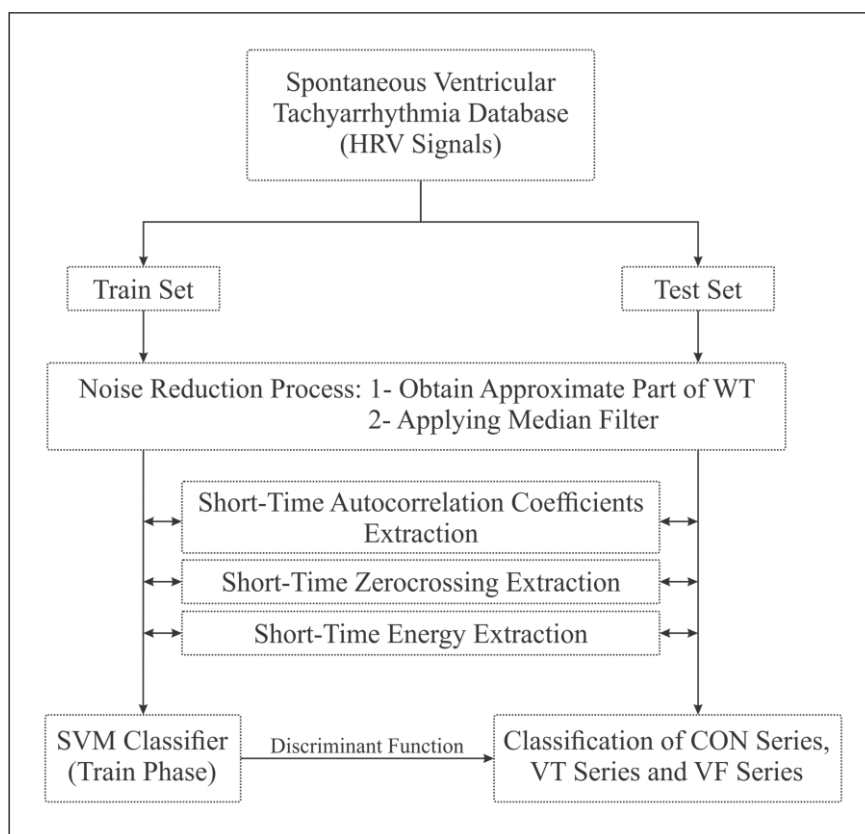
## ۴-۱- مقدمه

پس از بررسی روش‌های استخراج ویژگی در این تحقیق، نتایج اعمال آنها بر روی پایگاه داده SVTD، در این بخش مورد بررسی قرار می‌گیرد. به منظور شفاف‌شدن مراحل کار، در شکل (۴-۱) الف و شکل (۴-۱) ب شمایی کلی از مراحل اعمال روش‌های پیشنهادی، ارائه شده‌است. این دو ساختار تنها در روش استخراج ویژگی و ساخت بردار ویژگی با یکدیگر تفاوت دارند. نمای ارائه‌شده در شکل (۴-۱) الف بر اساس ویژگی‌های زمان-کوتاه برابر با، ضرایب خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی سیگنال، نمایش داده شده‌است. و در شکل (۴-۱) ب ساختار مورد پیاده‌سازی بر مبنای استفاده از ضرایب بسط فوریه-بسل در مرتبه صفر بیان شده‌است.

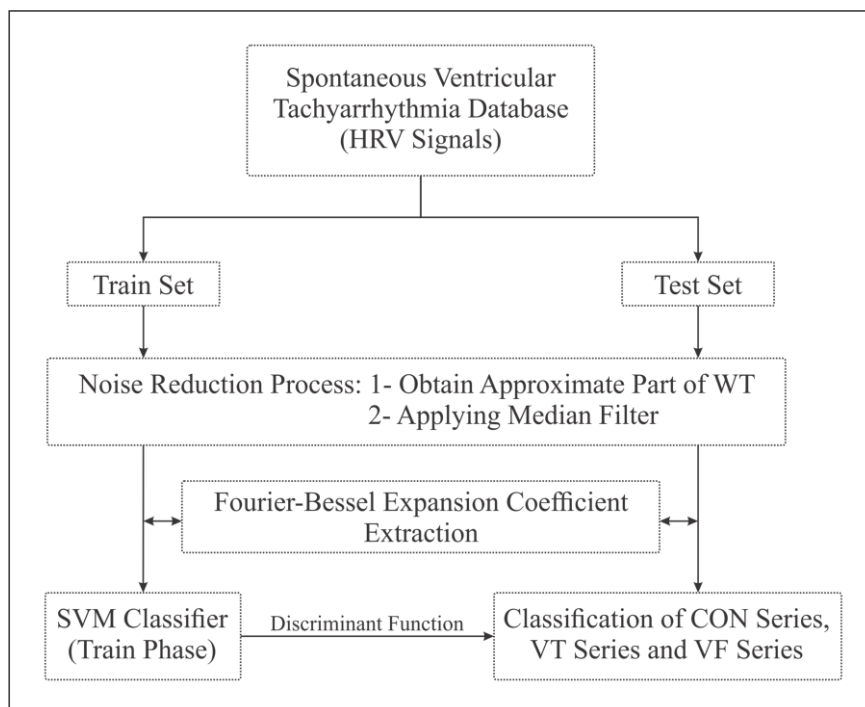
همانطور که دیده می‌شود، در هر دو روش پیشنهادی، در ابتدا پایگاه داده SVTD به دو بخش مجموعه آموزش و مجموعه آزمون<sup>۱</sup> تقسیم‌بندی شده‌است. قسمت آموزش پایگاه داده به منظور تعیین آستانه‌ها از جمله یادگیری دسته‌بند SVM مورد استفاده قرار خواهد گرفت. پایگاه داده SVTD دارای ۱۳۵ سیگنال CON Series، ۱۰۹ سیگنال VT Series و ۲۹ سیگنال VF Series می‌باشد. از ۱۳۵ سیگنال CON Series ۹ سیگنال آن تکراری می‌باشد که از این مجموعه حذف می‌شود.

میزان دو سوم از پایگاه داده به مجموعه آموزش و یک سوم از آن به مجموعه آزمون تعلق می‌گیرد. جدول (۴-۱) بیان‌کننده تعداد دقیق هر سیگنال در دسته‌های VT Series، VF Series، VT-VF Series و CON Series می‌باشد. در هر بار دسته‌بندی یکی از سه دسته VT Series، VF Series و VT-VF Series در یک کلاس و دسته CON Series در کلاس مقابل، قرار خواهد گرفت. این نکته قابل ذکر است که دسته VT-VF Series ترکیبی از دو دسته VT Series و VF Series می‌باشد. دستگاه ICD با تشخیص VT و VF یک درمان را اعمال می‌نماید، اما در این پژوهش تنها به علت بررسی بهتر ویژگی‌ها در هر کلاس، دسته‌بندی آنها را به صورت جداگانه نیز انجام می‌دهیم.

<sup>1</sup> Train Set and Test Set



الف



ب

شکل (۱-۴) ساختار کلی روش‌های پیشنهادی. الف. ویژگی‌ها زمان-کوتاه. ب. ویژگی‌های فوریه-بسل.

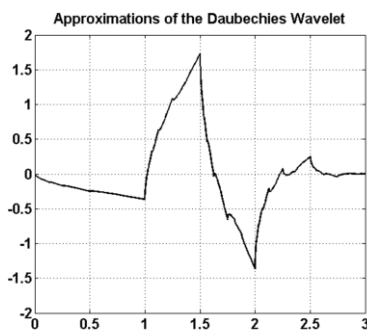
جدول (۱-۴) تعداد سیگنال‌های HRV در دسته‌های VT Series، VF Series، VT-VF Series و CON Series

تعداد کل	مجموعه آزمون	مجموعه آموزش	کلاس/مجموعه
۱۰۶	۳۵	۷۱	کلاس پیش از وقوع VT (VT Series)
۲۹	۹	۲۰	کلاس پیش از وقوع VF (VF Series)
۱۳۵	۴۴	۹۱	کلاس پیش از وقوع VT-VF (VT-VF Series)
تعداد کل	مجموعه آزمون	مجموعه آموزش	کلاس/مجموعه
۱۲۶	۴۲	۸۴	کلاس سیگنال سالم (CON Series)

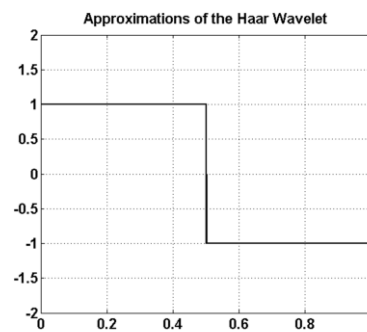
طول سیگنال HRV به منظور یکسان‌سازی شرایط به ۱۰۰۰ داده تبدیل می‌شود. همانطور که در معرفی پایگاه داده بیان شد، طول سیگنال‌های HRV موجود متغیر است. تعداد ضربان‌های (RR Interval) حذف شده از انتها سیگنال، قبل از وقوع آریتمی‌ها، انجام گرفته‌است. با این کار طول سیگنال‌های پردازشی یکسان می‌شود؛ همچنین روش مورد نظر، صحیح‌تر در راستای پیش‌بینی قرار گرفته و داده مورد پردازش، از آریتمی‌های VT و VF فاصله بیشتری بگیرد. اما مکان حذف در سیگنال‌های دسته CON Series تفاوتی در نتایج نداشته زیرا این مجموعه سیگنال HRV سالم از مجموعه‌ای بزرگتر، که حاوی سیگنال طبیعی بوده‌است، گردآوری شده‌است.

در قدم بعدی، پیاده‌سازی و اعمال راهکار کاهش نویز و حذف ضربان‌های نابجا را پیش‌رو داریم. همانطور که در بخش (۳-۳) بیان شد، در این مرحله با استفاده از تبدیل موجک، تنها اولین مجموعه ضرایب تقریبی را استخراج می‌نماییم. این عملیات همانند اعمال یک فیلتر پایین‌گذر بر روی سیگنال HRV است. نکته مهم در هنگام استفاده از تبدیل موجک، انتخاب موجک پایه می‌باشد. در شکل (۴-۲) مجموعه از موجک‌های پایه به منظور استفاده در تبدیل موجک نشان داده شده‌اند.

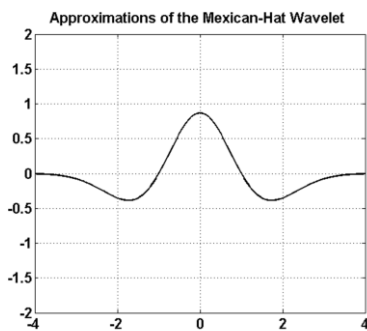
مرجع [۶۲] با اعمال موجک‌های مادر متفاوت بر روی سیگنال قلبی، انواع این موجک‌ها را به منظور کاهش نویز، مورد بررسی قرار داده‌است. در طی این بررسی، با توجه به ویژگی‌هایی چون تقارن و نظم، موجک پایه با نام sym8 در نرم‌افزار MATLAB 2012، نتایج بهتری را تولید نموده‌است. در این پژوهش نیز با استفاده از این موجک اولین ضرایب تقریب محاسبه‌شده و بدون در نظر گرفتن ضرایب جزئیات سیگنال HRV دوباره بازسازی می‌شود.



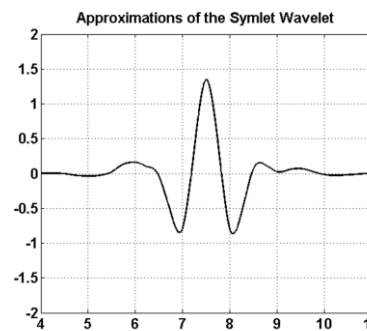
ب



الف



د



ج

شکل (۴-۲) نمایشی از معروف‌ترین موجک‌های مادر. الف. موجک Haar. ب. موجک Daubechies (db2). ج. موجک Symlet (sym8). د. موجک Mexican-Hat.

پس از استخراج مجموعه ضرایب تقریبی، سیگنال HRV توسط این ضرایب بازسازی می‌شود. در ادامه فیلتر میانه بر روی سیگنال خروجی از مرحله قبل اعمال می‌گردد. تعیین طول پنجره‌ای که فیلتر میانه بر روی آن اعمال می‌شود از جزئیات مهم در پیاده‌سازی است. افزایش طول این پنجره می‌تواند ریزترین پرش‌ها در سیگنال HRV را، از بین ببرد. با توجه به اینکه هر نقطه در سیگنال

HRV بیانگر یک تپش است، افزایش طول پنجره منجر به پردازش تپش‌های بیشتر می‌شود. این روال در یک سیستم پیش‌بینی، قدرت تشخیص بموقع را کاهش می‌دهد؛ در صورتی که کارایی سیستم با افزایش طول پنجره بهبود می‌یابد. به این معنی که تصمیم درست در زمان مناسب تولید نمی‌شود. وجود تپش‌هایی از آریتمی، در بازه مورد بررسی در کنار تپش‌های سالم، علت کاهش تشخیص بموقع در زمانی است که طول پنجره افزایش پیدا می‌کند. در این شرایط حتی با وجود تشخیص درست دستگاه، دیگر زمانی برای اعمال درمان نیست؛ زیرا در طول انجام روال پیش‌بینی، آریتمی قلبی رخ داده‌است. از طرفی افزایش کارایی در یک سیستم پیش‌گویی، هنگامی که داده بیشتری را به منظور پیش‌بینی آریتمی‌های مرگ‌آور پردازش می‌کند، امری بدیهی است. در نتیجه در این مرحله تا جایی که تشخیص بموقع در خطر نباشد طول پنجره را افزایش می‌دهیم. طول پنجره انتخاب‌شده با در نظر گرفتن ماهیت آریتمی‌های VT و VF همانطور که در فصل قبل بیان شد، مقدار پنج تپش در نظر گرفته شده‌است.

پس از اتمام فرایند کاهش نویز<sup>۱</sup>، مراحل استخراج ویژگی بر روی سیگنال HRV در دو روش متفاوت، یکی ضرایب زمان-کوتاه و دیگری ضرایب فوریه-بسل اعمال می‌شود. پس از استخراج ویژگی‌های مورد نظر، داده خام ورودی، به اطلاعاتی پردازش‌شده، به عنوان تفسیر ما از آن، تغییر یافته‌است. این تفسیر، مجموعه بردارهای ویژگی را تشکیل می‌دهد. پس از مجموعه مراحل استخراج ویژگی، داده مجموعه آموزش به منظور محاسبه تابع جداساز به الگوریتم دسته‌بند SVM داده می‌شود. با بکاربردن این تابع، دسته‌بندی سیگنال‌های طبیعی از سیگنال‌های پیش از وقوع آریتمی‌های VT و VF، صورت می‌گیرد.

#### ۴-۲- معرفی معیارهای ارزیابی

نتایج یک کار تحقیقاتی زمانی که با معیارهای خاص در زمینه پزشکی سنجیده شود، قابل تعمیم می‌گردد. این تعمیم، می‌تواند به عنوان سندی از میزان عملکرد راهکار مورد نظر در دنیای بالینی و در

<sup>1</sup> Noise Reduction Process

زمان معالجه بیمار مورد استفاده قرار گیرد. در همین راستا در این پژوهش، با معرفی معیارهای پزشکی متفاوت، سعی در سنجش روش پیشنهادی بر روی پایگاه داده استاندارد SVTD، داریم. به منظور تعریف هر چه بهتر معیارهای مورد نظر، ملزم به تعریف چهار پارامتر اصلی در دسته بندی افراد به دسته های سالم و بیمار هستیم:

الف)  $TP^1$ : تعداد افراد بیماری که به درستی توسط راهکار ارائه شده بیمار تشخیص داده شده اند.

ب)  $FP^2$ : تعداد افراد سالمی که به نادرستی، بیمار تشخیص داده شده اند.

ج)  $TN^3$ : تعداد افراد سالمی که به درستی سالم تشخیص داده شده اند.

د)  $FN^4$ : تعداد افراد بیماری که به نادرستی، سالم تشخیص داده شده اند.

حال با توجه به تعاریف بالا معیارهای پر کاربرد در اعتبارسنجی روش های درمان بالینی را به شرح

زیر معرفی می نماییم:

**دقت<sup>۵</sup>:** یکی از رایج ترین معیارها در دسته بندی را می توان معیار دقت دانست. این معیار بیانگر نرخ

دسته بندی درست است؛ بدین معنی که شمارش افرادی که بیمار بوده و بیمار تشخیص داده شده اند،

در کنار افرادی که سالم بوده و سالم تشخیص داده شده اند، بر روی کل مجموعه آماری محاسبه می-

شود. رابطه معیار دقت در فرمول (۱-۴) بیان شده است.

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} * 100 \quad (1-4)$$

**حساسیت<sup>۶</sup>:** این معیار نرخ دسته بندی را برای افراد مریضی که به درستی مریض تشخیص داده

شده اند، نشان می دهد. در نتیجه می توان گفت این معیار در صورت بالابودن، امکان از دست دادن

تشخیص صحیح سیگنال مریض را کاهش می دهد. منظور از سیگنال مریض وجود تپش های پیش از

<sup>1</sup> True Positive

<sup>2</sup> False Positive

<sup>3</sup> True Negative

<sup>4</sup> False Negative

<sup>5</sup> Accuracy

<sup>6</sup> Sensitivity

وقوع آریتمی است. با توجه به این مطلب که دستگاه ICD پس از تشخیص سیگنال پیش از آریتمی، درمان مورد نیاز از جمله شوک الکتریکی را اجرا می‌کند، این معیار در افزایش شوک‌های بجا و نجات-دهنده نقش ویژه‌ای را دارا می‌باشد. در فرمول (۲-۴) طریقه محاسبه این معیار بیان شده‌است.

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2-4)$$

**ویژگی<sup>۱</sup>:** این معیار نرخ دسته‌بندی را برای تعداد افرادی که سالم بوده و سالم تشخیص داده شده-اند، نشان می‌دهد. با توجه به ماهیت دستگاه ICD، در صورت بالا بودن این معیار میزان شوک نابجا کاهش پیدا می‌کند. همانطور که بیان شده، شوک نابجا برای بیمار نگران‌کننده می‌باشد و علاوه بر درد بسیار زیاد، ممکن است باعث ایجاد آریتمی جدید در روند کار قلب گردد. در فرمول (۳-۴) طریقه محاسبه معیار ویژگی بیان شده‌است.

$$Specificity = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3-4)$$

می‌توان گفت معیار حساسیت و ویژگی از پرکاربردترین معیارها، در بیان کارایی روش‌های تشخیص پزشکی می‌باشند. در بیشتر مراجع استفاده از این دو دیدگاه مورد بررسی و تحقیق قرار گرفته‌است [۲۹]. در صورتی روش تشخیص پزشکی، بر روی بستری پیاده‌سازی می‌شود، که با تشخیص بیماری، باید به سرعت درمان صورت پذیرد، افزایش معیار حساسیت بیشتر مورد توجه است. اما در حالتی که تشخیص سلامت، پررنگ‌تر می‌باشد، روش ارائه شده باید تا جای ممکن معیار ویژگی را افزایش دهد.

**نرخ تعادل<sup>۲</sup>:** کارایی این معیار زمانی پررنگ می‌شود که تعداد نمونه‌ها در دسته بیمار و سالم با هم برابر نبوده و اختلاف قابل توجهی داشته باشد. برای نمونه فرض کنید در یک دسته‌بندی ۹۰

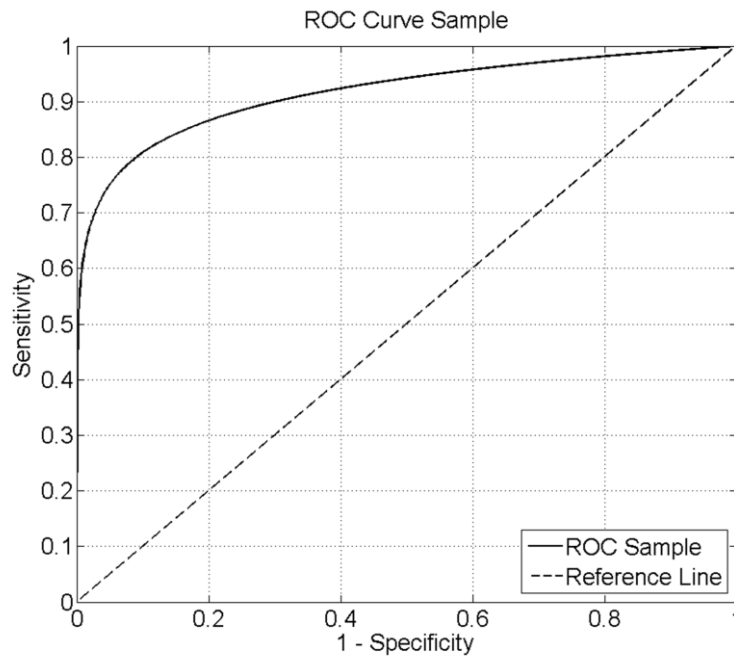
<sup>1</sup> Specificity

<sup>2</sup> Balance Rate



نمونه در دسته سیگنال قلبی سالم و ۱۰ نمونه در دسته سیگنال پیش از وقوع آریتمی را در اختیار داریم. دسته‌بند، همه سیگنال‌ها را سالم تشخیص می‌دهد و دقت برابر ۰,۹ گزارش می‌شود، در صورتی که تمام نمونه‌ها در دسته پیش از وقوع آریتمی اشتباه تشخیص داده شده‌اند. در فرمول ۸ شیوه محاسبه نرخ تعادل بیان شده‌است. با توجه به این فرمول میزان نرخ تعادل برابر ۰,۵ است که نسبت به معیار دقت، در مثال بیان شده، کارایی روش را بهتر نشان می‌دهد.

$$BalanceRate = \frac{Sensitivity + Specificity}{2} \quad (۴-۴)$$



شکل (۳-۴) مثالی از نمودار ROC و خط مبنا در این نمودار

**ROC<sup>۱</sup>**: می‌توان گفت منحنی ROC یکی از قوی‌ترین معیارهای تصمیم‌گیری در زمینه‌های پزشکی و روانشناسی می‌باشد [۱۸۵]. به منظور رسم این نمودار باید معیارهای TPR و FPR را به صورت بیان شده در فرمول‌های (۴-۵) و (۴-۶) محاسبه نمود.

<sup>۱</sup> Receiver Operator Characteristic (ROC)

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN} \quad (5-4)$$

$$FPR = \frac{FP}{FP + TN} \quad (6-4)$$

همانطور که دیده می‌شود، دو معیار TPR و FPR را می‌توان به ترتیب معادل Sensitivity و 1-Specificity دانست. به منظور رسم نمودار ROC دو پارامتر بیان‌شده را در دو محور افقی و عمودی با تغییر پارامترهای محاسبه رسم می‌نماییم. در شکل (۳-۴) یک نمونه از نمودار ROC را می‌توان دید. هرچه فاصله این نمودار از خط مبنا ( $y = x$ ) بیشتر بوده و بالاتر از آن باشد، به حالت بهینه خود نزدیکتر می‌شود و کارایی روش ارائه‌شده بهتر می‌گردد. در بهترین حالت، رسیدن به نقطه  $(0, 1)$ ، ایده‌آل بیان‌شده توسط نمودار ROC است. هرچه فاصله نمودار ROC از خط مبنا کمتر باشد، بیان‌کننده این نکته است که دسته‌بند ارائه‌شده تصادفی‌تر عمل می‌نماید.

<sup>1</sup>AUC: این معیار، برابر با سطح زیر نمودار منحنی ROC را، می‌توان جزو مهم‌ترین شاخص‌ها به منظور بررسی ثبات روش شناسایی در دنیای واقعی دانست. روش محاسبه AUC را در فرمول شماره ۱۱ می‌توان دید.

$$AUC = \frac{\sum_{i=0}^n (|x_i - x_{i-1}| (y_i + y_{i-1}))}{2} \quad (7-4)$$

در این فرمول مقادیر  $x$  و  $y$  به ترتیب برابر با مقدار حساسیت و ویژگی در نقطه مربوطه با شاخص  $i$  می‌باشند. هرچه مقدار AUC به عدد یک نزدیکتر باشد، روش مورد نظر بهتر عمل نموده‌است.

<sup>1</sup> Area Under ROC

## ۴-۳- نتایج دسته بندی

در این بخش به منظور بررسی جزئی ویژگی های انتخابی، در اولین قدم، مقدارهای میانگین  $\pm$  انحراف معیار هر ویژگی را در کلاس های پیش از وقوع VT، VF، VT-VF، (VT Series, VF Series, ) و VT-VF Series و دسته سالم (CON Series) محاسبه نموده ایم. در ابتدا، ویژگی های زمان-کوتاه بررسی شده اند. این مقادیر در جدول (۴-۲) بیان شده اند. ویژگی خودهمبستگی در دو پنجره [۶۸]، ویژگی عبور از صفر در ۴۰ پنجره (بین یک بیستم تا یک بیست پنجم طول سیگنال) [۷۲] و ویژگی انرژی در ۲۵ پنجره (بین یک چهارم طول سیگنال) [۷۳] بر روی سیگنال به صورت تجربی با توجه به کارهای گذشته و طول سیگنال HRV در پایگاه داده SVTD، اعمال شده اند. می توان تنها ویژگی که در این جدول کارایی کمتری از خود نشان می دهد را ضریب خودهمبستگی دانست. اما با بررسی دقیق می توان دید که این ویژگی، در دسته VF که بسیار خطرناک تر از VT می باشد، تمایز عددی خوبی را نشان داده است.

جدول (۴-۲) تغییرات مقدار میانگین  $\pm$  انحراف معیار برای هر ویژگی در کلاس های پیش از وقوع VT، VF، VT-VF و سیگنال سالم (CON Series)

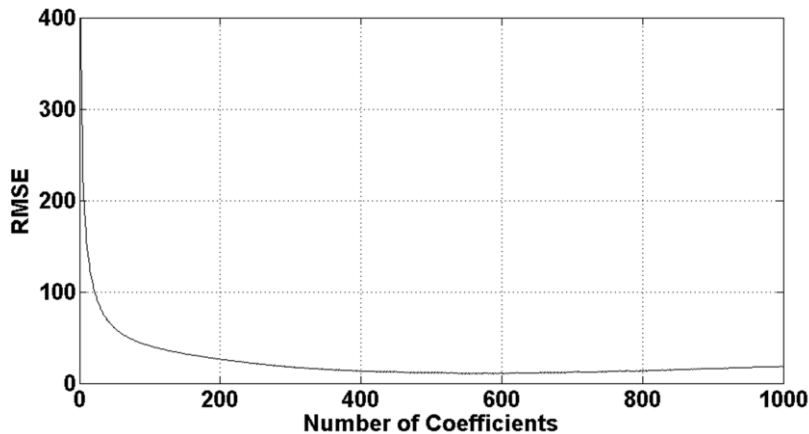
مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ویژگی انرژی	مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ویژگی عبور از صفر	مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ویژگی خودهمبستگی	کلاس / مجموعه
۴۳۲،۱۳۱ $\pm$ ۹۵،۳۴۶	۱،۱۰۴ $\pm$ ۰،۱۴	۰،۱۰۵ $\pm$ ۰،۰۷۶	کلاس پیش از وقوع VT (VT Series)
۴۲۸،۸۳۵ $\pm$ ۱۱۳،۳۵۳	۱،۴۰۴ $\pm$ ۰،۲۹۲	۰،۰۷۲ $\pm$ ۰،۰۷۸	کلاس پیش از وقوع VF (VF Series)
۴۲۵،۶۷۴ $\pm$ ۹۵،۵۱	۱،۱۸۲ $\pm$ ۰،۱۳۲	۰،۰۹۷ $\pm$ ۰،۰۷۸	کلاس پیش از وقوع VT-VF (VT-VF Series)
مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ویژگی انرژی	مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ویژگی عبور از صفر	مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ویژگی خودهمبستگی	کلاس / مجموعه
۳۹۵،۳۲۲ $\pm$ ۵۵،۲۹۹	۰،۹۹۵ $\pm$ ۰،۱۵۵	۰،۱۰۲ $\pm$ ۰،۰۷۴	کلاس سیگنال سالم (CON Series)

در روش دوم استخراج ویژگی، ضرایب فوریه-بسل مد نظر است. در فصل گذشته، اهمیت تعداد این ضرایب را، در دقت بازسازی سیگنال HRV مورد بررسی قرار دادیم. حال می‌خواهیم تأثیر تعداد این ضرایب را کمی بیشتر مورد تحقیق قرار داده و محدوده مناسب را برای تعداد ضرایب فوریه-بسل با توجه به پایگاه داده SVTD تعیین نماییم. در این راستا تبدیل فوریه-بسل بر روی سیگنال‌های HRV مجموعه آموزش با تعداد ضرایب گوناگون اعمال شده و سپس سیگنال HRV با ضرایب متفاوت فوریه-بسل بازسازی شد. به منظور بررسی خطا، فاصله سیگنال‌های بازسازی شده از سیگنال‌های اولیه، توسط یکی از معیار مطرح تعیین خطا با نام  $RMSE^1$  بر طبق فرمول (۸-۴) مورد محاسبه قرار گرفت. در این فرمول مقدار  $rs(n)$  برابر سیگنال بازسازی شده و  $s(n)$  برابر سیگنال اصلی می‌باشد. مقدار  $N$  نیز برابر طول سیگنال است.

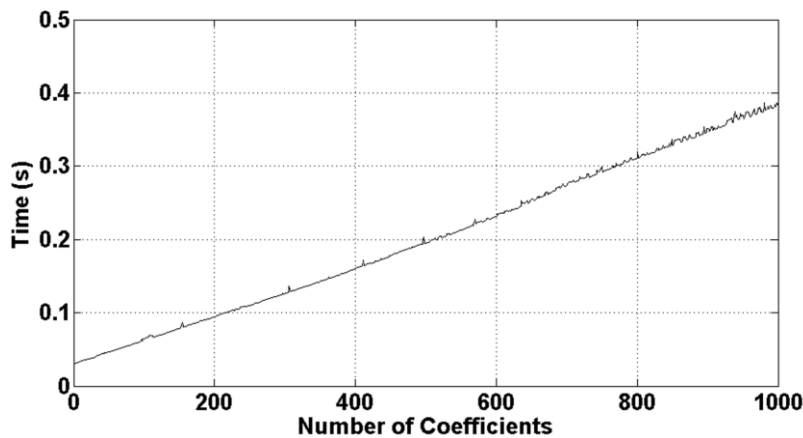
$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (rs(n) - s(n))^2} \quad (8-4)$$

نتایج این روند در شکل (۴-۴) دیده می‌شود. تعداد ضرایب از مقدار یک تا طول سیگنال (برابر با ۱۰۰۰) تغییر کرده‌است و میزان خطا  $RMSE$  با تقسیم بر تعداد سیگنال‌های مجموعه آموزش، برابر خطای  $RMSE$  میانگین است. همانطور که ملاحظه می‌نمایید، با افزایش ضرایب در ابتدای نمودار میزان خطا به شدت کاهش یافته‌است، اما در ادامه تغییرات خطا ثابت شده و حتی در انتها کمی افزایش دارد. کمترین میزان خطا در اطراف تعداد ضرایب ۶۰۰ صورت گرفته‌است. با این توصیف تعداد ضرایب در این محدوده مناسب به نظر می‌رسد، اما با توجه به پیچیدگی زمانی مسئله کمی متفاوت می‌شود. در تبدیل فوریه-بسل تعداد با زمان محاسبه آنها نسبت مستقیم دارد. در نتیجه افزایش تعداد ضرایب، زمان پردازش را نیز افزایش می‌دهد و این موضوع در دستگاه‌های که به صورت بیدرنگ تصمیم‌گیری می‌نمایند، ممکن است مشکل‌آفرین باشد.

<sup>1</sup> Root Mean Square Error (RMSE)



شکل (۴-۴) نمایش تغییرات میانگین  $RMSE$  با تغییر تعداد ضرایب فوریه-بسل



شکل (۴-۵) میانگین زمان محاسبه ضرایب فوریه-بسل برای مجموعه آموزش

در شکل (۴-۵) میانگین زمان محاسبه ضرایب فوریه-بسل با مقادیر متفاوت بر روی مجموعه آموزش نمایش داده شده است. این مقادیر زمانی در صورت پیاده‌سازی سخت‌افزاری بسیار کاهش می‌یابند [۲۷]، اما با این وجود تعداد انتخاب بالا برای طول ضرایب فوریه-بسل نامناسب می‌باشد. در مراجع با در نظر گرفتن یک چهارم تا یک دهم طول سیگنال به منظور تعداد ضرایب فوریه-بسل، کارایی خوبی را در بازسازی بدست آمده است. در این پژوهش با گرایش به ویژگی‌های کمتر به منظور سرعت در دسته‌بندی سیگنال‌ها از مقدار یک دهم یعنی صد ضریب فوریه-بسل استفاده شده است. پس از استخراج این ضرایب، به منظور بررسی جزئی ویژگی‌های انتخابی، مقدار میانگین  $\pm$  انحراف

معیار مجموع ضرایب را در کلاس های پیش از وقوع VT، VF، VT-VF، (VT Series, VF Series, ) VT Series، VT-VF Series) و دسته سالم (CON Series) در نمایش داده ایم.

جدول (۳-۴) تغییرات مقدار میانگین  $\pm$  انحراف معیار برای مجموع ضرایب فوریه-بسل در کلاس های پیش از وقوع VT، VF، VT-VF و سیگنال سالم (CON Series)

مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ضرایب	کلاس / مجموعه
۹,۸۰۹ $\pm$ ۳۸,۹۱۶	کلاس پیش از وقوع VT (VT Series)
۹,۹۹۶ $\pm$ ۴۷,۸۹۸	کلاس پیش از وقوع VF (VF Series)
۹,۸۸۳ $\pm$ ۳۸,۹۹۳	کلاس پیش از وقوع VT-VF (VT-VF Series)
مقدار میانگین $\pm$ انحراف معیار ضرایب	کلاس / مجموعه
۱۰,۱۶۳ $\pm$ ۳۳,۶۹۵	کلاس سیگنال سالم (CON Series)

پس از بررسی ویژگی های استخراجی، در ادامه نتایج دسته بندی و آریتمی های پیش از وقوع VT، VF و VT-VF ارائه می شود. به منظور بیان دقیق کارایی روش های پیشنهادی، نتایج دسته بندی در سه مرحله دسته بندی پیش از وقوع VT، دسته بندی پیش از وقوع VF و دسته بندی پیش از وقوع VT-VF با هر کدام در کنار دسته سالم (CON Series) به شرح زیر بیان می شود.

#### ۴-۳-۱- دسته بندی پیش از وقوع VT

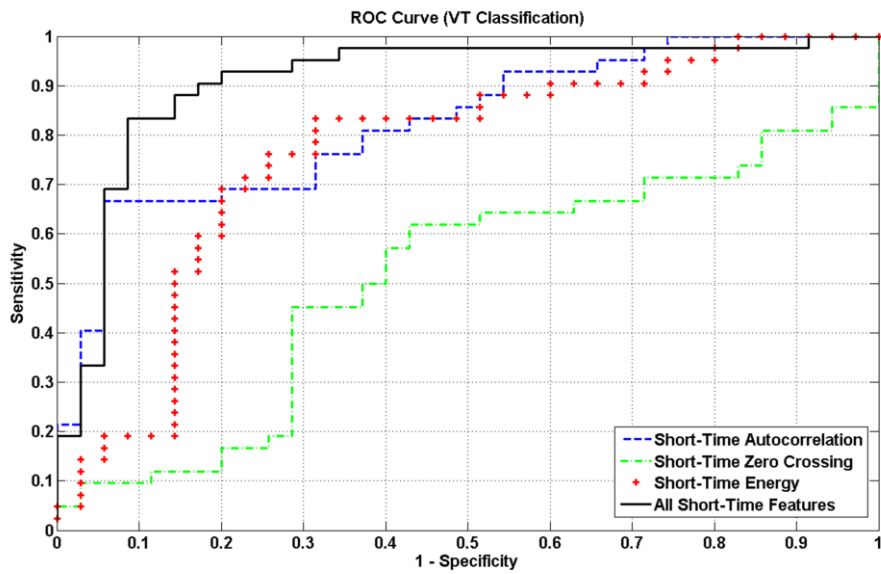
در این دسته بندی سیگنال های پیش از وقوع VT در یک طرف و سیگنال های سالم (دسته CON Series) در طرف دیگر قرار می گیرد. همانطور که در معرفی پایگاه داده SVTD بیان شد، در دسته سیگنال های سالم علاوه بر ضربان در وضعیت نواخت طبیعی سینوسی، ضربان های SVT که خود یک نوع تندلی دهلیزی هستند، وجود دارد. این تندلی ها به صورت آریتمی در مقایسه با VT، درمانی غیرتهاجمی تر دارند. در صورتی که VT دارای درمانی تهاجمی با اعمال شوک الکتریکی است. در جدول (۴-۴) نتایج چهار معیار دقت، حساسیت، ویژگی و نرخ تعادل برای ویژگی های مورد بحث

آورده شده‌است. ویژگی‌های زمان-کوتاه را هم به صورت جداگانه و هم به صورت مجموع در پیش‌بینی آریتمی VT اعمال نموده‌ایم. همانطور که دیده می‌شود در حالت مجموع ویژگی‌ها، نتیجه بهتر از دسته‌بندی به وسیله ویژگی‌های به صورت جداگانه است. اما بهترین نتایج در دسته‌بندی پیش از وقوع آریتمی VT توسط ویژگی ضرایب فوریه-بسل حاصل شده‌است.

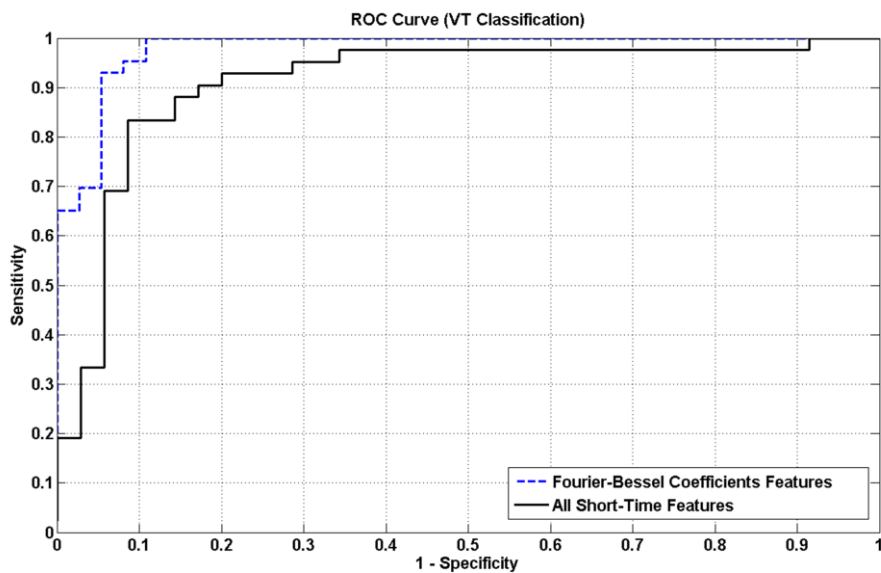
جدول (۴-۴) نتایج دسته‌بندی سیگنال‌ها در دسته‌های پیش از وقوع VT به وسیله دسته‌بند SVM برای ویژگی‌های استخراجی

کلاس/مجموعه	معیار دقت	معیار حساسیت	معیار ویژگی	نرخ تعادل
ویژگی خودهمبستگی	٪ ۶۸,۸	۰,۶۸	۰,۶۹	۰,۶۸
ویژگی عبور از صفر	٪ ۷۲,۷	۰,۸	۰,۶۶	۰,۷۳
ویژگی انرژی	٪ ۵۷,۱	۰,۷۱	۰,۴۵	۰,۵۸
مجموع ویژگی‌های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی	٪ ۸۱,۸	۰,۹۱	۰,۷۳	۰,۸۲
ویژگی ضرایب فوریه-بسل	٪ ۹۱,۲	۰,۹۴	۰,۸۸	۰,۹۱

پس از بررسی چهار معیار ابتدایی، نمودار ROC و معیار AUC را در پیش‌بینی آریتمی VT مورد بررسی قرار می‌دهیم. در شکل (۴-۶). الف نمودار ROC برای سه ویژگی زمان-کوتاه به صورت جداگانه و در کنار هم رسم شده‌است. همانطور که دیده می‌شود، ترکیب ویژگی‌های زمان-کوتاه خروجی کاراتری را تولید نموده‌است. همچنین در شکل (۴-۶). ب نمودار ROC مجموع ویژگی‌های زمان-کوتاه در کنار نمودار ROC ضرایب فوریه-بسل مورد مقایسه قرار گرفته‌است. با توجه به این نمودار ویژگی-های ضرایب فوریه-بسل در این قسمت (دسته‌بندی پیش از وقوع VT) کارایی بهتری را به نمایش گذاشته‌اند. آخرین معیار مورد بررسی در این قسمت، معیار AUC که با توجه به تعریف آن (سطح زیر نمودار ROC) برای حالات مختلف دسته‌بندی مورد محاسبه قرار گرفته‌است (جدول (۴-۵)).



الف



ب

شکل (۴-۶) نمودار ROC برای دسته بندی پیش از وقوع VT. الف. ویژگی های زمان-کوتاه به صورت جداگانه و مجموع. ب. مجموعه ویژگی های زمان-کوتاه و در مقایسه با ویژگی های فوریه-بسل.  
جدول (۴-۵) نتایج معیار AUC برای دسته بندی سیگنال های پیش از وقوع VT.

ویژگی خودهمبستگی	ویژگی عبور از صفر	ویژگی انرژی	مجموع ویژگی های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی	ویژگی ضرایب فوریه-بسل	کلاس / مجموعه
۰,۸۲	۰,۷۶	۰,۵	۰,۹۱	۰,۹۷	معیار AUC

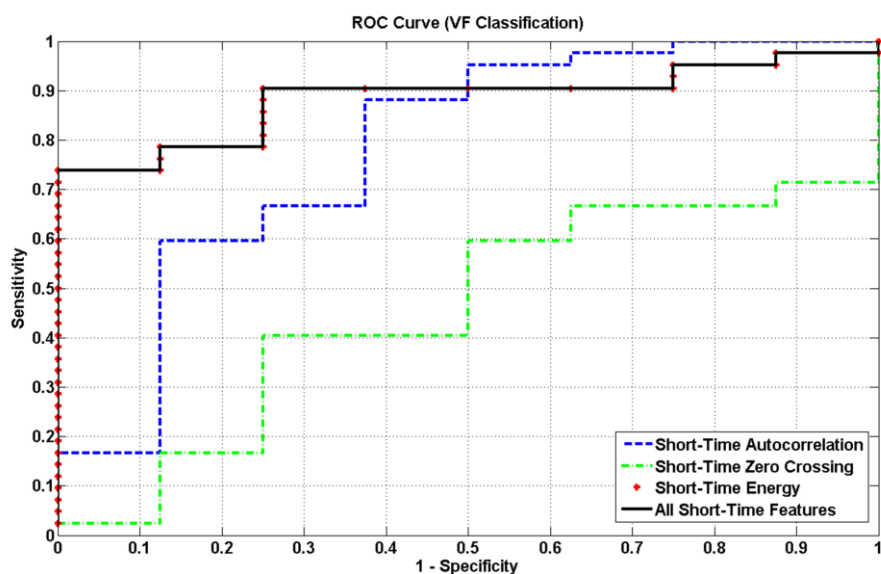


## ۴-۳-۲- دسته‌بندی پیش از وقوع VF

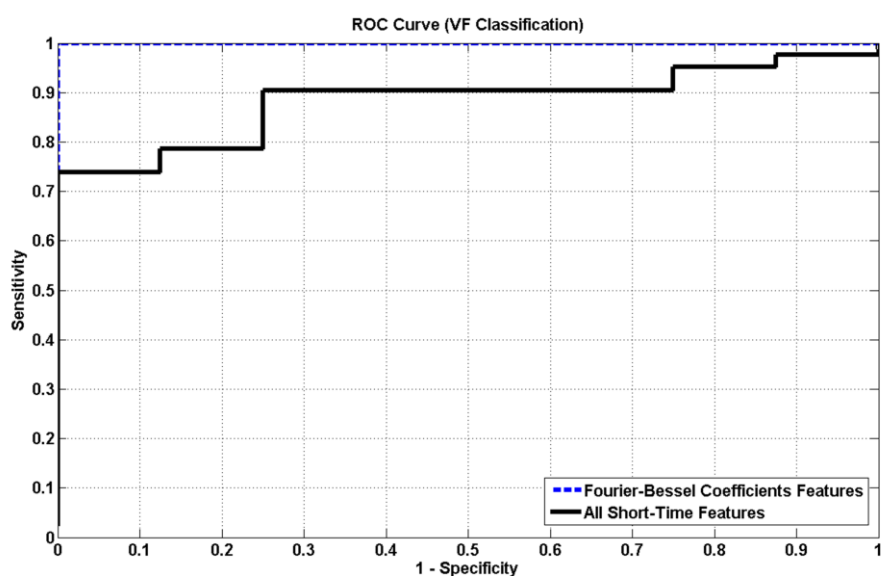
عارضه VF در مقایسه با VT خطرناک‌تر بوده و درمان بموقع آن بسیار ضروری می‌باشد. نتایج چهار معیار دقت، حساسیت، ویژگی و نرخ تعادل جدول (۴-۶) آمده‌است. با توجه به این نتایج، در دسته‌بندی پیش از وقوع VT، ترکیب ویژگی‌های زمان-کوتاه باعث بهبود درصد دقت نشده‌است و مقدار آن کمتر از مقدار بیشینه برابر با ۷۸ درصد است. اما این ترکیب در پایداری روش پیشنهادی مؤثر بوده و در شکل (۴-۷) الف باعث کاهش نتایج نمودار ROC نشده‌است. همین‌طور در نتایج AUC (سطح زیر نمودار) را با توجه به جدول (۴-۷) به ۰,۸۸ رسانده‌است. نکته قابل بحث در این بخش رابطه ویژگی‌های استخراجی و ماهیت دو دسته پیش از وقوع VT و VF است. باید در نظر داشت، سیگنال پیش از وقوع VF دارای مشخصاتی شبیه سیگنال پیش از وقوع VT، با شدت بیشتر، است. در نتیجه در صورتی که ویژگی‌های استخراجی این مشخصات را به خوبی استخراج نمایند، قدرت تمایز بیشتری در دسته‌بندی پیش از وقوع VF دارند. این نکته در نتایج بدست‌آمده توسط ویژگی‌های فوریه-بسل به وضوح قابل رویت است. این ویژگی‌ها در دسته‌بندی پیش از وقوع VF، دقتی برابر درصد را تولید نموده‌اند. در نمودار ROC (شکل (۴-۷) ب) و جدول AUC (جدول (۴-۷)) نیز، نتایج ویژگی‌های فوریه-بسل مقدار ایده‌آل را نمایش می‌دهد.

جدول (۴-۶) نتایج دسته‌بندی سیگنال‌ها در دسته‌های پیش از وقوع VF به وسیله دسته‌بند SVM برای ویژگی‌های استخراجی

کلاس/مجموعه	معیار دقت	معیار حساسیت	معیار ویژگی	نرخ تعادل
ویژگی خودهمبستگی	٪ ۸۴	۰,۵	۰,۹	۰,۷
ویژگی عبور از صفر	٪ ۷۸	۰,۷۵	۰,۷۸	۰,۷۶
ویژگی انرژی	٪ ۶۰	۰,۲۵	۰,۶۶	۰,۴۵
مجموع ویژگی‌های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی	٪ ۷۸	۰,۷۵	۰,۷۸	۰,۷۶
ویژگی ضرایب فوریه-بسل	٪ ۱۰۰	۱	۱	۱



الف



ب

شکل (۷-۴) نمودار ROC برای دسته‌بندی پیش از وقوع VF. الف. ویژگی‌های زمان-کوتاه به صورت جداگانه و مجموع. ب. مجموعه ویژگی‌های زمان-کوتاه و در مقایسه با ویژگی‌های فوریه-بسل.

جدول (۷-۴) نتایج معیار AUC برای دسته‌بندی سیگنال‌های پیش از وقوع VT.

ویژگی خودهمبستگی	ویژگی عبور از صفر	ویژگی انرژی	مجموع ویژگی‌های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی	ویژگی ضرایب فوریه-بسل	کلاس/مجموعه
۰,۷۷	۰,۸۸	۰,۴۵	۰,۸۸	۱	معیار AUC

## ۴-۳-۳- دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF

هدف نهایی این پژوهش دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF می‌باشد. با توجه به اهمیت تشخیص هر دو آریتمی VT و VF و شباهت‌های درمانی آنها در دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب همچون ICD، پیش‌بینی وقوع آنها، در افزایش کارایی این دستگاه‌ها و نجات جان افراد بسیار مؤثر است. نتایج دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF در جدول (۴-۸) بیان شده‌است. در قسمت ویژگی‌های زمان-کوتاه، در بیشتر معیارها، ترکیب ویژگی‌های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی باعث افزایش کارایی شده‌است؛ و تنها در یک مورد مقدار بیشینه کارایی بدست‌آمده در مجموع، برابر کارایی انتخاب یکی از ویژگی‌ها است. این مورد در معیار حساسیت با انتخاب ویژگی عبور از صفر رخ داده است. در نتیجه در دسته‌بندی نهایی (پیش از وقوع VT-VF) انتخاب مجموع ویژگی‌های زمان کوتاه مناسب به نظر می‌رسد.

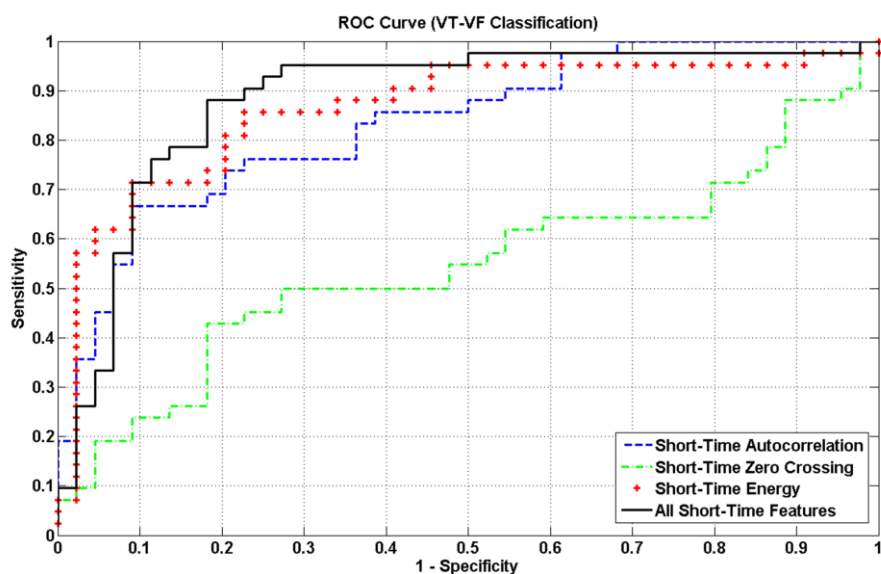
همانطور که در جدول (۴-۸) دیده می‌شود، کارایی روش پیشنهادی بر اساس ویژگی‌های زمان-کوتاه در معیار دقت برابر ۸۲,۵ درصد می‌باشد که در مقایسه با ویژگی‌های فوریه-بسل مقدار کمتری است. ویژگی‌های فوریه-بسل در دسته‌بندی نهایی، معیار دقتی برابر با ۹۳ درصد را تولید نموده‌اند. در معیار حساسیت، که برابر تعداد افراد مریضی است که به درستی مریض تشخیص داده شده‌اند، مقدار ۰,۹۳ بدست آمده‌است. در نتیجه با قابلیت اطمینان مناسبی، این روش آریتمی VT و VF را تشخیص می‌دهد و درمان مناسب را اعمال می‌نماید. در معیار ویژگی، برابر با افراد سالمی که به درستی سالم تشخیص داده شده‌اند، نیز کارایی مناسب با مقدار ۰,۹۲ بدست آمده‌است؛ در نتیجه میزان اعمال درمان‌های نابجا برای افراد سالم کاهش می‌یابد.

جدول (۴-۸) نتایج دسته‌بندی سیگنال‌ها در دسته‌های پیش از وقوع VT-VF به وسیله دسته‌بند SVM برای ویژگی‌های استخراجی

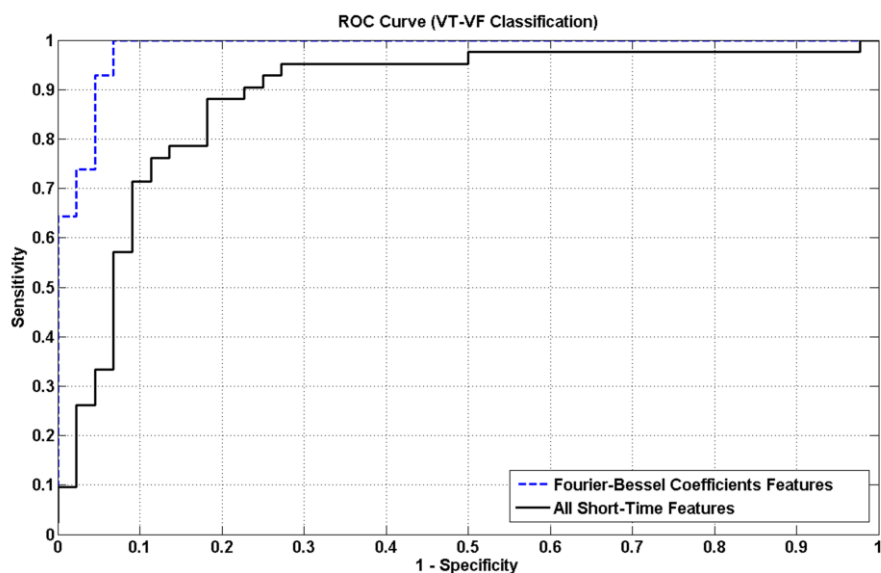
کلاس/مجموعه	معیار دقت	معیار حساسیت	معیار ویژگی	نرخ تعادل
ویژگی خودهمبستگی	۷۶,۷٪	۰,۷۹	۰,۷۳	۰,۷۶
ویژگی عبور از صفر	۸۰,۲٪	۰,۸۸	۰,۷۱	۰,۸
ویژگی انرژی	۵۲,۳٪	۰,۵۴	۰,۵	۰,۵۲
مجموع ویژگی‌های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی	۸۲,۵٪	۰,۸۸	۰,۷۶	۰,۸۲
ویژگی ضرایب فوریه-بسل	۹۳٪	۰,۹۳	۰,۹۲	۰,۹۳

به منظور بررسی بیشتر تأثیر هر ویژگی و پایداری روش پیشنهادی در دنیای واقعی، نمودار ROC در شکل (۴-۸) رسم شده‌است. در قسمت الف شکل (۴-۸) ترکیب ویژگی‌های زمان-کوتاه باعث افزایش کارایی و بالا رفتن سطح نمودار برای مجموع ویژگی‌ها شده‌است و مساحت زیر نمودار (معیار AUC) را تا مقدار ۰,۸۸ بالا برده است (جدول (۴-۹)).

در شکل (۴-۸) ب نمودار ROC برای دسته‌بند پیش از وقوع VT-VF با ویژگی‌های فوریه-بسل در اکثر نقاط بیشترین فاصله از خط مبدأ داشته و به ارتفاع یک نزدیک است. معیار AUC نیز برای ای حالت، بیشترین مقدار را در مقایسه با ویژگی‌های زمان-کوتاه دارد. مقدار معیار AUC برای ویژگی-های فوریه-بسل برابر با ۰,۹۸، نمایش‌دهنده پایداری خوب روش ویژگی‌های فوریه-بسل در کاربردهای پزشکی است.



الف



ب

شکل (۸-۴) نمودار ROC برای دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF. الف. ویژگی‌های زمان-کوتاه به صورت جداگانه و مجموع. ب. مجموعه ویژگی‌های زمان-کوتاه و در مقایسه با ویژگی‌های فوریه-بسل.  
جدول (۹-۴) نتایج معیار AUC برای دسته‌بندی سیگنال‌های پیش از وقوع VT-VF.

ویژگی خودهمبستگی	ویژگی عبور از صفر	ویژگی انرژی	مجموع ویژگی‌های خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی	ویژگی ضرایب فوریه-بسل	کلاس/مجموعه
۰,۸۳	۰,۸۶	۰,۵۴	۰,۸۸	۰,۹۸	معیار AUC

#### ۴-۴ - مقایسه و نتیجه‌گیری

در این فصل به پیاده‌سازی دو روش پیشنهادی بر روی پایگاه داده استاندارد SVTD پرداختیم و نتایج بدست‌آمده را ارائه نمودیم. در اولین مرحله پایگاه داده SVTD را به مجموعه‌های آموزش (دو/سوم) و آزمایش (یک/سوم) تقسیم‌بندی شد. پس از اعمال روش کاهش نویز، ویژگی‌های پیشنهادی در دو دسته زمان-کوتاه (خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی) و ضرایب فوریه-بسل از سیگنال HRV استخراج شد. نتایج دسته‌بندی به کمک روش SVM در حالات مختلف دسته‌بندی بیان شد.

گزارشات قبلی در مورد پیش‌بینی VTAs بر روی ویژگی‌ها در دامنه‌های گوناگون عملکردهای متفاوتی نمایش داده‌است. در مرجع [۸۶] تفاوت بین پارامترهای مشخصه سیگنال HRV مورد استفاده قرار گرفته‌است. از جمله این پارامترها می‌توان به کاهش شیب تغییرات ضربان قلب اشاره نمود. تغییرات پارامترهایی چون افزایش در سرعت ضربان، کاهش در دامنه‌های فرکانسی پایین و دیگر تغییرات در نسبت‌های فرکانسی از جمله ویژگی‌های مورد استفاده در مرجع [۸۷] می‌باشد. در مرجع [۳۷] با استفاده تعیین شتاب ضربان قلب (نرخ تغییرات) به ۰,۵۳ حساسیت و ۰,۶۹ ویژگی رسیده‌اند. این مقادیر از داده‌هایی با ۲۰۸ ضربان در هر سیگنال از ۹۰ بیمار استفاده‌کننده از دستگاه ICD، بدست آمده‌است.

در مرجع [۸۸] با وجود رسیدن به دقت ۹۲,۲ درصد در جدا سازی پیش از VF، به علت کوچک بودن پایگاه داده و غیراستاندارد بودن آن و همچنین عدم بررسی دیگر دسته‌ها، نتیجه بدست‌آمده قابل استناد نمی‌باشد. مرجع [۴۷]، که با استفاده از تحلیل فرکانسی ویژگی‌های خود را استخراج نموده، به دقتی برابر ۸۲,۸ درصد در پیش‌بینی VT-VF رسیده‌است؛ اما پیش‌بینی برای دسته‌های VT و VF به صورت جداگانه موجود نمی‌باشد. مرجع [۵۰] با ترکیب ویژگی‌ها، در حوزه خطی و غیرخطی به دقت ۷۵,۶ درصد در پیش‌بینی VT-VF بر روی مجموعه پایگاه داده SVTD رسیده‌است. این نتیجه در شرایطی برابر با شرایط این پژوهش برابر با ۹۳ درصد دقت است.

جدول (۴-۱۰) مقایسه نتایج بدست آمده در کنار تحقیقات پیشین

روش/معیار حساسیت	دسته‌بندی پیش از وقوع VT	دسته‌بندی پیش از وقوع VF	دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF
ویژگی باندهای فرکانسی بالا و پایین در مرجع [۴۷] (سال ۲۰۰۹)	-	-	۰,۷۶
ترکیب ویژگی‌های خطی و غیر خطی در مرجع [۵۰] (سال ۲۰۱۲)	۰,۸۲	۰,۸۸	۰,۷۷
ویژگی‌های زمان-کوتاه (خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی)	۰,۹۱	۰,۷۵	۰,۸۸
ویژگی ضرایب فوریه-بسل	۰,۹۴	۱	۰,۹۳
روش/معیار ویژگی	دسته‌بندی پیش از وقوع VT	دسته‌بندی پیش از وقوع VF	دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF
ویژگی باندهای فرکانسی بالا و پایین در مرجع [۴۷] (سال ۲۰۰۹)	-	-	۰,۸۹
ترکیب ویژگی‌های خطی و غیر خطی در مرجع [۵۰] (سال ۲۰۱۲)	۰,۷۱	۰,۹۲	۰,۷۳
ویژگی‌های زمان-کوتاه (خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی)	۰,۷۳	۰,۷۸	۰,۷۶
ویژگی ضرایب فوریه-بسل	۰,۸۸	۱	۰,۹۲
روش/معیار دقت	دسته‌بندی پیش از وقوع VT	دسته‌بندی پیش از وقوع VF	دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF
ویژگی باندهای فرکانسی بالا و پایین در مرجع [۴۷] (سال ۲۰۰۹)	-	-	٪ ۸۲,۸
ترکیب ویژگی‌های خطی و غیر خطی در مرجع [۵۰] (سال ۲۰۱۲)	٪ ۷۶,۶	٪ ۹۲,۲	٪ ۷۵,۶
ویژگی‌های زمان-کوتاه (خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی)	٪ ۸۱,۸	٪ ۷۸	٪ ۸۲,۵
ویژگی ضرایب فوریه-بسل	٪ ۹۱,۲	٪ ۱۰۰	٪ ۹۳

با توجه به کارهای مشابه که در جدول (۴-۱۰) آمده‌اند، روش‌های پیشنهادی بهبود قابل توجهی را ارائه نموده‌است. در نتایج بیان‌شده، معیار دقت بدست‌آمده برای دسته پیش از وقوع VT-VF با بیشترین مقدار برابر با ۹۳ درصد برای ویژگی‌های فوریه-بسل گزارش شده‌است؛ که نسبت با سایر کارهای پیشین افزایش تقریبی ده درصدی را داشته‌است.

در تمامی مراجع ذکرشده در جدول (۴-۱۰)، پایگاه داده مورد استفاده SVTD، بوده و شیوه تقسیم داده‌ها به مجموعه‌های آموزش و آزمایش مشابه کار انجام گرفته در این پایان‌نامه است. با مقایسه نتایج خروجی در این پژوهش با سایر کارهای انجام‌شده، چه در روش ترکیب ویژگی‌های زمان-کوتاه و چه در روش ویژگی‌های فوریه-بسل کارایی کلی روش‌های پیشنهادی، بهبود مناسبی را دارا می‌باشد. با توجه به نتایج نهایی استخراج‌شده، استفاده از این روش‌های در دستگاه‌های تنظیم-کننده ضربان قلب، همانند ICDS، کارایی مناسب‌تری را در پیش‌بینی آریتمی‌های VT و VF از خود نشان می‌دهد.



فصل پنجم

# نتیجه‌گیری و کارهای آینده

## ۵-۱- نتایج تحقیق

در این پژوهش دو روش پیشنهادی به منظور پیش‌بینی آریتمی VT و VF ارائه شد. هر دو روش از راهکارهای یکسانی به منظور کاهش نویز و دسته‌بندی استفاده می‌کردند و تفاوت آنها در شیوه استخراج ویژگی بود. در روش اول ویژگی‌هایی خودهمبستگی، عبور از صفر و انرژی سیگنال در بازه‌های زمانی کوتاه مدت و به صورت پنجره‌ای از سیگنال‌های HRV استخراج شد. قبل از اعمال مرحله استخراج ویژگی، ابتدا سیگنال‌های HRV در دو مرحله با بکارگیری تبدیل موجک و سپس فیلتر میانه، پردازش شدند. پردازش اولیه کمک شایانی به حذف ضربان‌های زائد و نابجا از سیگنال HRV کرد. پس از حذف نویز و استخراج ویژگی، با استفاده از دسته‌بند SVM نتایج مناسبی از دسته‌بندی سیگنال‌های پیش از وقوع VT و VF، تولید شد. نتیجه معیار دقت برای دسته‌بندی پیش از وقوع VT برابر با ۸۱٫۸ درصد، دسته‌بندی پیش از وقوع VF برابر با ۷۸ درصد و دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF برابر با ۸۲٫۵ درصد بدست آمد.

در روش دوم، ضرایب فوریه-بسل به منظور ساخت بردار ویژگی‌های استخراجی از سیگنال HRV در نظر گرفته شد. در این راهکار با توجه به خاصیت غیرایستایی در موجک‌های پایه بسل، ضرایب استخراجی کارایی خوبی را در دسته‌بندی از خود به نمایش گذاشتند. مراحل کاهش نویز و دسته‌بندی سیگنال HRV، تفاوتی با روش اول نداشته و همانند آن پیاده‌سازی شد. نتایج تولیدشده در راهکار دوم در معیار دقت برای دسته‌بندی پیش از وقوع VT، برابر با ۹۱٫۲ درصد، در دسته‌بندی پیش از وقوع VF برابر با ۱۰۰ درصد و در دسته‌بندی پیش از وقوع VT-VF برابر ۹۳ درصد بدست آمد. با توجه به بررسی‌های صورت‌گرفته بر کارهای پیشین، نتیجه دسته‌بندی در این روش، افزایشی ده درصدی را ارائه نمود. ارائه این روش‌ها به منظور بهبود کارایی دستگاه‌های تنظیم‌کننده ضربان قلب از جمله ICDS، بیان شد. با بهبود عملکرد این دستگاه‌ها، شوک‌های نابجا کاهش پیدا کرده و تشخیص درست توسط آنها افزایش پیدا می‌کند.

## ۵-۲- کارهای آتی

در بیانی کلی می‌توان گفت یکی از مهم‌ترین دستاوردهای این پروژه، رسیدن با کارایی بالا در پیش‌بینی آریتمی‌های VT-VF با استفاده از سیگنال‌های HRV بدست‌آمده از دستگاه‌های ICD می‌باشد. اهمیت سیگنال‌های استخراجی از دستگاه‌های ICD، با توجه به پیشرفت‌های پزشکی روزبه‌روز بیشتر می‌شود. این سیگنال‌ها که در حالات روزمره و طبیعی بیمار ثبت می‌شوند، اطلاعاتی حقیقی-تری را از نحوه عملکرد قلب به پزشکان می‌دهند. بنابراین نتایج بدست‌آمده از بررسی آنها، بیشتر از سایر سیگنال‌ها، قابل استناد و استفاده در دنیای بالینی است.

امروزه نسخه‌هایی جدیدتری از دستگاه‌های تنظیم‌کننده قلب از جمله CRT<sup>۱</sup> مورد استفاده مریضان قرار می‌گیرد. این دستگاه با افزایش مکان‌های برداشت الکتریکی، بهبودهایی را در جلوگیری از مرگ ناگهانی قلبی به نمایش گذاشته‌اند. با بررسی سیگنال‌های خروجی که توسط آنها تولید می‌شود، می‌توان دقت پیش‌بینی را افزایش داد. بررسی مستقیم انواع سیگنال‌های EGM، در کنار راهکارهای ساده و قابل پیاده‌سازی، درصد تشخیص درست آریتمی‌های قلبی را افزایش می‌دهد.

با گذر از مطالعه انواع سیگنال‌های نوین قلبی، از دیگر کارهای قابل انجام در ادامه این پروژه، اضافه کردن مرحله کاهش ویژگی‌های استخراجی است. این پایان‌نامه تلاشی را در راستای استخراج ویژگی‌ها در تعدادی بهینه و مناسب، انجام داد، اما معمولاً هدف انتخاب ویژگی این است که یک زیرمجموعه‌ای از ویژگی‌ها برای افزایش دقت دسته‌بند مورد نظر انتخاب شوند. در این پایان‌نامه از تمام ویژگی‌های استخراجی جهت ایجاد مدل و دسته‌بندی استفاده شد. انتخاب ویژگی به کمک روش‌های ساده، مبتنی بر تست‌های پزشکی، می‌تواند کمک شایانی را، در راستای کاهش پیچیدگی و افزایش کارایی داشته‌باشد. همچنین استفاده از راهکارهای هوش مصنوعی در مرحله انتخاب ویژگی مؤثر است. با استفاده از روش‌هایی همچون آنالیز مؤلفه‌های پایه‌ای<sup>۲</sup> و آنالیز مؤلفه‌های مستقل<sup>۳</sup> می‌توان ضرایب فوریه-بسل را کاهش داده و منتخبی از آنها را برای ساخت بردار ویژگی مورد استفاده قرار داد.

<sup>۱</sup> Cardiac Resynchronisation Therapy (CRT)

<sup>۲</sup> Principal Component Analysis (PCA)

<sup>۳</sup> Independent Component Analysis (ICA)

## مراجع

- [1] J. P. Daubert, W. Zareba, D. S. Cannom, S. McNitt, S. Z. Rosero, P. Wang, C. Schuger, J. S. Steinberg, S. L. Higgins, D. J. Wilber, H. Klein, M. L. Andrews, W. J. Hall, and A. J. Moss, "Inappropriate implantable cardioverter-defibrillator shocks in MADIT II: frequency, mechanisms, predictors, and survival impact," *J Am Coll Cardiol*, vol. 51, pp. 1357-65, Apr 8 2008.
- [2] I. Cygankiewicz, J. Gillespie, W. Zareba, M. W. Brown, I. Goldenberg, H. Klein, S. McNitt, S. Polonsky, M. Andrews, E. M. Dwyer, W. J. Hall, and A. J. Moss, "Predictors of long-term mortality in Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial II (MADIT II) patients with implantable cardioverter-defibrillators," *Heart Rhythm*, vol. 6, pp. 468-73, Apr 2009.
- [3] R. W. Alexander, R. C. Schlant, and V. Fuster, *Hurst's the heart, arteries and veins*: McGraw-Hill, Health Professions Division, 1998.
- [4] D. B. Dubin, *Rapid Interpretation of EKG's: An Interactive Course*: Cover Pub., 2000.
- [5] K. M. Jones and G. M. Ochs, *Interpretation of the electrocardiogram : a review for health professionals*. Norwalk, Conn.: Appleton-Century-Crofts, 1982.
- [6] M. Mihailovici, "Statistical analysis of electrocardiogram data," Thesis (M Sc ), 1995.
- [7] P. Milpied, R. Dubois, P. Roussel, C. Henry, and G. Dreyfus, "Arrhythmia Discrimination in Implantable Cardioverter Defibrillators Using Support Vector Machines Applied to a New Representation of Electrograms," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 58, pp. 1797-1803, 2011.
- [8] A. W. C. Chow and A. E. Buxton, *Implantable Cardiac Pacemakers and Defibrillators: All You Wanted to Know*: John Wiley & Sons, 2006.
- [9] C. D. Swerdlow, "Supraventricular Tachycardia-Ventricular Tachycardia Discrimination Algorithms in Implantable Cardioverter Defibrillators: State-of-the-Art Review," *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 12, pp. 606-612, 2001.
- [10] H. Z. Noorani and Canadian Coordinating Office for Health Technology Assessment., *Implantable cardioverter defibrillator (ICD) therapy for sudden cardiac death*. Ottawa: Canadian Coordinating Office for Health Technology Assessment, 2000.
- [11] P. Bouchet, R. Dubois, C. Henry, P. Roussel, and G. Dreyfus, "Spatial projection of Tachycardia electrograms for morphology discrimination in implantable cardioverter defibrillators," in *Computers in Cardiology, 2009*, 2009, pp. 9-12.
- [12] J. L. Rojo-Alvarez, A. Arenal-Maiz, and A. Artes- Rodriguez, "Discriminating between supraventricular and ventricular tachycardias from EGM onset analysis," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 21, pp. 16-26, 2002.
- [13] C. D. Swerdlow, M. L. Brown, K. Lurie, J. Zhang, N. M. Wood, W. H. Olson, and J. M. Gillberg, "Discrimination of Ventricular Tachycardia from Supraventricular Tachycardia by a Downloaded Wavelet-Transform Morphology Algorithm: A Paradigm for Development of Implantable

- Cardioverter Defibrillator Detection Algorithms," *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 13, pp. 432-441, 2002.
- [14] A. Bayes de Luna, P. Coumel, and J. F. Leclercq, "Ambulatory sudden cardiac death: mechanisms of production of fatal arrhythmia on the basis of data from 157 cases," *Am Heart J*, vol. 117, pp. 151-9, Jan 1989.
- [15] C. Antzelevitch and A. Burashnikov, "Overview of Basic Mechanisms of Cardiac Arrhythmia," *Card Electrophysiol Clin*, vol. 3, pp. 23-45, Mar 1 2011.
- [16] M. M. Scheinman, "Role of the His-Purkinje system in the genesis of cardiac arrhythmia," *Heart Rhythm*, vol. 6, pp. 1050-8, Jul 2009.
- [17] L. H. Cohn, *Cardiac surgery in the adult*, 4th ed. New York: McGraw-Hill Professional, 2012.
- [18] R. X. Stroobandt, S. S. Barold, and A. F. Sinnaeve, *Implantable Cardioverter - Defibrillators Step by Step: An Illustrated Guide*: Wiley, 2011.
- [19] P. J. Podrid and P. R. Kowey, *Cardiac arrhythmia : mechanisms, diagnosis, and management*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [20] P. J. Wang, *Ventricular arrhythmias and sudden cardiac death*. Malden, Mass. ; Oxford: Blackwell Futura, 2008.
- [21] L. Antonio Pires and S. K. S. Huang, "Nonsustained ventricular tachycardia: Identification and management of high-risk patients," *Am Heart J*, vol. 126, pp. 189-200, 1993.
- [22] L. A. Vespry, *Cardiac arrhythmia research advances*. New York: Nova Biomedical Books, 2007.
- [23] E. Taylor, R. Berger, J. D. Hummel, J. L. Dinerman, B. Kenknight, A. M. Arria, G. Tomaselli, and H. Calkins, "Analysis of the Pattern of Initiation of Sustained Ventricular Arrhythmias in Patients with Implantable Defibrillators," *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 11, pp. 719-726, 2000.
- [24] R. J. Myerburg, "Implantable Cardioverter-Defibrillators after Myocardial Infarction," *New England Journal of Medicine*, vol. 359, pp. 2245-2253, 2008.
- [25] B. Kamousi, B. Lin, A. Al-Ahmad, H. Hsia, P. Zei, A. Natale, A. Moss, J. Daubert, W. Zareba, and P. Wang, "A covariance-based algorithm: A novel technique for rhythm discrimination in ICDs," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 2008*, pp. 5478-5481.
- [26] L. J. Jordaens and D. A. M. J. Theuns, *Implantable Cardioverter Defibrillator Stored ECGs: Clinical Management and Case Reports*: Springer, 2010.
- [27] M. Astrom, S. Olmos, and L. Sörnmo, "Wavelet-based event detection in implantable cardiac rhythm management devices," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 478-484, 2006.
- [28] L. Sörnmo and P. Laguna, in *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, ed Burlington: Academic Press, 2005, pp. 567-631.

- [29] M. Mohebbi and H. Ghassemian, "Prediction of paroxysmal atrial fibrillation based on non-linear analysis and spectrum and bispectrum features of the heart rate variability signal," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 105, pp. 40-49, 2012.
- [30] A. Stys and T. Stys, "Current clinical applications of heart rate variability," *Clin Cardiol*, vol. 21, pp. 719-724, 1998.
- [31] A. Jovic and N. Bogunovic, "Evaluating and comparing performance of feature combinations of heart rate variability measures for cardiac rhythm classification," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, pp. 245-255, 2012.
- [32] U. Meyerfeldt, N. Wessel, H. Schütt, D. Selbig, A. Schumann, A. Voss, J. Kurths, C. Ziehmann, R. Dietz, and A. Schirdewan, "Heart rate variability before the onset of ventricular tachycardia: differences between slow and fast arrhythmias," *Int J Cardiol*, vol. 84, pp. 141-151, 2002.
- [33] C. Kouakam, B. Lauwerier, D. Klug, M. Jarwe, C. Marquié, D. Lacroix, and S. Kacet, "Effect of elevated heart rate preceding the onset of ventricular tachycardia on antitachycardia pacing effectiveness in patients with implantable cardioverter defibrillators," *Am J Cardiol*, vol. 92, pp. 26-32, 2003.
- [34] F. Lombardi, A. Porta, M. Marzegalli, S. Favale, M. Santini, A. Vincenti, and A. De Rosa, "Heart rate variability patterns before ventricular tachycardia onset in patients with an implantable cardioverter defibrillator. Participating Investigators of ICD-HRV Italian Study Group," *Am J Cardiol*, vol. 86, pp. 959-63, Nov 1 2000.
- [35] C. Lerma, N. Wessel, A. Schirdewan, J. Kurths, and L. Glass, "Ventricular arrhythmias and changes in heart rate preceding ventricular tachycardia in patients with an implantable cardioverter defibrillator," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 46, pp. 715-727, 2008.
- [36] V. Mani, X. Wu, M. A. Wood, K. A. Ellenbogen, and P.-W. Hsia, "Variation of Spectral Power Immediately Prior to Spontaneous Onset of Ventricular Tachycardia/Ventricular Fibrillation in Implantable Cardioverter Defibrillator Patients," *J Cardiovasc Electrophysiol*, vol. 10, pp. 1586-1596, 1999.
- [37] T. Thong and M. H. Raitt, "Predicting Imminent Episodes of Ventricular Tachyarrhythmia Using Heart Rate," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 30, pp. 874-884, 2007.
- [38] P. Muaynoi, S. Tretriluxana, and K. Chitsakul, "Signal processing for Heart Rate Variability analysis case study: Ventricular tachycardia condition," in *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2011*, 2011, pp. 117-119.
- [39] N. Wessel, A. Voss, H. Malberg, C. Ziehmann, H. U. Voss, A. Schirdewan, U. Meyerfeldt, and J. Kurths, "Nonlinear analysis of complex phenomena in cardiological data," *Zeitschrift Herzschrittmachertherapie und Elektrophysiologie*, vol. 11, pp. 159-173, 2000.
- [40] N. Wessel, C. Ziehmann, J. Kurths, U. Meyerfeldt, A. Schirdewan, and A. Voss, "Short-term forecasting of life-threatening cardiac arrhythmias based on symbolic dynamics and finite-time growth rates," *Physical Review E*, vol. 61, pp. 733-739, 2000.
- [41] G. Krstacic, A. Krstacic, A. Smalcelj, D. Milicic, and M. Jembrek-Gostovic, "The  $\langle \langle$ Chaos Theory  $\rangle \rangle$  and Nonlinear Dynamics in Heart Rate Variability Analysis: Does it Work in Short-

- Time Series in Patients with Coronary Heart Disease?," *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 12, pp. 130-136, 2007.
- [42] M. Baumert, N. Wessel, A. Schirdewan, A. Voss, and D. Abbott, "Scaling Characteristics of Heart Rate Time Series Before the Onset of Ventricular Tachycardia," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 35, pp. 201-207, 2007.
- [43] J. Zhuang, X. Ning, S. Du, Z. Wang, C. Huo, X. Yang, and A. Fan, "Nonlinear short-term heart rate variability prediction of spontaneous ventricular tachyarrhythmia," *Chinese Science Bulletin*, vol. 53, pp. 2446-2453, 2008.
- [44] S. M. Pincus, "Approximate entropy as a measure of system complexity," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 88, pp. 2297-2301, March 15, 1991 1991.
- [45] S. M. Pincus and A. L. Goldberger, "Physiological time-series analysis: what does regularity quantify?," *AJP - Heart and Circulatory Physiology*, vol. 266, pp. H1643-1656, 1994.
- [46] Y. Xu, X. Ning, Y. Chen, and J. Wang, "Mode entropy and dynamical analysis of irregularity for HFECG," *Chinese Science Bulletin*, vol. 49, pp. 1886-1890, 2004/09/01 2004.
- [47] S. Bilgin, O. H. Çolak, O. Polat, and E. Koklukaya, "Estimation and evaluation of sub-bands on LF and HF base-bands in HRV for Ventricular Tachyarrhythmia patients," *Expert Systems with Applications*, vol. 36, pp. 10078-10084, 2009.
- [48] D. Hong-Sheng, Z. Ai-Hua, and H. Xiao-Hong, "The Hilbert marginal spectrum analysis of short-term heart rate signal prior to spontaneous onset of ventricular tachyarrhythmia," in *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on*, 2011, pp. 872-877.
- [49] N. Wessel, A. Voss, J. Kurths, P. Saparin, A. Witt, H. J. Kleiner, and R. Dietz, "Renormalised entropy: a new method of non-linear dynamics for the analysis of heart rate variability," in *Computers in Cardiology 1994*, 1994, pp. 137-140.
- [50] S. Joo, K.-J. Choi, and S.-J. Huh, "Prediction of spontaneous ventricular tachyarrhythmia by an artificial neural network using parameters gleaned from short-term heart rate variability," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, pp. 3862-3866, 2012.
- [51] K. Solem, P. Laguna, and L. Sornmo, "An efficient method for handling ectopic beats using the heart timing signal," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 13-20, 2006.
- [52] A. Casaleggio, P. Rossi, A. Faini, T. Guidotto, A. Dall'Acqua, G. Sartori, G. Musso, R. Mureddu, E. Casali, V. Malavasi, and S. Chierchia, "Mode of onset of spontaneous ventricular tachyarrhythmias from implantable cardioverter defibrillator electrograms," in *Computers in Cardiology, 2003*, 2003, pp. 229-232.
- [53] A. M. Pearson and W. H. Olson. Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database Version 1.0 from Medtronic, Inc. [Online]. Available: <http://physionet.org/physiobank/database/mvtdb/>
- [54] V. Barbaro, P. Bartolini, G. Calcagnini, F. Censi, M. Floris, C. Pignalberi, R. Ricci, and M. Santini, "In vitro and in vivo evaluation of electromagnetic interference between wireless home monitoring pacemakers and GSM mobile phones," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, 2003, pp. 3602-3605 Vol.4.

- [55] I. Tandogan, A. Temizhan, E. Yetkin, Y. Guray, M. Ileri, E. Duru, and A. Sasmaz, "The effects of mobile phones on pacemaker function," *International Journal of Cardiology*, vol. 103, pp. 51-58, 2005.
- [56] A. Cheng, S. Nazarian, D. D. Spragg, K. Bilchick, H. Tandri, L. Mark, H. Halperin, H. Calkins, R. D. Berger, and C. A. Henrikson, "Effects of surgical and endoscopic electrocautery on modern-day permanent pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator systems," *Pacing Clin Electrophysiol*, vol. 31, pp. 344-50, Mar 2008.
- [57] T. Yonemura, J. Koyama, Y. Sakai, K. Morinaga, R. Kurosaki, Y. Araki, Y. Kawano, M. Nozoe, S. Tayama, T. Honda, and K. Nakao, "Electromagnetic Interference with Cardiac Implantable Devices by Household and Industrial Appliances," *Journal of Arrhythmia*, vol. 27, pp. 49-56, 2011.
- [58] M. E. McIvor, J. Reddinger, E. Floden, and R. C. Sheppard, "Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance Devices (SPICED TEAS)," *Pacing Clin Electrophysiol*, vol. 21, pp. 1847-61, Oct 1998.
- [59] W. Irnich, "Muscle Noise and Interference Behavior in Pacemakers: A Comparative Study," *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 10, pp. 125-132, 1987.
- [60] M. G. Signorini, F. Marchetti, and S. Cerutti, "Applying nonlinear noise reduction in the analysis of heart rate variability," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 20, pp. 59-68, 2001.
- [61] R. Cassani, P. Mejia, J. A. Tavares, J. C. Sanchez, and R. Martinez, "Adaptive filtering for respiration influence reduction on Heart Rate Variability," in *Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control (CCE), 2011 8th International Conference on*, 2011, pp. 1-5.
- [62] W. Huiyan, "Noise Reduction in Pulse Signal Using the Wavelet Packet Transform and Median Filtering," in *Education Technology and Training, 2008. and 2008 International Workshop on Geoscience and Remote Sensing. ETT and GRS 2008. International Workshop on*, 2008, pp. 675-679.
- [63] S. G. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 11, pp. 674-693, 1989.
- [64] P. H. Cox and A. A. de Carvalho, "Discrete Wavelet Transform Signal Analyzer," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 56, pp. 1640-1647, 2007.
- [65] T. Nodes and N. Gallagher, Jr., "Median filters: Some modifications and their properties," *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 30, pp. 739-746, 1982.
- [66] A. Ben Hamza and H. Krim, "Image denoising: a nonlinear robust statistical approach," *Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 49, pp. 3045-3054, 2001.
- [67] L. R. Rabiner and R. W. Schafer, *Introduction to Digital Speech Processing* vol. 1: Now Publishers, 2007.
- [68] J. A. Morales-Cordovilla, A. M. Peinado, V. Sanchez, and J. A. Gonzalez, "Feature Extraction Based on Pitch-Synchronous Averaging for Robust Speech Recognition," *Audio, Speech, and Language Processing, IEEE Transactions on*, vol. 19, pp. 640-651, 2011.



- [69] K. Doh-Suk, J. Jae-Hoon, K. Jae-Weon, and L. Soo-Young, "Feature extraction based on zero-crossings with peak amplitudes for robust speech recognition in noisy environments," in *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1996. ICASSP-96. Conference Proceedings., 1996 IEEE International Conference on*, 1996, pp. 61-64 vol. 1.
- [70] R. Niederjohn, "A mathematical formulation and comparison of zero-crossing analysis techniques which have been applied to automatic speech recognition," *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 23, pp. 373-380, 1975.
- [71] A. Shahidi Zandi, R. Tafreshi, M. Javidan, and G. A. Dumont, "Predicting temporal lobe epileptic seizures based on zero-crossing interval analysis in scalp EEG," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 2010, pp. 5537-5540.
- [72] Y. Y. Aye, "Speech Recognition Using Zero-Crossing Features," in *Electronic Computer Technology, 2009 International Conference on*, 2009, pp. 689-692.
- [73] N. Raju, S. Mathini, T. L. Priya, P. Preethi, and M. Chandrasekar, "Identifying the population of animals through pitch, formant, short time energy-A sound analysis," in *Computing, Electronics and Electrical Technologies (ICCEET), 2012 International Conference on*, 2012, pp. 704-709.
- [74] R. B. Pachori and P. Sircar, "EEG signal analysis using FB expansion and second-order linear TVAR process," *Signal Processing*, vol. 88, pp. 415-420, 2008.
- [75] R. B. Pachori and S. V. Gangashetty, "Detection of voice onset time using FB expansion and AM-FM model," in *Information Sciences Signal Processing and their Applications (ISSPA), 2010 10th International Conference on*, 2010, pp. 149-152.
- [76] P. Ram Bilas and S. Pradip, "Speech Analysis using Fourier-Bessel Expansion and Discrete Energy Separation Algorithm," in *Digital Signal Processing Workshop, 12th - Signal Processing Education Workshop, 4th*, 2006, pp. 423-428.
- [77] J. Schroeder, "Signal Processing via Fourier-Bessel Series Expansion," *Digital Signal Processing*, vol. 3, pp. 112-124, 1993.
- [78] R. B. Pachori and P. Sircar, "A new technique to reduce cross terms in the Wigner distribution," *Digital Signal Processing*, vol. 17, pp. 466-474, 2007.
- [79] K. Gopalan, T. R. Anderson, and E. J. Cupples, "Speaker identification using features based on first order Bessel function expansion of speech," in *Communications, Computers and Signal Processing, 1997. 10 Years PACRIM 1987-1997 - Networking the Pacific Rim. 1997 IEEE Pacific Rim Conference on*, 1997, pp. 589-592 vol.2.
- [80] C. J. C. Burges, "A Tutorial on Support Vector Machines for Pattern Recognition," *Data Min. Knowl. Discov.*, vol. 2, pp. 121-167, 1998.
- [81] P. Padmanabhan, L. Zhiping, H. Guang-Bin, and M. E. H. Ong, "Patient classification based on pre-hospital heart rate variability," in *Circuits and Systems, 2008. APCCAS 2008. IEEE Asia Pacific Conference on*, 2008, pp. 125-128.
- [82] I. Steinwart and A. Christmann, *Support Vector Machines*: Springer-Verlag New York, 2008.

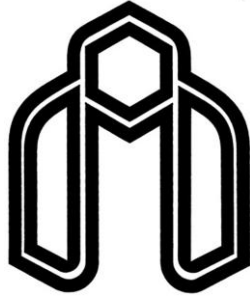
- [83] N. Cristianini and J. Shawe-Taylor, *An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-based Learning Methods*: Cambridge University Press, 2000.
- [84] A. Kampouraki, G. Manis, and C. Nikou, "Heartbeat Time Series Classification With Support Vector Machines," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 13, pp. 512-518, 2009.
- [85] M. Zweig and G. Campbell, "Receiver-Operating Characteristic (ROC) Plots: A Fundamental Evaluation Tool in Clinical Medicine," *Clin Chem*, vol. 39, pp. 561-577, 1993.
- [86] M. A. Watanabe, "Heart Rate Turbulence Slope Reduction in Imminent Ventricular Tachyarrhythmia and its Implications," *J Cardiovasc Electrophysiol*, vol. 17, pp. 735-740, 2006.
- [87] M. J. Reed, C. E. Robertson, and P. S. Addison, "Heart rate variability measurements and the prediction of ventricular arrhythmias," *QJM*, vol. 98, pp. 87-95, February 1, 2005 2005.
- [88] J. E. Skinner, C. M. Pratt, and T. Vybiral, "A reduction in the correlation dimension of heartbeat intervals precedes imminent ventricular fibrillation in human subjects," *Am Heart J*, vol. 125, pp. 731-743, 1993.

## **Abstract**

Annually, many people die by cardiac murderous arrhythmias. Most of deathly arrhythmias happens in ventricle. Ventricular tachycardia (VT) and ventricular fibrillation (VF) are the most common symptoms causing to sudden cardiac death (SCD) especially in the patient with history of heart diseases. Many studies have been carry out to predict VT-VF, so to prevent SCD. Implantable cardioverter defibrillators (ICDs) is one of the recent devolved devices used to send electrical shock to prevent SCD. ICDs devices implanted in the chest and always accompany the patient.

In this thesis, two novel method based on output signal of ICDs (called Heart Rate Variability (HRV)) are proposed to predict VT and VF arrhythmias. Considering the amount of noise in HRV signals, ectopic beats were firstly removed using wavelet transformation and median filter. Extracted features makes two proposed methods. In first method, considered features such as short-time autocorrelation, short-time signal energy and short-time zero crossing have then been extracted to use for prediction with support vector machine (SVM). The results obtained indicate 82.6% accuracy through the constructed model. This results has little improvement in comparison with previous works. Second method features based on Fourier-Bessel (FB) expansion had a good history in analyzing non-stationary signals. By using the FB coefficients, we improve the result to 93% in accuracy. This reveals significant improvement and efficiency in detecting VT-VF compared to what has been done before. This performance, severely can effected on reducing inappropriate shocks and make a better output for appropriated treatment.

**Keyword:** Sudden Cardiac Death (SCD), Ventricular Tachyarrhythmias (VTAs), Implantable Cardioverter Defibrillators (ICDs), Heart Rate Variability (HRV), autocorrelation coefficient, signal energy, signal zero-crossing, Fourier-Bessel coefficient



**Shahrood University of Technology**  
**Faculty of Computer Engineering**

# **Electrogram (EGM) Analysis to Improve Detection of Cardiac Arrhythmias in Medical Devices**

Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirement for the Degree of  
Master of Science (M.Sc.)

**Ashkan Parsi**

Supervisor  
**Dr. Ali Akbar Pouyan**

Associate Supervisor  
**Dr. Hamid Reza Mashreghi Moghadam**

**Data:** January 2013