



دانشکده برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

طبقه بندی آریتمی های قلبی با استفاده از تبدیل والش

زهرة نصیری

استاد راهنما:

دکتر حسین مروی

استاد مشاور:

دکتر علیرضا احمدی فرد

تیر ماه ۱۳۹۰

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده: برق و رباتیک

گروه: الکترونیک

طبقه بندی آریتمی های قلبی با استفاده از تبدیل والش

دانشجو: زهره نصیری

استاد راهنما:

دکتر حسین مروی

استاد مشاور:

دکتر علیرضا احمدی فرد

پایان نامه جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد

تیر ماه ۱۳۹۰

تشکر و قدردانی:

از استاد ارجمندم، جناب آقای دکتر مروی که در تمامی این مدت با بزرگواری فراوان، بارها بنیانی‌های ارزنده خود
یاریکر من بودند، کمال اتنان را داشته و برای ایشان آرزوی سلامتی و بهروزی دارم. از جناب آقای دکتر
احمدی فرد که مشاوره این پایان نامه را به عهده داشتند سپاسگزارم. همچنین از جناب آقای دکتر قلی زاده که با
سگیبایی بسیار، همواره پاسخگوی مشکلات من بودند، قدردانی می‌نمایم.

از جناب آقای دکتر پویان و جناب آقای دکتر معروضی که داور این پایان نامه را بر عهده گرفته و علیرغم
مشغله فراوان، نقد علمی این اثر را قبل نمودند، سپاسگزارم.

زهره نصیری

تیر ۹۰

چکیده

بیماری‌های قلبی بنا بر آمارهای سازمان جهانی بهداشت شایعترین علت فوت را در میان سایر بیماری‌ها به خود اختصاص می‌دهند. استفاده از الکتروکاردیوگرام (ElectroCardioGram: ECG) به دلیل اینکه ثبت آن آسان، کم هزینه و در عین حال ثمر بخش می‌باشد، برای تشخیص بیماری‌های قلبی کاربرد وسیع و قابل توجهی دارد. برای کاستن از اشتباهات پزشکان و کمک به آنها، می‌توان از روشهای هوشمند در تشخیص این بیماری‌ها استفاده نمود. تغییر و اعوجاج در هریک از پارامترهای اصلی سیگنال الکتروکاردیوگرام می‌تواند نشان دهنده یک بیماری قلبی باشد.

در این تحقیق، روشی جدید با استفاده از تبدیل والش برای طبقه بندی آریتمی‌های قلبی پیشنهاد شده است. هدف اصلی این تحقیق، بدست آوردن روشی اتوماتیک، کارا و سریع، جهت تشخیص و تفکیک بیماری‌های قلبی بلوک شاخه ای راست^۱، بلوک شاخه ای چپ^۲، پیس ریتم^۳ و انقباضات زودرس بطنی^۴ و حالت نرمال از یکدیگر می‌باشد. به منظور استخراج ویژگیها و کاهش ویژگیهای سیگنال قلب از طیف والش استفاده شده است. با استفاده از طیف والش ویژگی‌های مناسب از سیگنال قلب استخراج شده است. آزمایشات روی دیتابیس "MIT_BIH"^۵ انجام شده است و در نهایت نمونه‌های انتخاب شده به یک طبقه بندی کننده SVM داده می‌شود و ضربان‌های متفاوت در هر یک از گروه‌ها دسته بندی می‌شوند. آزمایشات انجام شده بر روی دیتابیس مذکور نشان دهنده موفقیت روش پیشنهادی در جهت کاهش ویژگی می‌باشد.

کلمات کلیدی: آریتمی‌های قلبی، ماشین بردار پشتیبان، طیف والش، کاهش ویژگی، طبقه بندی

^۱ Right Bundle Branch Block: RBBB

^۲ Left Bundle Branch Block: LBBB

^۳ Paced beat

^۴ Premature Ventricular Contraction

^۵ Massachusetts Institute of Technology- Boston's Beth Israel Hospital: MIT-BIH

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه	۱
۱-۱- مقدمه	۲
۱-۲- توصیف مساله	۲
۱-۳- ساختار پایان نامه	۳
فصل دوم: مروری بر فیزیولوژی و آریتمی‌های قلبی	۵
۱-۲- آناتومی و فیزیولوژی قلب	۶
۱-۱-۲- ساختمان داخلی قلب	۷
۱-۲-۲- دوره قلبی	۹
۱-۲-۳- انتقال ایмпالس های الکتریکی	۱۰
۱-۲-۴- سیکل های دیلاریزاسیون - ریلاریزاسیون	۱۰
۱-۲-۲- مسیر داخل قلب	۱۱
۱-۲-۳- معرفی و تفسیر سیگنال الکتروکاردیوگرافی (ECG)	۱۴
۱-۲-۳-۱- انواع ECG	۱۵
۱-۲-۳-۲- کاغذ الکتروکاردیوگرام	۱۶
۱-۲-۳-۲- مروری بر کمپلکس ECG	۱۷
۱-۲-۴- آریتمی های قلبی	۲۰
۱-۲-۴-۱- ریتم سینوسی نرمال	۲۰
۱-۲-۴-۲- بلوک شاخه ای	۲۱
۱-۲-۴-۳- پیس ریتم	۲۲

فصل سوم: مروری بر تحقیقات انجام شده در زمینه طبقه بندی آریتمی های قلبی ۲۳

۱-۳- معرفی پایگاه داده های بیماریهای قلبی ۲۴

۲-۳- کاهش نویز ۲۸

۳-۲- ۱- متوسط گیری ۲۸

۳-۳- استخراج ویژگی ۲۸

۳-۳- ۱- استخراج ویژگی در حوزه زمان ۲۹

۳-۳- ۲- استخراج ویژگی در دیگر حوزه ها ۳۰

۳-۴- کاهش ویژگی ۳۱

۳-۵- طبقه بندی ۳۲

فصل چهارم: تبدیل والش ۳۳

۱-۴- تاریخچه تبدیل والش ۳۴

۴-۱- ۱- سیستم پایه های متعامد ۳۴

۴-۲- توابع والش ۳۶

۴-۳- تولید ماتریس تبدیل والش ۳۸

۴-۲- ۱- روش بازگشتی تولید ماتریس هادامارد ۳۸

۴-۲- ۲- روش مستقیم ۳۸

۴-۲- ۳- مراحل تبدیل ماتریس هادامارد به ماتریس تبدیل والش ۴۰

۴-۴- مقایسه بین WALSH و DFT ۴۲

۴-۵- الگوریتم سریع تبدیل والش ۴۴

فصل پنجم: روش پیشنهادی و ارزیابی روش ۴۷

۴۸.....	۱-۵ - مقدمه
۴۹.....	۲-۵ - معرفی پایگاه داده مورد استفاده در تحقیق
۵۳.....	۳-۵ - کاهش ویژگی
۵۴.....	۴-۵ - مدلسازی سیگنال قلب
۵۴.....	۵-۵ - روش پیشنهادی
۵۶.....	۱-۵-۵ - روش پیشنهادی با استفاده از ۲۵۶ نمونه
۶۱.....	۲-۵-۵ - روش پیشنهادی با استفاده از ۳۲ نمونه
۶۱.....	۶-۵ - طبقه بندی آریتمی ها توسط ماشین بردار پشتیبان
۶۲.....	۷-۵ - معیارهای ارزیابی کارایی سیستم
۶۴.....	۸-۵ - آزمایشات
۶۴.....	۱-۸-۵ - آزمایشات با مدل ۲۵۶ نمونه
۷۵.....	۲-۸-۵ - آزمایشات با مدل ۳۲ نمونه
۸۳.....	۹-۵ - انتخاب ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان
۸۴.....	۱۰-۵ - نمودارهای مقایسه ای
۸۴.....	۱-۱۰-۵ - مقایسه روش پیشنهادی با سایر روش ها
۸۶.....	۲-۱۰-۵ - نمودارهای مقایسه ای حاصل از روشهای کاهش ویژگی
۹۲.....	۱۱-۵ - مقایسه روش پیشنهادی با سایر روشهای کاهش ویژگی
۹۹.....	فصل ششم: نتیجه گیری و پیشنهادات
۱۰۰.....	۱-۶ - مقدمه
۱۰۰.....	۲-۶ - مروری بر روش پیشنهادی

۱۰۱..... ۳-۶- نتیجه گیری

۱۰۲..... ۴-۶- پیشنهادات

۱۰۴..... مراجع

فهرست شکلهای

- شکل (۱-۱) روال در نظر گرفته شده جهت تشخیص بیماری های قلبی ۳
- شکل (۱-۲) بررسی از نمای داخلی قلب ۸
- شکل (۲-۲) مسیر داخل قلب ۱۲
- شکل (۳-۲) ECG طبیعی ۱۷
- شکل (۱-۳) الگوهای زمانی -فرکانسی پنج دسته آریتمی قلبی پس از اعمال تبدیل ویولت ۳۱
- شکل (۱-۴) توابع والش برای $N=4$ ۳۶
- شکل (۲-۴) ترتیب والش و هادامارد ۴۰
- شکل (۳-۴) الگوریتم سریع تبدیل والش [۳۹] ۴۶
- شکل (۱-۵) نمونه ای از سیگنال های گرفته شده در چهار گروه افراد ۵۰
- شکل (۲-۵) نمودار فواصل زمانی R-R در چهار شخص دارای بیماری متفاوت ۵۱
- شکل (۳-۵) نمودار هیستوگرام فواصل زمانی R-R در چهار شخص دارای بیماری متفاوت ۵۲
- شکل (۴-۵) بلوک دیاگرام روش پیشنهادی ۵۵
- شکل (۵-۵) یک سیکل از سیگنال قلب نرمال با ۲۵۶ نمونه ۵۶
- شکل (۶-۵) یک سیکل از سیگنال قلب LBBB با ۲۵۶ نمونه ۵۶
- شکل (۷-۵) یک سیکل از سیگنال قلب RBBB با ۲۵۶ نمونه ۵۷
- شکل (۸-۵) یک سیکل از سیگنال قلب PACED BEAT با ۲۵۶ نمونه ۵۷
- شکل (۹-۵) یک سیکل از سیگنال قلب PVC با ۲۵۶ نمونه ۵۸
- شکل (۱۰-۵) طیف والش سیگنال نرمال ۵۸
- شکل (۱۱-۵) طیف والش سیگنال LBBB ۵۹

شکل (۵-۱۲) طیف والش سیگنال RBBB.....	۵۹
شکل (۵-۱۳) طیف والش سیگنال PACED BEAT.....	۶۰
شکل (۵-۱۴) طیف والش سیگنال PVC.....	۶۰
شکل (۵-۱۵) متوسط ACCURACY بدست آمده در روش های متفاوت با مدل ۲۵۶ نمونه ای.....	۸۵
شکل (۵-۱۶) متوسط SPECIFICITY بدست آمده در روش های متفاوت با مدل ۲۵۶ نمونه ای.....	۸۶
شکل (۵-۱۷) متوسط SENSITIVITY بدست آمده در روش های متفاوت با مدل ۲۵۶ نمونه ای.....	۸۶
شکل (۵-۱۸) متوسط ACCURACY بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۲۵۶ نمونه ای.....	۸۷
شکل (۵-۱۹) متوسط SPECIFICITY بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۲۵۶ نمونه ای.....	۸۷
شکل (۵-۲۰) متوسط SENSITIVITY بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۲۵۶ نمونه ای.....	۸۸
شکل (۵-۲۱) متوسط ACCURACY بدست آمده با ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال و مدل ۲۵۶ نمونه ای توسط روشهای مختلف.....	۸۹
شکل (۵-۲۲) متوسط SPECIFICITY بدست آمده با ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال و مدل ۲۵۶ نمونه ای توسط روشهای مختلف.....	۸۹
شکل (۵-۲۳) متوسط SENSITIVITY بدست آمده با ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال و مدل ۲۵۶ نمونه ای توسط روشهای مختلف.....	۹۰
شکل (۵-۲۴) متوسط ACCURACY بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۳۲ نمونه ای.....	۹۱
شکل (۵-۲۵) متوسط SPECIFICITY بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۳۲ نمونه ای.....	۹۱
شکل (۵-۲۶) متوسط SENITIVITYY بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۳۲ نمونه ای.....	۹۲
شکل (۵-۲۷) متوسط ACCURACY بدست آمده با ۳۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال و مقایسه آن با LDA PCA.....	۹۳
شکل (۵-۲۸) متوسط SPECIFICITY بدست آمده با ۳۰ نمونه ابتدایطیف والش سیگنال و مقایسه آن با PCA و LDA.....	۹۴
شکل (۵-۲۹) متوسط SENSITIVITY بدست آمده با ۳۰ نمونه ابتدایطیف والش سیگنال و مقایسه آن با PCA و LDA.....	۹۴
شکل (۵-۳۰) متوسط ACCURACY بدست آمده با ۷ نمونه و ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال و مقایسه آن با PCA و LDA.....	۹۵

شکل (۳۱-۵) متوسط SPECIFICITY بدست آمده با ۷ نمونه و ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال و مقایسه آن با PCA و LDA

۹۶.....

شکل (۳۲-۵) متوسط SENSITIVITY بدست آمده با ۷ نمونه و ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال و مقایسه آن با PCA و LDA

۹۶.....

شکل (۳۳-۵) متوسط ACCURACY بدست آمده توسط روش پیشنهادی با هر دو مدلینگ و مقایسه آن با PCA^[۹] و LDA^[۹]

شکل (۳۴-۵) متوسط SPECIFICITY بدست آمده توسط روش پیشنهادی با هر دو مدلینگ و مقایسه آن با PCA^[۹] و LDA^[۹]

شکل (۳۵-۵) متوسط SENSITIVITY بدست آمده توسط روش پیشنهادی با هر دو مدلینگ و مقایسه آن با PCA^[۹] و LDA^[۹]

فهرست جداول

جدول (۱-۵) ACCURACY بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۶۴
جدول (۲-۵) SPECIFICITY کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۶۴
جدول (۳-۵) SENSITIVITY بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۶۵
جدول (۴-۵) جدول کلی معیارها، بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۶۵
جدول (۵-۵) ACCURACY طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۵
جدول (۶-۵) SPECIFICITY طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۶
جدول (۷-۵) SENSITIVITY طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۶
جدول (۸-۵) جدول کلی معیارها، طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۶
جدول (۹-۵) ACCURACY تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM	۶۶
جدول (۱۰-۵) SPECIFICITY تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM	۶۷
جدول (۱۱-۵) SENSITIVITY تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM	۶۷
جدول (۱۲-۵) جدول کلی معیارها، تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM	۶۷
جدول (۱۳-۵) ACCURACY تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۷
جدول (۱۴-۵) SPECIFICITY تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۷
جدول (۱۵-۵) SENSITIVITY تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۸
جدول (۱۶-۵) جدول کلی معیارها، تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۸
جدول (۱۷-۵) ACCURACY نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۹
جدول (۱۸-۵) SPECIFICITY نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۶۹
جدول (۱۹-۵) SENSITIVITY نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۰
جدول (۲۰-۵) جدول کلی معیارها، نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۰

جدول (۲۱-۵) ACCURACY	نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۱
جدول (۲۲-۵) SPECIFICITY	نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۱
جدول (۲۳-۵) SENSITIVITY	نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۱
جدول (۲۴-۵)	جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۱
جدول (۲۵-۵) ACCURACY	نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۲
جدول (۲۶-۵) SPECIFICITY	نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۳
جدول (۲۷-۵) SENSITIVITY	نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۳
جدول (۲۸-۵)	جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM	۷۳
جدول (۲۹-۵) ACCURACY	نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۳
جدول (۳۰-۵) SPECIFICITY	نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۴
جدول (۳۱-۵) SENSITIVITY	نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۴
جدول (۳۲-۵)	جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۴
جدول (۳۳-۵) ACCURACY	نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۵
جدول (۳۴-۵) SPECIFICITY	نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۵
جدول (۳۵-۵) SENSITIVITY	نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۵
جدول (۳۶-۵)	جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM	۷۵
جدول (۳۷-۵) ACCURACY	بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۷۶
جدول (۳۸-۵) SPECIFICITY	بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۷۶
جدول (۳۹-۵) SENSITIVITY	بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۷۶
جدول (۴۰-۵)	جدول کلی معیارها، بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM	۷۶
جدول (۴۱-۵) ACCURACY	طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۷

جدول (۴۲-۵) SPECIFICITY طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۷
جدول (۴۳-۵) SENSITIVITY طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۷
جدول (۴۴-۵) جدول کلی معیارها، طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۷
جدول (۴۵-۵) ACCURACY ۵ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۸
جدول (۴۶-۵) SPECIFICITY ۵ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۸
جدول (۴۷-۵) SENSITIVITY ۵ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۸
جدول (۴۸-۵) جدول کلی معیارها، ۵ نمونه طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۸
جدول (۴۹-۵) ACCURACY ۷ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۸
جدول (۵۰-۵) SPECIFICITY ۷ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۹
جدول (۵۱-۵) SENSITIVITY ۷ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۹
جدول (۵۲-۵) جدول کلی معیارها، ۱۰ نمونه طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۹
جدول (۵۳-۵) ACCURACY ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۹
جدول (۵۴-۵) SPECIFICITY ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۷۹
جدول (۵۵-۵) SENSITIVITY ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۸۰
جدول (۵۶-۵) جدول کلی معیارها، ۱۰ نمونه طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۸۰
جدول (۵۷-۵) ACCURACY نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۸۰
جدول (۵۸-۵) SPECIFICITY نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۸۰
جدول (۵۹-۵) SENSITIVITY نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۸۱
جدول (۶۰-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM	۸۱
جدول (۶۱-۵) ACCURACY نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۸۱
جدول (۶۲-۵) SPECIFICITY نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM	۸۱

- جدول (۶۳-۵) SENSITIVITY نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM ۸۲
- جدول (۶۴-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM ۸۲
- جدول (۶۵-۵) ACCURACY نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM ۸۲
- جدول (۶۶-۵) SPECIFICITY نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM ۸۲
- جدول (۶۷-۵) SENSITIVITY نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM ۸۳
- جدول (۶۸-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM ۸۳
- جدول (۶۹-۵) ACCURACY ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM ۸۳
- جدول (۷۰-۵) SPECIFICITY ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM ۸۳
- جدول (۷۱-۵) SENSITIVITY ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM ۸۴
- جدول (۷۲-۵) جدول کلی معیارها، ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM ۸۴

فصل اول :مقدمه

۱- ۱- مقدمه

سیستم گردش خون در بدن انسان یکی از اساسی ترین قسمت های حیاتی بدن می باشد و قلب به عنوان مهمترین قسمت این سیستم از اهمیت خاصی برخوردار است. بیماری های قلبی بنا بر آمارهای سازمان جهانی بهداشت شایعترین علت فوت را در میان سایر بیماریها به خود اختصاص می دهند. تشخیص سریع و مراقبت ویژه پزشکی از بیماران مبتلا به این امراض می تواند تا حد زیادی از مرگ ناگهانی آنها جلوگیری نماید. از میان وسایل و راه های تشخیص مورد استفاده در این بیماریها، استفاده از الکتروکاردیوگرام (ElectroCardioGram: ECG) کاربرد وسیع، و قابل توجهی دارد. با توجه به اینکه ثبت نوار قلب آسان، کم هزینه و در عین حال ثمر بخش می باشد، استفاده از الکتروکاردیوگرام و آشنایی با اصول کار، شناخت و تفسیر آن ما را در تشخیص بیماری یاری می دهد. به علت حجم کاری فراوان متخصصین قلب، خستگی و بی خوابی ایشان، احتمال تشخیص اشتباه بیماری وجود دارد. برای کاستن از این اشتباهات و کمک به پزشکان، می توان از روشهای هوشمند در تشخیص این بیماری ها استفاده نمود. تغییر واعوجاج در هریک از پارامترهای اصلی سیگنال الکتروکاردیوگرام^۱ می تواند نشان دهنده یک بیماری قلبی باشد که ممکن است به هرعلتی ایجاد شده باشد. هر یک از این تغییرات ناپهنجار به طورکلی یک "آریتمی قلبی" نامیده می شود. گفتنی است که علل و عواملی نظیر ارث، استعمال دخانیات، ابتلا به چاقی و غیره تحت عنوان ریسک فاکتورها سبب تشدید خطر ابتلا به بیماریهای قلبی خواهد شد.

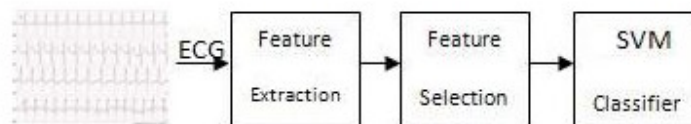
۱- ۲- توصیف مساله

هدف اصلی این تحقیق، بدست آوردن روشی ساده، سریع، اتوماتیک و کارا جهت تشخیص و تفکیک بیماری های قلبی بلوک شاخه ای راست^۱، بلوک شاخه ای چپ^۲، پیس ریتم، انقباضات زودرس بطنی و حالت نرمال از یکدیگر می باشد.

^۱ Right Bundle Branch Block: RBBB

این تشخیص از روی سیگنال الکتروکاردیوگرام (نوار قلب) می باشد. این روش شامل ۳ مرحله می باشد در گام نخست ویژگی‌هایی از سیگنال قلب استخراج می کنیم تا بتوان توسط آنها سیگنال قلب را نشان داد در گام بعد با استفاده از روشهای موجود و نیز روش پیشنهادی ویژگیهای سیگنال قلب کاهش می یابد، در نهایت ویژگیهای کاهش یافته توسط یک طبقه بندی کننده ، ضربانهای متفاوت در هر یک از گروه ها، دسته بندی می گردد.

این تشخیص باید از طریق سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام (نوار قلب) باشد. برای این منظور روال زیر در نظر گرفته شده است



شکل (۱-۱) روال در نظر گرفته شده جهت تشخیص بیماری های قلبی

به طور کلی این سیستم ها شامل سه مرحله اصلی استخراج ویژگی، کاهش ویژگی و طبقه بندی می باشند. در مرحله استخراج ویژگی سعی در پیدا نمودن مشخصه هایی است تا بتوان با استفاده از آنها یک ضربان قلب را هر چه بهتر مدل کرد. برای این منظور از مشخصه پیک R سیگنال استفاده شده است . در گام بعد با استفاده از تبدیل والش ویژگی‌های سیگنال کاهش می یابد. در نهایت مشخصه‌های انتخاب شده به یک طبقه بندی کننده داده می شود و ضربان های متفاوت در هر یک از گروه ها دسته بندی می شوند.

۱- ۳- ساختار پایان نامه

پس از مشخص شدن صورت مساله، در فصل دوم ، فیزیولوژی قلب و آریتمی های قلبی مورد بررسی در این تحقیق، مورد مطالعه قرار می گیرند. ساختمان داخلی قلب و مسیر انتقال ایمپالسهای الکتریکی در آن، انواع ECG در این

فصل توضیح داده می شود، در بخش دیگر این فصل به شرح سیگنال ECG برای یک قلب سالم و آریتمی های مورد نظر در این پایان نامه پرداخته می شود.

در فصل سوم ابتدا پایگاه های داده موجود در زمینه آریتمی های قلبی معرفی می شود و سپس با مطالعه راه کارهای ارائه شده در سیستم های تشخیص بیماری های قلبی، مروری بر تحقیقات انجام گرفته پیشین صورت می گیرد. در فصل چهارم تبدیل والش که در این تحقیق استفاده شده است، توضیح داده می شود و روشهای محاسبه تبدیل والش و والش سریع بیان می شود

در فصل پنجم، روش پیشنهاد شده، ارائه و ارزیابی شده است این روش به دو صورت به سیگنال قلب اعمال شده است و نتایج هر کدام به تفکیک آورده شده است، روش پیشنهادی با برخی از روشهای موجود مقایسه شده و نمودارهای مقایسه ای آن آورده شده است.

و در آخر نتیجه گیری و پیشنهاداتی جهت ادامه کار در فصل ششم ارائه شده است.

فصل دوم: مروری بر فیزیولوژی و

آریتمی‌های قلبی

۲- ۱- آناتومی و فیزیولوژی قلب

قلب اندامی است عضلانی و مخروطی شکل که در درون قفسه سینه، پشت جناق در داخل مدیاستن^۱، بین ریه‌ها و جلو ستون فقرات قرار دارد. قلب مانند مثلث وارونه‌ای است که قاعده آن در بالا، درست زیر دنده دوم و رأس آن یا نوک قلب^۲ در پایین و متمایل به جلو، در طرف چپ بدن و روی دیافراگم قرار دارد. اندازه قلب در افراد مختلف متغیر است و بستگی به اندازه بدن شخص دارد، قلب اندامی است به طول ۱۲ سانتی‌متر و عرض ۹ سانتی‌متر، که به اندازه مشت بسته‌ی شخص است. وزن قلب ۲۵۰-۳۵۰ گرم می‌باشد، که تحت تأثیر عواملی چون: اندازه بدن، سن، جنس و میزان فعالیت ورزشی شخص قرار می‌گیرد. قلب یک فرد ورزشکار وزن بیشتری نسبت به یک فرد عادی دارد و در یک فرد مسن، قلب دارای وزن کمتری است. [۳۰]

دیواره‌ی قلب^۳ (پریکارد) متشکل از سه لایه است: اپیکارد، میوکارد و آندوکارد. اپیکارد، خارجی‌ترین لایه‌ی قلب است که به عنوان لایه‌ی احشایی پریکارد، سطح خارجی قلب را می‌پوشاند. میوکارد، بزرگترین بخش دیواره قلب را تشکیل می‌دهد. این لایه عضلانی با هر ضربان قلب منقبض می‌شود. آندوکارد، درونی‌ترین لایه‌ی دیواره قلب و دارای بافت آندوتلیال بوده، حفره‌ها و دریچه‌های قلب را می‌پوشاند. ساختمانی از بافت همبند^۴ موسوم به پریکارد لیفی^۵ قلب را به صورت یک کیسه‌ی حفاظتی، سفت و محکم در بر می‌گیرد. این ساختمان محتوی مایع پریکارد سروزی^۶ است، و از دو لایه‌ی احشایی^۷ و جداری^۸ تشکیل شده است. لایه‌ی بیرونی یا جداری با لایه‌ی درونی یا احشایی مرتبط و به پریکارد لیفی چسبیده است و موجب نگهداری قلب در محل خود می‌شود. [۳۰]

^۱ mediastinum

^۲ apex

^۳ pericardium

^۴ connective tissue

^۵ fibrous pericardium

^۶ serous pericardium

^۷ visceral

^۸ parietal

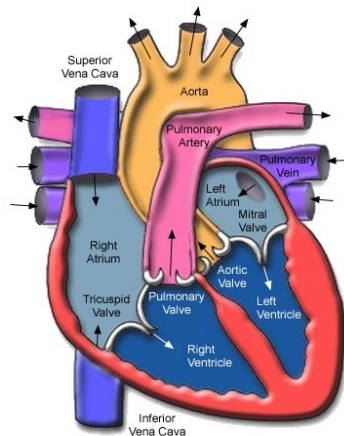
۲- ۱- ۱- ساختمان داخلی قلب

قلب در واقع دو پمپ جداگانه است: یک قلب راست که خون را به داخل ریه‌ها و یک قلب چپ که خون را در اندام‌های محیطی پمپ می‌کند. هر یک از این دو قلب جداگانه، به‌نوبه خود یک پمپ دو محفظه‌ای ضربان‌دار متشکل از یک دهلیز و یک بطن است (شکل (۱-۲)). دهلیز به طور عمده به‌عنوان یک منبع ذخیره خون و به عنوان یک مجرای ورودی برای بطن کار می‌کند اما در عین حال، عمل تلمبه‌ای ضعیفی برای کمک به حرکت خون به داخل بطن‌ها دارد. بطن به نوبه خود تأمین‌کننده نیروی عمده برای جلو راندن خون در گردش ریوی یا گردش محیطی است. دهلیزها خون را در خود انبار کرده و به داخل بطن‌ها می‌فرستند. دهلیز راست، خون بدون اکسیژن بازگشتی از وریدهای اجوف تحتانی و فوقانی بدن^۱ و همچنین خون سینوس کرونری را دریافت می‌کند. [۳۰]

دهلیز چپ خون اکسیژن‌دار را از طریق چهار ورید ریوی دریافت می‌کند. دیواره بین دو دهلیز^۲ حفره‌ها را از هم مجزا ساخته و به انقباض آنها کمک می‌کند. انقباض دهلیزها موجب می‌شود که خون به داخل بطن‌ها سرازیر شود. بطن راست و چپ به‌صورت پمپ عمل می‌کنند. بطن راست خون را از دهلیز راست دریافت کرده و آنرا از طریق شریان ریوی به داخل ریه‌ها پمپ می‌کند، جایی که خون، اکسیژن گرفته و دی‌اکسیدکربن را از دست می‌دهد. بطن چپ خون اکسیژن‌دار را از دهلیز چپ می‌گیرد و آنرا به داخل آئورت و در نتیجه به سراسر بدن پمپ می‌کند. دیواره بین دو بطن، بطن‌ها را از هم جدا ساخته و نیز به عمل پمپ کردن آنها کمک می‌کند. ضخامت دیواره‌ی حفرات (دهلیزها و بطن‌ها) بستگی به میزان فشار داخل حفرات و نحوه کار آنها دارد. با توجه به این‌که دهلیزها نقش انباری دارند و ضمناً خون را به نقاط دوری پمپ نمی‌کنند بنابراین دیواره‌ی آنها بطور قابل ملاحظه‌ای از دیواره‌ی بطن‌ها نازکتر است. به همین ترتیب، بطن چپ دیواره ضخیم‌تری نسبت به بطن راست دارد (شکل (۱-۲)). زیرا که بطن چپ خون را در مقابل فشار بالای موجود در گردش خون شریانی عمومی پمپ می‌کند. [۳۰]

^۱ inferior & superior venacavas

^۲ interatrial septum



شکل (۱-۲) برشی از نمای داخلی قلب

در حالی که بطن راست خون را در مقابل فشار پایین ریه‌ها پمپ می‌کند، قلب دارای چهار دریچه است: دو دریچه دهلیزی - بطنی و دو دریچه هلالی. دریچه‌ها در پاسخ به تغییرات فشار داخل حفرات باز و بسته می‌شوند. آنها بطور هماهنگ به عنوان دریچه‌های یک طرفه عمل می‌کنند، به‌طوری که خون در قلب به سمت جلو هدایت می‌شود و باز نمی‌گردد. هنگامی که دریچه‌ها بسته می‌شوند، مانع برگشت خون از یک حفره به حفره دیگر می‌گردند. بسته شدن دریچه‌ها موجب پیدایش صداهای قلبی می‌شود، که در خلال یک معاینه فیزیکی می‌توان آنها را با گوشی پزشکی شنید.

دو دریچه دهلیزی - بطنی، که بین دهلیزها و بطن‌ها قرار دارند، دریچه‌های دولتی و سه لتی هستند. دریچه سه‌لتی یا تریکوسپید بین دهلیز راست و بطن راست قرار دارد، دریچه دولتی یا میترال بین دهلیز و بطن چپ قرار گرفته است. دریچه‌های هلالی، شامل دریچه ریوی و دریچه آئورتی است. ساختمانشان ساده تر از دریچه‌های دهلیزی بطنی است. باز شدن دریچه‌های هلالی، ناشی از فشار داخل بطن‌ها است و بسته شدن آنها به علت بازگشت خون شریانهای ریوی و آئورتی است. دریچه ریوی در محل اتصال بطن راست و شریان ریوی است و خون را به طرف ریه‌ها هدایت

کرده و مانع بازگشت آن به داخل بطن می شود. دریچه آئورتی در محل اتصال بطن چپ و آئورت قرار دارد، به خون اجازه می دهد تا از بطن چپ به طرف بدن جریان یابد و از بازگشت آن به داخل بطن چپ جلوگیری می کند.

در قلب دو گره به نام های گره سینوسی - دهلیزی^۱ (SA) و گره دهلیزی - بطنی^۲ (AV) داریم. گره سینوسی - دهلیزی یک باریکه مسطح بیضی شکل از عضله تخصص عمل یافته (عضله ای که برای انجام کاری تکامل یافته است) تقریباً به عرض ۳mm، طول ۱۵mm و ضخامت ۱ میلی متر است که در جدار خلفی دهلیز راست در نزدیکی محل ورود وريد اجوف فوقانی قرار گرفته است. گره دهلیزی - بطنی در جدار خلفی سپتومی دهلیز راست بلافاصله در عقب دریچه تریکوسپید و در مجاورت منفذ سینوسی کرونر قرار دارد.[۳۰]

۲- ۱- ۲ - دوره قلبی

مرحله زمانی از انتهای یک انقباض قلبی تا انتهای انقباض بعدی، دوره ی قلبی^۳ نامیده می شود. هر دوره ی قلبی بوسیله ی تولید خود به خودی یک ایمپالس قلبی یا پتانسیل عمل^۴ در گره سینوسی - دهلیزی شروع می شود. ایمپالس قلبی فوق یا پتانسیل عمل به سرعت از طریق هر دو دهلیز و سپس از راه دسته دهلیزی - بطنی^۵ به بطن ها می رسد. به علت ترتیب قرار گرفتن خاص سیستم هدایتی بین دهلیزها و بطن ها، تأخیری بیشتر از ۰/۱ ثانیه بین عبور ایمپالس قلبی مذکور از دهلیزها و سپس بطن ها وجود دارد. این امر به دهلیزها اجازه می دهد که پیش از بطن ها منقبض شوند و از این راه خون را قبل از انقباض بسیار قوی بطن ها به داخل بطن ها بریزند، به این ترتیب دهلیزها به

^۱ Sino Atrial node

^۲ Atrio Ventricular node

^۳ cardiac cycle

^۴ action potential

^۵ atrio-ventricular bundle

عنوان یک چاشنی^۱ عمل می کنند و بطن ها منبع اصلی نیرو برای پیش راندن خون در مجموعه رگ ها را ایجاد می کنند [۳۰].

۲- ۱- ۳- انتقال ایمپالس های الکتریکی

قلب تا زمانی که تحریک الکتریکی را دریافت نکند، قادر به پمپ کردن نخواهد بود. تولید و انتقال ایمپالس های الکتریکی به اتوماتیسیته^۲، تحریک پذیری^۳، هدایت پذیری^۴ و قدرت انقباض سلول های قلبی بستگی دارد. اصطلاح اتوماتیسیته به توانایی یک سلول در تولید خودبه خودی ایمپالس عصبی گفته می شود. تحریک پذیری، ناشی از جابجایی یون ها در دو سوی غشاء سلولی می باشد و به نحوه ی پاسخ یک سلول به تحریکات الکتریکی اشاره می کند. هدایت پذیری، به توانایی یک سلول در انتقال یک ایمپالس عصبی به سلول دیگر قلب اطلاق می گردد.

۲- ۱- ۴- سیکل های دپلاریزاسیون - رپلاریزاسیون

انتقال ایمپالس های قلبی موجب پیدایش سیکل های دپلاریزاسیون - رپلاریزاسیون در سلول های قلب می گردد. سلول های قلبی در حال استراحت، پلاریزه هستند، بدین معنی که هیچ فعالیت الکتریکی از خود نشان نمی دهند. تحت این شرایط غشاهای سلولی غلظت های متفاوتی از یون هایی همچون سدیم و پتاسیم را تفکیک نموده و بار منفی^۵ بیشتری را در داخل سلول ایجاد می کنند. چنین پدیده ای را پتانسیل استراحت^۶ می نامند. به محض وقوع یک تحریک الکتریکی (در حالت طبیعی از گره SA)، یون ها در دو سوی غشاء سلولی جابجا می شوند و یک پتانسیل

^۱ primer

^۲ automaticity

^۳ excitability

^۴ conductivity

^۵ negative charge

^۶ resting potential

عمل (ایمپالس قلبی) یا دپلاریزاسیون سلولی^۱ ایجاد می‌گردد. هنگامی که سلولی کاملاً دپلاریزه شده باشد، سعی می‌کند مجدداً به حالت اولیه یا استراحت برگردد. چنین فرآیندی را رپلاریزاسیون^۲ می‌نامند [۳۱]. تحت این شرایط بارهای الکتریکی موجود در سلول معکوس می‌شوند و به حالت طبیعی برمی‌گردند.

۲-۲ - مسیر داخل قلب

به محض وقوع سیکل دپلاریزاسیون - رپلاریزاسیون، ایمپالس‌های الکتریکی در طول مسیر موسوم به سیستم هدایتی^۳ انتقال می‌یابند. ایمپالس‌ها حرکت خود را به خارج از گره SA آغاز کرده و پس از عبور از راه‌های بین‌گره‌ای و دسته‌ی باخمن^۴ به گره دهلیزی - بطنی می‌رسند، سپس به دسته‌ی هیس^۵، شاخه‌های راست و چپ^۶ و سرانجام به فیبرهای پورکنز^۷ انتقال می‌یابند. حال به شرح تک‌تک نقاط مهم این مسیر که در شکل (۲-۲) نیز آمده است می‌پردازیم.

۱. گره سینوسی - دهلیزی

چنان‌که گفته شد گره سینوسی - دهلیزی در جدار خلفی دهلیز راست در نزدیکی محل ورود ورید اجوف فوقانی قرار دارد. رشته‌های این گره تقریباً فاقد فیلامان‌های انقباضی بوده و بر خلاف رشته‌های عضلانی دهلیزی اطراف آن که ۱۵ تا ۲۰ میکرون قطر دارند هر کدام فقط ۳ تا ۵ میکرون قطر دارند. فیبرهای گره سینوسی - دهلیزی در دنباله فیبرهای عضلانی دهلیزها قرار دارند و لذا هر پتانسیل عملی که در گره سینوسی - دهلیزی شروع شود، بلافاصله به داخل دهلیزها گسترش می‌یابد. گره سینوسی - دهلیزی، پیشاهنگ یا ضربان‌ساز^۸ اصلی قلب است و در هر دقیقه

^۱ cell depolarization

^۲ repolarization

^۳ conduction system

^۴ Bachmans bundle

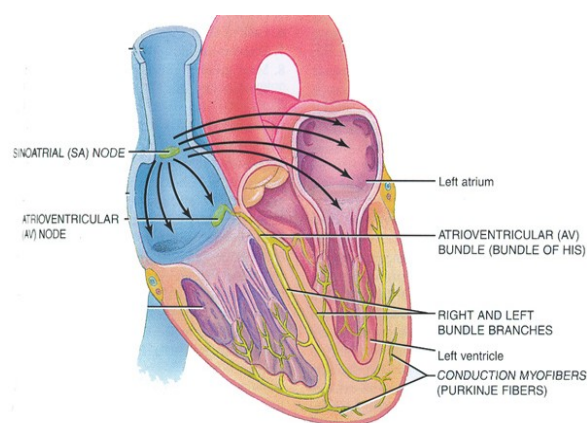
^۵ bundle of His

^۶ right & left bundle branches

^۷ Purkinje fibers

^۸ pacemaker

۶۰ تا ۱۰۰ ضربان ایجاد می‌کند. به محض شروع تولید ، ایمپالس مسیر اختصاصی داخل قلب را طی می‌کند. ایمپالس‌ها معمولاً قادر به جریان معکوس به عقب نخواهند بود، زیرا که سلول‌ها نمی‌توانند به یک تحریک بلافاصله بعد از دیپلاریزاسیون پاسخ دهند.



شکل (۲-۲) مسیر داخل قلب

۲. دسته‌ی باخمن

ایمپالس‌های تولیدی در گره SA به طرف دسته‌ی باخمن^۱ جریان می‌یابند. دسته‌ی باخمن مسیرهای ساخته شده از بافت هستند که از گره SA تا دهلیز چپ گسترش یافته اند. ایمپالس‌ها از راه‌های بین‌گره‌ی قدامی، میانی و خلفی به سراسر دهلیز راست هدایت می‌یابند. هدایت ایمپالس‌ها به داخل دهلیزهای راست و چپ به حدی سریع انجام می‌پذیرد که دهلیزها بلافاصله و به سرعت منقبض می‌شوند.

۳. گره دهلیزی - بطنی

چنانکه گفته شد گره دهلیزی - بطنی در جدار خلفی سپتومی دهلیز راست بلافاصله در عقب دریچه‌ی تریکوسپید و در مجاورت منفذ سینوسی کرونر قرار دارد. اگرچه بافت گره‌ی خود فاقد سلول‌های ضربان‌ساز است، ولی بافتی که این

^۱ Bachmans bundle

گره را محصور نموده (موسوم به بافت اتصالی)^۱ محتوی سلول‌های ضربان‌ساز می‌باشد و قادر است ۴۰ تا ۶۰ ایمپالس در دقیقه تولید کند. ایمپالس بعد از سیر در مسیر بین‌گره‌ای، تقریباً ۰/۰۳ ثانیه بعد از شروع از گره سینوسی - دهلیزی، به گره دهلیزی - بطنی می‌رسد. سپس تأخیری بیشتر به میزان ۰/۰۹ ثانیه در خود گره دهلیزی - بطنی قبل از اینکه ایمپالس وارد بخش سوراخ کننده‌ی دسته‌ی دهلیزی - بطنی^۲ شود بوجود می‌آید. یک تأخیر نهایی به میزان ۰/۰۴ ثانیه به طور عمده در این بخش وجود دارد. بخش سوراخ کننده‌ی دسته‌ی دهلیزی - بطنی از فاسیکول‌های متعدد کوچک تشکیل شده است. ایمپالس، بافت فیبری جداکننده دهلیزها از بطن‌ها را سوراخ کرده و از آن عبور می‌کند.

تأخیر در ارسال ایمپالس‌ها، بطن‌ها را از انقباض سریع و زودرس باز می‌دارد. این تأخیر به بطن‌ها اجازه می‌دهد که در هنگام انقباض دهلیزی، کاملاً از خون پر شوند و همچنین فرصت مناسبی برای عضلات قلب می‌باشد تا با ایجاد حداکثر کشش، برون ده قلبی^۳ موثری را ایجاد نماید.

۴. دسته‌ی هیس

دسته‌ی هیس^۴، یک مسیر بافتی گسترش یافته به داخل بطن‌ها و سپس دیواره بین دو بطن است. این دسته مسیر هدایتی سریعی را برای عبور ایمپالس‌ها به داخل بطن‌ها فراهم می‌سازد. دسته‌ی هیس به دو شاخه‌ی راست و چپ تقسیم می‌شود. شاخه‌ی راست به طرف راست سپتوم بین بطنی و بطن راست کشیده می‌شود. شاخه‌ی چپ، سپس به دو دسته یا فاسیکل^۵ تقسیم می‌شود: فاسیکل قدامی چپ به قسمت قدامی بطن چپ و فاسیکل خلفی چپ به قسمت جانبی و خلفی بطن چپ می‌رود.

^۱ junctional tissue

^۲ penetrating portion of AV bundle

^۳ cardiac output

^۴ bundle of His

^۵ fascicle

ایمپالس‌ها از شاخه‌ی چپ (به واسطه فعالیت بیشتر و ضخیم‌تر بودن دیواره‌ی بطن چپ) با سرعت بیشتری نسبت به شاخه‌ی راست (به واسطه فعالیت کمتر و نازک‌تر بودن دیواره بطن راست) انتقال می‌یابند. وجود اختلاف در سرعت هدایت ایمپالس‌ها به هر دو بطن، این فرصت را فراهم می‌سازد که به‌طور همزمان منقبض شوند.

۵. فیبرهای پورکنژ

فیبرهای پورکنژ^۱ از شاخه‌های راست و چپ منشعب شده و به داخل آندوکارد نفوذ کرده و از آنجا به عمق بافت میوکارد امتداد می‌یابند. این فیبرها دارای مشخصات عملی کاملاً مخالف فیبرهای گره دهلیزی – بطنی هستند. این فیبرها بسیار قطور بوده و حتی قطورتر از فیبرهای عضلانی عادی قلب هستند. فیبرهای پورکنژ، ایمپالس‌ها را با سرعت ۱/۵ تا ۴ متر در ثانیه هدایت می‌کنند که حدود شش بار سریع‌تر از فیبرهای عضلانی قلب و ۱۵۰ بار سریع‌تر از فیبرهای اتصالی است. از زمانی که ایمپالس قلبی وارد شاخه‌های دسته‌ی دهلیزی – بطنی می‌شود تا زمانی که به انتهای فیبرهای پورکنژ می‌رسد بطور متوسط ۰/۰۳ ثانیه طول می‌کشد [۳۰]. این امر موجب انتقال تقریباً آنی ایمپالس قلبی در سراسر سیستم بطنی می‌شود و به دیلاریزاسیون و نهایتاً انقباض آنها کمک می‌کند. فیبرهای پورکنژ همچنین می‌توانند به عنوان ضربان ساز عمل کنند و قادر به تخلیه ایمپالس‌هایی با سرعت ۲۰ تا ۴۰ ضربان در دقیقه و گاهی کمتر می‌باشند. تا زمانی که هدایت ایمپالس‌ها از دسته هیس بلوکه (مسدود) نشده باشد، یا ضربان سازهای بالاتر (گره SA و AV) قادر به تولید ایمپالس باشند، فیبرهای پورکنژ معمولاً هیچ‌گونه فعالیت ضربان سازی از خود نشان نمی‌دهند.

۲- ۳ - معرفی و تفسیر سیگنال الکتروکاردیوگرافی (ECG)

سیگنال الکتروکاردیوگرام یا ECG نماد عینی فعالیت الکتریکی قلب است که به شکل تغییرات پتانسیل الکتریکی در سطح پوست منعکس می‌شود. سیگنال الکتروکاردیوگرام روی نوار ثبت گردیده و روی صفحه اسیلوسکوپ ظاهر می‌شود. در هنگام ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام باید به سن، جنس، فشار خون، قد، وزن، علایم و داروهای مصرفی

^۱ Purkinje fibers

(به ویژه دیژیتال و داروهای ضد آریتمی) اشاره شود تا تفسیر سیگنال الکتروکاردیوگرام با دقت بیشتری انجام گیرد. انجام الکتروکاردیوگرافی به خصوص در وضعیت‌هایی مانند اختلالات سرعت یا ریتم ضربانات قلب، اختلالات هدایتی قلب، بزرگی حفرات قلب، وجود انفارکتوس میوکارد، و اختلالات تعادل الکترولیتی سودمند است. فعالیت الکتریکی قلب را می‌توان به کمک سیگنال الکتروکاردیوگرام مشاهده کرد. هر مرحله‌ای از فعالیت قلب به شکل موجی خاص منعکس می‌شود. دستگاه الکتروکاردیوگرافی این امواج را می‌گیرد و به شکل نوار قلب آنها را نشان می‌دهد. فعالیت الکتریکی قلب توسط اشتقاق‌ها یا الکترودهای مخصوص (لیدها) که روی نقاط مختلف و مشخص بدن قرار می‌گیرند دریافت می‌شود.

۲- ۳- ۱- انواع ECG

دو نوع ثبت کننده ECG، شامل ECG دوازده لیدی و ECG تک لیدی^۱ وجود دارد. هر دو نوع، اطلاعات حائز اهمیتی را در ارتباط با فعالیت قلب ارائه می‌دهند. یک ECG دوازده لیدی، اطلاعاتی از دوازده نمای مختلف قلب را ثبت می‌کند و تصویر کاملی از فعالیت‌های الکتریکی را به نمایش می‌گذارد. با قرار دادن شش الکتروود بر روی سینه و شش الکتروود بر روی اندام‌های بیمار، می‌توان سیگنال خروجی از دوازده لید ECG را ثبت نمود. شش لید اندام، یعنی لیدهای I, II, III، وکتور تقویت شده دست راست (aVR)، وکتور تقویت شده دست چپ (aVL) و وکتور تقویت شده پای چپ (aVF)، اطلاعاتی در ارتباط با سطح فرونتال (قدامی) قلب بدست می‌دهند. برای ثبت لیدهای I, II, III، یک الکتروود منفی و یک الکتروود مثبت لازم است، لیدهای فوق را لیدهای دو قطبی^۲ می‌نامند. لیدهای تشدید شده^۳ (aVF, aVL, aVR) اطلاعات را از یک لید ثبت می‌کنند، بنابراین به عنوان لیدهای تک قطبی^۴ نامگذاری شده‌اند.

^۱ lead

^۲ bipolar

^۳ augmented leads

^۴ unipolar

لیدهای شش گانه جلو سینه‌ای، شامل V_1, V_2, V_3, V_4, V_5 و V_6 ، اطلاعاتی در ارتباط با سطح افقی قلب بدست می‌دهند. این لیدها، همانند لیدهای تشدید شده، تک قطبی هستند و فقط به یک الکتروود نیاز دارند. قطب مخالف این لیدها در مرکز قلب قرار دارد و تغییرات پتانسیل توسط دستگاه الکتروکاردیوگرافی محاسبه می‌گردد.

ECG تک لیدی، اطلاعات پیوسته‌ای در ارتباط با فعالیت قلب را نمایش می‌دهد و برای مانیتورینگ مداوم وضعیت قلب مورد استفاده قرار می‌گیرد. الکترودهای سینه‌ای، فعالیت الکتریکی قلب را برای نمایش بر روی صفحه مانیتور انتقال می‌دهند. دستگاه مانیتور همچنین تعداد ضربان قلب و سایر موارد را نمایش می‌دهد و نوارهایی از ریتم قلب را بر روی کاغذ مخصوص رسم می‌کند.

لیدهای ثبت شده معمول (از نوع دوازده گانه)، شامل لیدهای اندامی و دو قطبی I, II, III، و دو لید سینه‌ای و تک قطبی می‌باشند.

۲- ۳- ۲ - کاغذ الکتروکاردیوگرام

امواج حاصل از جریان الکتریکی قلب بر روی کاغذ مخصوص شطرنجی ECG توسط یک سوزن حرارتی^۱ ترسیم می‌شود. کاغذ شطرنجی دارای یک محور افقی و یک محور عمودی است. یک قطعه از نوار ECG را یک استریپ^۲ ECG می‌نامند. محور افقی استریپ ECG، زمان را نشان می‌دهد. هر مربع کوچک نماینده 0.4 ثانیه و 5 مربع کوچک تشکیل یک مربع بزرگ را داده که نماینده 2.0 ثانیه از زمان است. محور عمودی استریپ ECG مربوط به سنجش دامنه^۳ یا ولتاژ الکتریکی بر حسب میلی ولت (mV) است. هر مربع کوچک نشان دهنده 0.5 میلی ولت است. به منظور تعیین دامنه یک موج، قطعه یا فاصله، تعداد مربع‌های کوچک از خط پایه^۴ تا بالاترین یا پایین‌ترین نقطه‌ی موج، قطعه یا فاصله شمارش می‌گردد.

^۱ heated styus

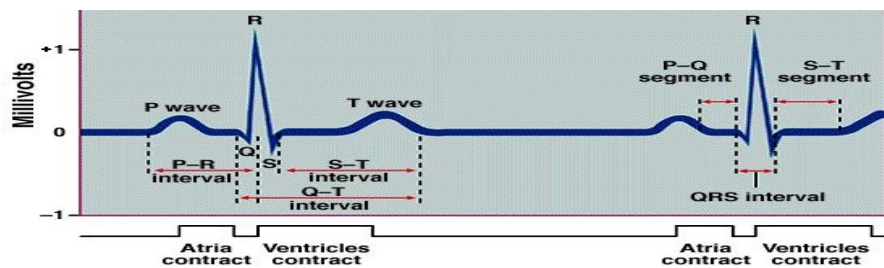
^۲ ECG strip

^۳ amplitude

^۴ baseline

۳-۳-۲ - مروری بر کمپلکس ECG

کمپلکس ECG (شکل (۳-۲))، وقایع رخ داده در یک سیکل قطبی را نشان می‌دهد که از لید II گرفته شده است (شکل حاصل از هر یک از لیدها با هم تفاوت دارند).



شکل (۳-۲) ECG طبیعی

یک کمپلکس شامل شش موج رده بندی شده P، Q، R، S، T و U است. سه حرف میانی (S,R,Q) مجموعاً یک کمپلکس QRS را تشکیل می‌دهند. باید دقت نمود که ECG تنها هدایت الکتریکی از دهلیزها به طرف بطن‌ها را نشان می‌دهد. در ادامه به شرح تک تک امواج، قطعات و نواحی سیگنال ECG می‌پردازیم.

۱. موج P

اولین موج در ECG طبیعی، موج P است که نشانه دیپلاریزاسیون دهلیزی (هدایت یک ایمپالس الکتریکی در سراسر دهلیزها) می‌باشد. یک موج P طبیعی قبل از کمپلکس QRS قرار داشته، دارای ارتفاع ۲ تا ۳ میلی متر، مدت زمان ۰/۰۶ تا ۰/۱۲ ثانیه است. شکل موج P معمولاً مدور و رو به بالا می‌باشد.

اگر شکل و دفلکسیون (انحراف) یک موج P، طبیعی باشد و به دنبال هر موج P یک کمپلکس QRS ظاهر شده باشد، می‌توان مطمئن بود که منشأ ایمپالس‌های الکتریکی از گره سینوسی - دهلیزی (SA node) است. امواج P نوک تیز^۱،

^۱ peaked

دندانه‌دار^۱ یا پهن^۲ ممکن است نشان دهنده‌ی بزرگی یا هیپرتروفی دهلیزها بوده و امواج P معکوس^۳، ممکن است دلالت بر صدور ایمپالس از کانون‌های مختلف داشته باشد. فقدان موج P مشخص، نشانه‌ای بر صدور ایمپالس از کانون‌های مختلف غیر از گره SA دارد.

۲. فاصله PR

فاصله^۴ PR (از ابتدای موج P تا ابتدای موج R) نشان دهنده‌ی زمان لازم برای عبور موج تحریک الکتریکی از دهلیزها تا الیاف پورکنژ است. مدت زمان PR در بالغین به‌طور طبیعی بین ۰/۱۲ تا ۰/۲۰ ثانیه می‌باشد. فاصله‌ی PR کوتاه نشان می‌دهد که ایمپالس الکتریکی از محلی غیر از گره SA سرچشمه می‌گیرد و فاصله‌های PR طولانی ممکن است نشان دهنده‌ی یک هدایت تأخیری در طول دهلیز یا اتصال دهلیزی - بطنی (AV) به علت مسمومیت با دیژیتال یا بلوک قلبی باشند.

۳. کمپلکس QRS

کمپلکس QRS (از ابتدای موج Q تا انتهای موج S) متعاقب موج P ظاهر می‌شود و بیانگر دیپلاریزاسیون بطنی یا هدایت ایمپالس الکتریکی است. بلافاصله بعد از دیپلاریزاسیون بطن‌ها، کمپلکس QRS تشکیل شده و بطن‌ها منقبض می‌شوند. حاصل انقباض، خروج خون از بطن‌ها و پمپ آن به داخل شریان‌ها است و نتیجه‌ی آن ایجاد نبض است. کمپلکس QRS طبیعی پس از موج P قرار داشته و دارای ارتفاع ۵ تا ۳۰ میلی‌متر و مدت زمان ۰/۰۶ تا ۰/۱۰ ثانیه است. شکل آن شامل موج Q (اولین دفלקسیون منفی یا بالاتر از خط پایه بعد از موج P) موج R (اولین دفלקسیون مثبت بعد از موج Q) و موج S (اولین دفלקسیون منفی بعد از موج R) است.

عدم ظهور موج P به همراه کمپلکس QRS نشانه‌ای از سرچشمه گرفتن ایمپالس‌ها از بطن‌ها است و دلالت بر وجود یک آریتمی بطنی دارد. موج‌های Q عمیق و پهن می‌توانند نشانه انفارکتوس میوکارد باشند. موج R دندانه‌دار ممکن

^۱ notched

^۲ enlarged

^۳ inverse

^۴ interval

است بر بلوک شاخه‌ای^۱ دلالت کند. یک QRS پهن (بیشتر از ۰/۱۲ ثانیه) می‌تواند نشانه‌ای از تأخیر در هدایت بطنی باشد. فقدان کمپلکس QRS ممکن است دلالت بر بلوک دهلیزی-بطنی داشته باشد.

۴. قطعه ST

قطعه ST بیانگر مرحله پایانی دیپلاریزاسیون یا هدایت بطنی و شروع رپلاریزاسیون یا استراحت بطنی است و از انتهای موج S تا ابتدای موج T امتداد دارد. تغییرات قطعه ST ممکن است بر صدمه میوکارد دلالت کند.

۵. موج T

موج T نشان دهنده مرحله‌ی استراحت یا رپلاریزاسیون بطنی است. موج T طبیعی، به دنبال موج S می‌باشد. دامنه آن در لید I, II, III, ۰/۵ میلی‌ولت و در لیدهای جلو سینه‌ای بالاتر از ۱۰ میلی‌ولت است. شکل آن نیز معمولاً صاف و مدور می‌باشد. مدت زمان در موج T اندازه‌گیری نمی‌شود. وجود برآمدگی‌هایی در موج T می‌تواند نشان دهنده ادغام شدن یک موج P در آن باشد. یک موج بلند و نوک تیز، می‌تواند نشان دهنده آسیب میوکارد یا افزایش پتاسیم باشد. معکوس شدن موج T در لیدهای I, II, یا ۷۳ تا ۷۶ ممکن است نشان دهنده ایسکمی میوکارد باشد و امواج T به شدت نوک‌تیز یا دنداندار در یک فرد بالغ می‌تواند دلالت بر وجود پریکاردیت (التهاب پریکارد) داشته باشد.

۶. فاصله QT

فاصله QT، مدت زمان دیپلاریزاسیون و رپلاریزاسیون بطنی را اندازه‌گیری می‌کند. طول فاصله QT با توجه به ضربان قلب می‌تواند متغیر باشد. فاصله QT طبیعی از زمان شروع کمپلکس QRS آغاز می‌شود و تا پایان موج T ادامه می‌یابد. مدت زمان آن اگر چه با توجه به سن، جنس و سرعت ضربان قلب متغیر است، ولی به‌طور معمول ۰/۳۶ تا ۰/۴۴ ثانیه طول می‌کشد. در عمل ارتفاع و شکل آن بررسی نمی‌شود.

فواصل QT غیر طبیعی مشکلات میوکارد را تداعی می‌کند. افزایش فاصله QT بر طولانی شدن رپلاریزاسیون بطنی دلالت می‌کند و کوتاه شدن آن ممکن است بعلت مسمومیت با دیژیتال یا افزایش کلسیم باشد.

^۱ bundle branch block

۷. موج U

موج U بیانگر دوره استراحت فیبرهای پورکنژ یا فیبرهای هدایتی بطنی است و در هر ریتم قلب خود را نشان نمی‌دهد. شکل موج U مهمترین خصوصیت قابل بررسی آن است. موج U به دنبال موج T قرار داشته و مدور و رو به بالا است. موج U غالب یا برجسته ممکن است به علت افزایش کلسیم، کاهش پتاسیم یا مسمومیت با دیژیتال ایجاد گردد.

۲- ۴- آریتمی های قلبی

بعضی از ناراحت‌کننده‌ترین انواع اختلال عمل قلب در نتیجه ریتم غیر طبیعی قلب بوجود می‌آیند. گاهی ریتم قلبی سریع‌تر یا آهسته‌تر از آن است که مقدار کافی خون را تلمبه بزند، گاهی فاصله بین ضربانهای قلب کوتاه‌تر از آن است که بطن‌ها بتوانند از خون پر شوند، و گاهی ضربان دهلیزها کاملاً با ضربان بطن‌ها ناهمگام است بطوری که دهلیزها دیگر نمی‌توانند بعنوان پمپهای چاشنی برای بطن‌ها عمل کنند.

۲- ۴- ۱- ریتم سینوسی نرمال

قبل از تشخیص آریتمی لازم است ریتم سینوسی نرمال شناخته شود. ریتم سینوسی نرمال ترسیمی از یک ایمپالس ایجاد شده در گره سینوسی و پیشروی آن از طریق راههای هدایتی طبیعی به بطن‌ها است. ریتم سینوسی نرمال، یک ریتم استاندارد جهت مقایسه با سایر ریتم‌ها است. ریتم سینوسی نرمال دارای تعداد ضربان طبیعی بوده امواج P در آن مدور و صاف فاصله PR طبیعی و مدت زمان کمپلکس QRS طبیعی می‌باشد و هیچ‌گونه ضربان نابجا یا غیر طبیعی در آن مشاهده نمی‌شود.

۲- ۴- ۲ - بلوک شاخه ای

بلوک شاخه‌ای یکی از عوارض بالقوه انفارکتوس میوکارد است. بلوک شاخه-ای ممکن است به صورت اختلال در هدایت ایмпالس‌ها در شاخه‌ی راست یا چپ بروز نماید. در بلوک شاخه‌ای، ایмпالس پایین‌تر از ناحیه‌ی صدمه دیده (قسمتی از شاخه که تحت تأثیر بلوک قرار نگرفته است) از یک سلول میوکارد به سلول دیگر به منظور دپلاریزه کردن بطن هدایت می‌یابد. طولانی شدن زمان دپلاریزاسیون بطنی، بدین معنی که مدت زمان کمپلکس QRS، که $0/06$ تا $0/10$ ثانیه است. به بیش از $0/12$ ثانیه تجاوز نماید، نمایانگر بلوک شاخه‌ای خواهد بود. بلوک شاخه‌ای به دو دسته‌ی بلوک شاخه‌ای راست و چپ تقسیم می‌شود.

۱. بلوک شاخه‌ای راست (RBBB)

بلوک شاخه‌ای راست در نتیجه‌ی بیماری‌هایی همانند انفارکتوس دیواره قدامی میوکارد، بیماری شریان کرونری و آمبولی ریه (وجود لخته خون یا چربی (به ندرت) در یکی از شریان‌هایی که به بافت ریه‌ها خون‌رسانی می‌کنند) رخ می‌دهد. این بلوک همچنین ممکن است بدون وجود بیماری قلبی حاصل گردد. در این اختلال مدت زمان کمپلکس QRS بیشتر از $0/12$ ثانیه می‌باشد دپلاریزاسیون سپتوم (دیواره بین دو بطن) لید $V1$ را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد، بنابراین اولین موج R کوچک در این لید ظاهر می‌گردد. پس از موج R، یک موج S که نشان دهنده دپلاریزاسیون بطن چپ است ظاهر می‌گردد و سپس یک موج R بلند (R') که نشان دهنده دپلاریزاسیون دیررس بطن راست است دیده می‌شود. موج T در این لید منفی است. این دفלקسیون را تغییر ثانویه موج T می‌نامند و فاقد اهمیت بالینی است.

۲. بلوک شاخه‌ای چپ (LBBB)

یک بلوک شاخه‌ای چپ به طور معمول به علت تنگی آئورت، بیماری هیپرتانسیون قلبی، تغییرات دژنراتیو سیستم هدایتی و یا بیماری شریان کرونری عارض می‌گردد. هنگامی که این بلوک همراه با یک انفارکتوس دیواره قدامی میوکارد به وجود آید، معمولاً به عنوان نشانه‌ای از بلوک کامل قلبی تلقی می‌گردد، که نیازمند استفاده از ضربان ساز

می‌باشد. در LBBB، کمپلکس QRS بیشتر از ۰/۱۲ ثانیه خواهد بود، زیرا که بطن‌ها به طور هم‌زمان فعال نمی‌گردند. با توجه به این که موج دپلاریزاسیون از بطن راست به بطن چپ انتشار می‌یابد، بنابراین در لید V_۱ یک موج S پهن و عمیق و یک موج T مثبت تشکیل می‌گردد. ممکن است قبل از موج S یک موج Q یا R اولیه کوچک ظاهر شود.

۲- ۴- ۳- پیس‌ریتم

آریتمی‌ها بیشتر توسط داروها درمان می‌شوند. در مواردی که داروها موثر نیستند می‌توان از درمان‌های مکانیکی خاص استفاده کرد که یکی از شایع‌ترین آنها ضربان‌سازها هستند. ضربان‌ساز نوعی دستگاه تحریک‌ساز الکترونیکی است که برای کنترل سرعت ضربان قلب، امواج تحریک را به صورت تکراری به قلب وارد می‌کند. ضربان‌ساز مصنوعی زمانی شروع به کار می‌کند و فعالیت آن ادامه می‌یابد که ضربان‌سازهای طبیعی قلب از کار افتاده باشد. ضربان قلب تولید شده بوسیله‌ی این ضربان‌سازهای مصنوعی، پیس‌ریتم (pace rhythm) نامیده می‌شود. ضربان‌سازها عموماً زمانی به کار می‌روند که شخص دچار آریتمی باشد همچنین کاربرد ضربان‌ساز برای درمان بلوک کامل قلب در انفارکتوس میوکارد بسیار معمول است.

عوارض ناشی از اختلال عمل ضربان‌ساز به شکل تغییر ناگهانی سرعت و ریتم ضربان قلب ظاهر می‌شوند و شدت این علائم بر اساس وابستگی شخص به ضربان‌ساز مشخص می‌گردد. این عوارض با آنالیز ECG تعیین می‌شود و شناخت آنها برای کنترل وضعیت قلب بیمارانی که از این دستگاه استفاده می‌کنند بسیار ضروری می‌باشد.

فصل سوم: مروری بر تحقیقات انجام شده

در زمینه طبقه بندی آریتمی های قلبی

۳- ۱- معرفی پایگاه داده‌های بیماریهای قلبی

در این قسمت به معرفی پایگاههای داده که علائم بیماریهای قلبی را دارند می‌پردازیم:

۱) MIT-BIH Arrhythmia Database:

از سال ۱۹۷۵، لابراتور Bosth Israel Hospital که اکنون Beth Israel Deaconess Medical Center نام دارد و همچنین MIT نتایج تحقیقات درباره آنالیز آریتمی و مسائل مربوط را تایید کرده است. این پایگاه از داده‌ها برای اولین بار در ۱۹۸۰ منتشر شد، که اولین سری از تست‌های استاندارد برای آشکارسازهای آریتمی است و اکنون در بیش از ۵۰۰ سایت تحقیقاتی جهت این امر و مطالعه دینامیک فعالیت قلبی بکار می‌رود. از آگوست ۱۹۸۹ این پایگاه از داده بر روی CD-ROM و در بازار به فروش می‌رسد.

این پایگاه داده شامل ۴۸ ثبت ECG دو کاناله می‌باشد که از ۴۷ مورد مطالعاتی در لابراتور آریتمی BIH در سالهای ۱۹۷۵ تا ۱۹۷۹ بدست آمده است. ۲۳ ثبت نیز بطور تصادفی از بین ۴۰۰۰ ثبت ECG ۲۴ ساعته، از بین جمعیت متفاوتی از بیماران بستری در بیمارستان (۶۰٪) و خارج از بیمارستان (۴۰٪) در بیمارستان Boston Beth Israel جمع آوری شده است و ۲۵ ثبت دیگر نیز از همان دسته با شباهت کمتری به ثبت‌های دیگر اما با آریتمی کلینیکی کافی که بخوبی در یک نمونه تصادفی مشهود است.

ثبت‌ها با فرکانس ۳۶۰ Sample/sec دیجیتال گشته و با دقت ۱۱-Bbit در محدوده ی ۱۰mv ذخیره شده است. دو یا چند کاردیولوژیست مستقیماً هر ثبت را علامت گذاری کرده‌اند و تفاوت در اظهار نظرها به بهترین روش رفع شده است. ۲۵ فایل داده از ۴۸ فایل داده این پایگاه در اختیار می‌باشد.

۲) Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database:

این پایگاه داده بوسیله دکتر Flotd Nolle در دانشگاه Creighton و به عنوان بخشی از کار او بر روی فیبریلاسیون بطنی با استفاده از ECG سطحی بکار رفته است. این پایگاه شامل ۳۵ ثبت ECG است که هر کدام از آنها شروع

فیبریلاسیون بطنی^۱ را نشان داده‌اند. یک ثبت از Holter ECG بدست آمده و بقیه ثبت‌ها به صورت Real Time از سیگنالهای با دامنه زیاد آنالوگ نمونه برداری شده است. هر ثبت کمتر از ۸/۵ دقیقه طول دارد و شامل یک سیگنال نمونه برداری شده در ۲۵۰HZ است. کیفیت بسیار عالی این ثبت‌ها بسیار نادر است و این موضوع جهت ارتقا و بدست آوردن آشکارسازهای فیبریلاسیون بطنی دارای اهمیت بسیار می باشد.

۳) MIT-BIH ST Changes Database:

این پایگاه داده شامل ۲۸ ثبت است که از ۱۳ تا ۶۷ دقیقه طول دارند. بیشتر این داده‌ها در طی تست ورزش به دست آمده‌اند و این ثبت‌ها دارای فرورفتگی‌هایی در قطعه ST به صورت گذرا و در پاسخ به فعالیت ورزشی هستند و شامل ایسکمی هم می‌شوند. چهار ثبت از Holter ECG است و بلند شدن قطعه ST را نشان می‌دهد. ۱۰ فایل شامل یک سیگنال و بقیه شامل دو سیگنال ثبت شده هستند. سیگنالها فرکانس نمونه‌برداری ۳۶۰HZ دارند و تغییرات قطعه ST در این فایلها علامت گذاری نشده، اما کیفیت بیتها و سیگنالها علامت گذاری شده است.

۴) MIT Malignant Ventricular Arrhythmia Database:

این پایگاه داده شامل ۲۲ ثبت ECG، ۳۵ دقیقه‌ای است که از Holter ECG ۱۶ بررسی شده بدست آمده است. این فایلها نسبت به تغییر ریتم علامت گذاری شده است و شامل ۸۹ اپیزود از تکیکاردی بطنی و ۶۰ اپیزود از فلوتر بطنی و ۴۲ اپیزود فیبریلاسیون بطنی است. هر فایل شامل دو سیگنال است که هر یک با فرکانس نمونه برداری ۲۵۰HZ بدست آمده است.

۵) MIT-BIH Atrial Fibrillation/Flutter Database:

این پایگاه داده جهت آشکارسازی فیبریلاسیون دهلیزی یا فلوتر که فقط به اطلاعات زمانی وابسته‌اند مفید است. این پایگاه داده شامل ۲۵ ثبت ۱۰ ساعته ECG (Holter ECG از ۲۵ مورد) است که شامل ۳۰۰ اپیزود از فیبریلاسیون دهلیزی و ۴۰ اپیزود از فلوتر است چون هر ۲۵۰ ساعت از ثبت حجم بزرگی داشته لذا یک ثبت به همراه علامت

^۱ Ventricular Fibrillation

گذاری هر ۲۵ ثبت ارائه شده است. علامت گذاریهای فقط تغییرات ریتم را نشان می‌دهند. بیتها بوسیله آشکارساز اتوماتیک QRS آشکارسازی شده است و بیتها به عنوان نرمال علامت خورده‌اند و فاصله R-R را می‌توان از این علامت گذاریها و به عنوان ورودی به آشکارساز فیبریلاسیون دهلیزی و فلوتر استفاده کرد. امکان بروز خطا در علامت گذاریها وجود داشته و لذا هم اکنون نیز مورد بازبینی قرار دارد.

۶) MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database:

این پایگاه داده شامل ۷۸ ثبت ۳۰ دقیقه‌ای ECG است که از Holter ECG بدست آمده و شامل Supraventricular Arrhythmia است. این آریتمی‌ها بوسیله روشی نیمه اتوماتیک و بدون بازبینی علامت گذاری شده است و لذا ممکن است شامل خطا باشد. فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰ HZ است.

۷) MIT-BIH Long-Term Database:

این پایگاه داده شامل ۷ ثبت طولانی و علامت گذاری شده ECG است که از ۱۴ تا ۲۴ ساعت طول دارند. این فایلها ثبت کامل و از Holter ECG هستند که از هفت مورد اخذ شده‌اند. این ثبتها به وسیله روشی نیمه اتوماتیک علامت گذاری شده و در دست بازبینی است لذا ممکن است علامت گذاریها شامل خطا باشد. ۶ عدد از این ثبتها شامل دو سیگنال در فایل و بقیه شامل سه سیگنال است. همه‌ی سیگنالها با فرکانس ۱۲۸ HZ نمونه‌برداری شده‌اند. برای ثبتهای بیش از یک ساعت به پایگاه داده MIT.BIH Atrial Fibrillation/Flutter Database و برای ثبتهای حدود دو ساعت به پایگاه داده ST-T Database می‌توان مراجعه نمود.

۸) MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database:

این پایگاه داده شامل ۱۸ ثبت ECG است که هر یک در مدتی بین ۲۰ تا ۲۴ ساعت از بیمارانی که کاملاً نرمال بوده‌اند اخذ شده است. فایلهای header برای این ثبتها شامل سن و جنس هر یک از بیماران و زمان انجام ثبت است. این فایلها شامل علامت گذاریهای توسط ماشین است که بطور دستی تصحیح شده اما ممکن است در علامت گذاریها هنوز هم خطایی وجود داشته باشد.

۹) European ST-T Database:

این پایگاه داده برای الگوریتم‌های آنالیز کننده تغییرات قطعه ST و موج T مناسب است. این پایگاه شامل ۹۰ ثبت ECG از ۷۹ مورد می‌باشد و موارد آن: ۷۰ مرد ۳۰ تا ۸۴ ساله و ۸ زن ۵۵ تا ۷۱ ساله می‌باشند. ایسکمی برای هر مورد قابل تشخیص است و همچنین حالاتی غیرطبیعی مانند جابجایی خط پایه در قطعه ST که از شرایطی مانند hypertention یا ventricular dyskinesia و اثرات مصرف دارو سرچشمه می‌گیرد. این پایگاه شامل ۳۶۷ اپیزود از تغییرات قطعه ST است و ۴۰۱ اپیزود از تغییرات موج T که مدت آنها از ۳۰ ثانیه تا چندین دقیقه است و جابجایی نقطه پیک از میکرو ولت تا یک میلی ولت در آنها دارد. به علاوه ۱۱ اپیزود از شیفت محوری که باعث تغییر در قطع ST می‌شوند و ۱۰ اپیزود از شیفت محوری که باعث تغییر در موج T می‌شوند بصورت علامت‌گذاری شده موجود است. گزارش‌های کلینیکی شامل پاتولوژی، داروهای مصرفی و میزان عدم تعادل الکترولیت به همراه اطلاعات تکنیکی در header file موجود می‌باشد.

هر ثبت دو ساعت زمان و شامل دو سیگنال نمونه‌برداری شده با فرکانس ۲۵۰HZ و با دقت ۱۲bit بر روی یک محدوده ۲۰ میلی ولتی از ورودی است. header فایلها همچنین شامل اطلاعاتی از سن و جنسیت بیمار است. دو کاردیولوژیست مستقلاً ثبت‌ها را علامت‌گذاری نموده‌اند. ۴۸ عدد از ۹۰ ثبت اصلی به همراه علامت‌گذاری‌های مربوط به همه ثبت‌ها در اختیار است.

۱۰) QT Database:

۱۰۰ ثبت ECG پنجاه دقیقه‌ای از دو Lead با شروع، پیک و انتهای علامت‌گذاری شده برای P و QRS و T و موج U و برای ۳۰ تا ۵۰ ضربان انتخاب شده، موجود است

۳- ۲- کاهش نویز

یکی از مراحل که معمولاً در سیستم‌های پردازش سیگنال انجام می‌شوند بهبود سیگنال نسبت به نویز می‌باشد. هدف این مرحله کاهش مقدار نویز نسبت به مقدار واقعی سیگنال است. روش‌های متعددی برای کاهش نویز وجود دارد [۳۲][۳۳][۳۴][۳۵]. از جمله این روشها الگوریتم متوسط‌گیری و استفاده از تبدیل ویولت می‌باشد. در اینجا به الگوریتم متوسط‌گیری اشاره شده است.

۳- ۲- ۱- متوسط‌گیری

در سیستم‌های کلینیکی در حال حاضر از متوسط‌گیری برای افزایش سیگنال نسبت به نویز استفاده می‌شود [۳۴][۳۶]. در این روش N ضربان (معمولاً بین ۵۰ تا ۳۰۰ ضربان) بر اساس یک مرجع زمانی که معمولاً پیک R است همتراز شده و متوسط‌گیری می‌شوند. این روش بسیار مورد استفاده است ولی برای سیگنال‌هایی خوب است که احتمال داشتن نویز زیاد، در حتی یک ضربان نیز پایین باشد.

۳- ۳- استخراج ویژگی

روش‌های مختلفی بر روی سیگنال ECG جهت تشخیص آریتمی‌های قلبی اعمال شده‌اند. بخش عمده‌ای از این روش‌ها بخاطر اطلاعات زیادی که در کمپلکس QRS این سیگنال نهفته است بر روی آن متمرکز شده‌اند زیرا با تغییر مسیر هدایت^۱ و محل شکل‌گیری ایمپالیز الکتریکی در عضله قلب، این کمپلکس دستخوش تغییرات بسیار گردیده و امر تشخیص بیماری را تسهیل می‌نماید. هنگامی که ایمپالیز الکتریکی در مسیر هدایت طبیعی‌اش حرکت ننماید، کمپلکس QRS پهن‌تر شده و مؤلفه‌های فرکانس بالای آن تضعیف می‌شود. ذکر این نکته ضروری می‌نماید که طیف

^۱ Conduction Path

توان کمپلکس QRS در محدوده (۲۰-۴) هرتز گسترده شده است [۳۷]. ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال را می‌توان به سه دسته، حوزه زمان، حوزه فرکانس و حوزه زمان-فرکانس دسته بندی نمود.

۳- ۱- استخراج ویژگی در حوزه زمان

همان‌طور که گفته شد در حوزه زمان ویژگی‌های متعددی از سیگنال ECG و بخصوص کمپلکس QRS می‌توان استخراج نمود که ملاک تشخیص بیماری‌های قلبی برای پزشکان نیز همین ویژگی‌ها می‌باشند. [۳] [۲] [۱] از جمله این ویژگی‌ها در مورد کمپلکس QRS می‌توان به پهنا، ارتفاع، سطح و ریخت^۱ کلی آن اشاره نمود که مهندسان درصدد هستند تا این ویژگی‌ها را بصورت خودکار و با دقتی بالا از سیگنال استخراج نموده و جهت تشخیص بکار برند [۴].

همچنین در بسیاری از روش‌ها روی فواصل زمانی RR و انواع ویژگی‌هایی که از روی RR مشتق می‌شوند متمرکز شده اند. استفاده از فواصل زمانی RR چند ضربان پشت سر هم نیز می‌تواند نشان دهنده وجود یا عدم وجود نظم در ضربان باشد و نیز تعداد ضربان‌های قلب در یک دقیقه باشد که هر دو از نظر متخصصین قلب مهم می‌باشد. استفاده از ویژگی‌هایی که بر پایه مشخصه‌های S, T, P هستند نیز در بسیاری از تحقیقات به چشم می‌خورد. این ویژگی‌ها می‌تواند شامل اختلافات زمانی یا تفاوت‌هایشان در سطح ولتاژ باشد.

همچنین در بسیاری از تحقیقات استفاده از خود سیگنال مرسوم است [۳][۱]. در این مدل از استخراج ویژگی در حوزه زمان معمولاً به دو روش انجام می‌پذیرد. استفاده از تعداد مشخص نمونه^۲ بین دو نقطه پیک R متوالی. در این روش ابتدا فاصله بین دو نقطه پیک R متوالی هم‌تراز می‌شود سپس نمونه‌ها از هر ضربان قلب گرفته می‌شود. روش دیگری که معمولاً برای استفاده از خود سیگنال قلب به کار می‌رود استفاده از یک نقطه مشخص در سیگنال مانند R و نمونه

^۱ morphology

^۲ Sample

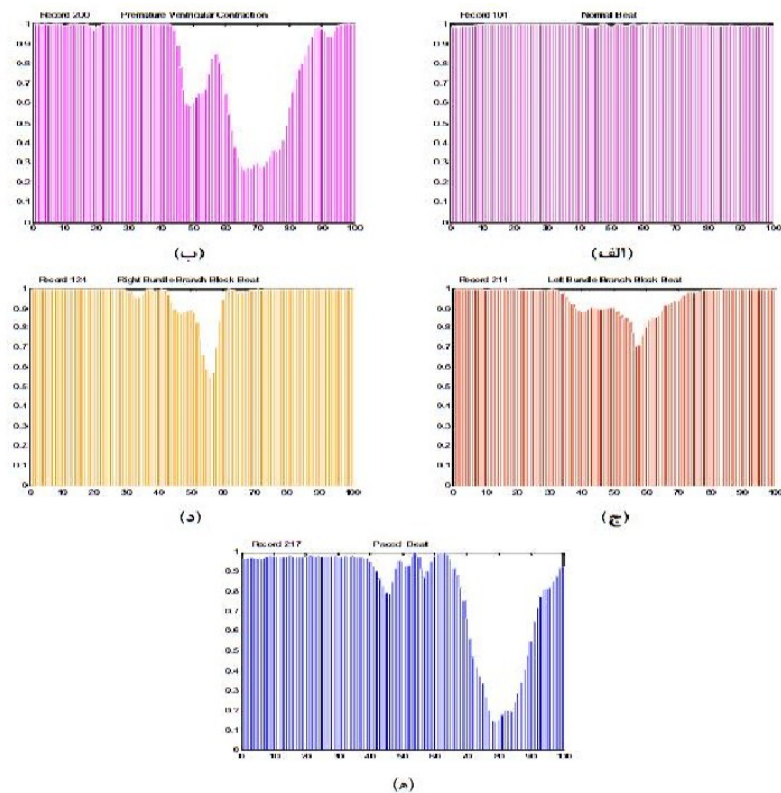
برداری در فواصل زمانی مشخص به مقدار معین از نقطه مشخص شده به جلو و عقب می‌باشد. مثلاً گرفتن ۵۰ نمونه از R عقب و ۷۵ نمونه از R به سمت جلو.

۳- ۲- استخراج ویژگی در دیگر حوزه ها

استخراج ویژگی در دیگر حوزه ها همچون حوزه فرکانس و حوزه زمان-فرکانس نیز می تواند مفید باشد. بیشترین تحقیقات بر روی استخراج ویژگی در حوزه های دیگر بر اساس تبدیل فوریه و تبدیل ویولت می‌باشد [۴۲][۴]. بعضی از ویژگی‌ها در این حوزه همان ویژگی‌های حوزه زمان می‌باشند فقط با این تفاوت که استخراج آنها در این حوزه راحت تر می‌باشد. در دسته دیگر از این ویژگی‌ها محققین تلاش کرده‌اند، ویژگی‌هایی را تعریف کنند که به تشخیص طبقه‌بندی بیماری های قلبی کمک کند. از ویژگی‌هایی که در حوزه فرکانس مورد استفاده قرار گرفته است می‌توان به بررسی میزان تغییرات و بررسی میزان پراکندگی طیف فرکانسی سیگنال، میزان تخت بودن طیف توان و انرژی سیگنال اشاره کرد.

آنالیزهای سنتی همچون آنالیز فوریه شامل شکستن سیگنال به مؤلفه‌های سینوسی با فرکانس‌های مختلف می‌باشد. در حقیقت توابع سینوسی به عنوان توابع پایه در این تحلیل مطرح هستند. یکی از عمده ضعف‌های این تحلیل، خلاصه شدن توابع پایه آن به یک خانواده از توابع می‌باشد که خود سبب عدم انعطاف در تحلیل سیگنال‌های گوناگون و تغییرات سریع در آنها می‌باشد با این وجود نمی‌توان منکر توانایی‌های این تحلیل به عنوان پیشاهنگ آنالیز نوین گردید.

ابداع روشی نوین با نام تبدیل ویولت مشکلات ابزارهای پیشین نظیر فوریه را مرتفع نمود. این تبدیل سودمند نه تنها از حیث تنوع توابع پایه (ویولت مادر) در مضیقه نیست بلکه دارای ویژگی‌های متعددی همانند بازنمایی سیگنال در هر دو حوزه زمان و فرکانس می‌باشد. در شکل (۳-۱) زیر می‌توانید الگوهای زمانی-فرکانسی پنج دسته آریتمی قلبی پس از اعمال تبدیل ویولت مشاهده کنید.



شکل (۳-۱) الگوهای زمانی-فرکانسی پنج دسته آریتمی قلبی پس از اعمال تبدیل ویولت

۳-۴ - کاهش ویژگی

انتخاب ویژگی های مناسب یکی از مهمترین مراحل هر سیستم تشخیص بیماری های قلبی می باشد. ویژگی های نامناسب باعث کاهش دقت و سرعت می شوند و در واقع تا حدودی نقش نویز را در سیستم شناسایی بازی می کنند. از جمله روش های آماری می توان به تحلیل مولفه های مستقل^۱ (ICA)، تحلیل متمایز سازی خطی^۲ (LDA)، تحلیل مولفه های اصلی^۳ (PCA) اشاره نمود. از بین روش های آماری ذکر شده روش تحلیل مولفه های اصلی، از عمومیت و مقبولیت بیشتری برخوردار است.

^۱ Independent Component Analysis

^۲ Linear Discriminant Analysis

^۳ Principle Component Analysis

۳- ۵- طبقه بندی

پس از استخراج ویژگی‌های در نظر گرفته شده و سپس کاهش آن به مجموعه مناسب ویژگی، گام طبقه بندی انجام می‌شود. طی این گام عمل تطابق دنباله ناشناخته تست در مقابل گروهی از دنباله‌های برچسب‌گذاری شده مجموعه مرجع صورت می‌گیرد و بدین ترتیب نوع ضربان شخص تشخیص داده می‌شود. در سیستم‌های تفکیک آریتمی‌ها روش‌های متفاوتی بدین منظور طراحی گشته‌اند که متداول‌ترین آن‌ها شبکه عصبی [۴۴] [۴] [۱] [۴۱]، تبدیل ویولت (موجک) [۴۷] [۷] [۴۸] و ماشین بردار پشتیبان [۴۰] [۹] می‌باشند.

فصل چهارم: تبدیل والش

۴- ۱- تاریخچه تبدیل والش

در سال ۱۹۲۳ والش یک مجموعه توابع متعامد ارتونرمال معرفی کرد که اکنون به عنوان توابع والش شناخته می شود [۲۰] به دلیل وجود توابع ویژه فوریه و FFT به توابع والش تا مدتها توجه نشد اما در سال ۱۹۶۹ از توابع والش برای تبدیل والش استفاده شد. و جای FFT در کد کردن تصویر گرفت در اوایل دهه ۱۹۷۰ به دلیل سادگی تبدیل والش مورد استفاده و توجه زیادی واقع شد. در بحث فیلترینگ و کدینگ بهتر است از تبدیلی استفاده شود که پیک انرژی آن در تعداد ضرایب کمی باشد (در چند ضریب بیشترین انرژی راداشته باشد) از این جهت تبدیل DCT از والش خیلی بهتر است به همین دلیل استفاده تبدیل والش در کدینگ و فیلترینگ بسیار کم شده است بیشترین استفاده تبدیل والش برای مالتی پلکس کردن و ارسال همزمان دیتا و فشرده سازی دیتا می باشد [۵].

۴- ۱- ۱- سیستم پایه های متعامد

بردار زیر را در نظر بگیرید

$$\begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} = a \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} + b \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (۱-۴)$$

می دانیم $\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}$ و $\begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}$ سیستم پایه ها و ضرایب را تشکیل می دهند بردار $\begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix}$ را با هر مجموعه پایه متعامد دیگری هم می توان نشان داد مثلا:

$$\begin{bmatrix} a \\ b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{a+b}{2} + \frac{a-b}{2} \\ \frac{a+b}{2} - \frac{a-b}{2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{a+b}{2} \\ \frac{a-b}{2} \end{bmatrix} \quad (۲-۴)$$

مثلا در ۴ بعدی پایه های مرسوم $\begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$ ، $\begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$ ، $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}$ و $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$ می باشند.

بنابراین :

$$\begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \end{bmatrix} = a_1 \begin{bmatrix} 1 \\ \cdot \\ 0 \\ \cdot \end{bmatrix} + a_2 \begin{bmatrix} \cdot \\ 1 \\ 0 \\ \cdot \end{bmatrix} + a_3 \begin{bmatrix} \cdot \\ \cdot \\ 1 \\ \cdot \end{bmatrix} + a_4 \begin{bmatrix} \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3-4)$$

هر بردار را می توان به صورت یکتا توسط پایه های ارتوگنال نشان داد، به طور مثال پایه های

$$\begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ -1 \\ -1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ -1 \\ 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ 1 \\ -1 \end{bmatrix} \quad (4-4)$$

ارتوگنال هستند لذا هر برداری توسط آنها به صورت یکتا قابل نمایش است

برای مثال :

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix}$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}$$

چون ماتریس M یکنانی و متقارن است لذا

$$M^{-1} = \frac{1}{N} \times M \quad (5-4)$$

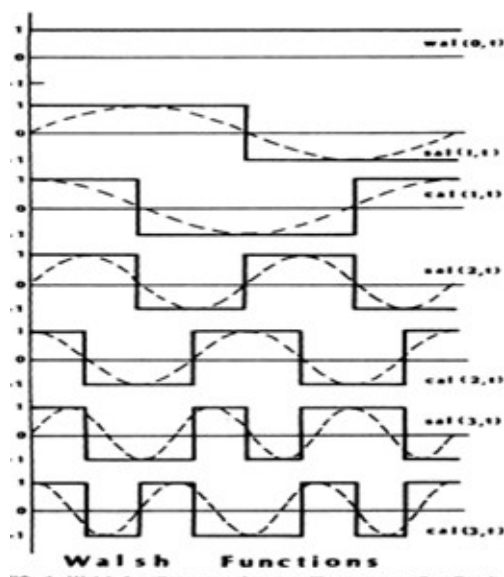
$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}^{-1} = 1/4 \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \frac{1}{4} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 3 \\ \cdot \\ 1 \\ 8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3 \\ -3/2 \\ 5/2 \\ -1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 3 \\ -3/2 \\ 5/2 \\ -1 \end{bmatrix} \text{ را تبدیل یافته } \begin{bmatrix} 3 \\ \cdot \\ 1 \\ 8 \end{bmatrix} \text{ می گوییم.}$$

۴- ۲- توابع والش

توابع والش موجهای مربعی هستند که فقط شامل $+1$ و -1 می باشند این توابع یک سیستم بسته ارتوگنال را تشکیل می دهند لذا هر تابع $f(t)$ که مطلقا انتگرالپذیر باشد می تواند توسط سری همگرای والش بسط داده شود. [۲۰]



شکل (۴-۱) توابع والش برای $N=4$

توابع والش و تبدیل والش موارد ویژه ای از تبدیل و توابع هادامارد هستند توابع هادامارد و والش فقط در ترتیب با یکدیگر متفاوتند.

مثال :

$$W_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix}$$

$$W_4 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

مثال :

سیگنال زمانی زیر را در نظر بگیرید

$$x(n) = [x(0) \quad x(1) \quad \dots \quad x(n-1)] \quad (4-6)$$

$$X(n) = \frac{1}{N} W(n)x(n) \quad (4-7)$$

که در آن $W(n)$ یک ماتریس $N \times N$ متعامد متقارن و مرتب شده والش است. ماتریس تبدیل والش یک ماتریس متقارن و یکانی است لذا معکوس ماتریس براحتی بدست می آید

$$W^{-1} = \frac{1}{N} \times W \quad (4-8)$$

بنابراین معکوس تبدیل والش که $x(n)$ را از روی $X(n)$ بدست می آورد به آسانی قابل محاسبه است

$$x(n) = W(n)X(n)$$

مثلا برای $N=8$ نمونه W به صورت زیر خواهد بود

$$W_8 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 & 1 & -1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}$$

۴- ۳- تولید ماتریس تبدیل والش

مراحل تولید ماتریس تبدیل والش به صورت زیر است

- تولید ماتریس هادامارد متناظر با بعد برابر
 - مرتب کردن سطرهای ماتریس والش بر اساس تعداد تغییر علامت
- روشهای زیادی برای تولید ماتریس هادامارد وجود دارد که به دو روش آن اشاره می کنیم

۴- ۳- ۱- روش بازگشتی تولید ماتریس هادامارد

$$H_1 = 1 \quad (9-4)$$

$$H_2 = 1/\sqrt{2} \times \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \quad (10-4)$$

$$H_m = 1/\sqrt{2} \times \begin{bmatrix} H_{m-1} & H_{m-1} \\ H_{m-1} & -H_{m-1} \end{bmatrix} \quad (11-4)$$

برای مثال :

$$H_4 = \frac{1}{\sqrt{4}} \times \begin{bmatrix} H_2 & H_2 \\ H_2 & -H_2 \end{bmatrix} = 1/\sqrt{2} \times 1/\sqrt{2} \times \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

۴- ۳- ۲- روش مستقیم

آرایه (k,n) ماتریس هادامارد از رابطه زیر بدست می آید

$$(H_m)_{k,n} = \frac{1}{\sqrt{m}} \times (-1)^{\sum_j k_j n_j} \quad (12-4)$$

که در آن n_j و k_j از رابطه زیر بدست می آیند

$$k = k_{m-1} \sqrt{m-1} + k_{m-2} \sqrt{m-2} + \dots + k_1 + k. \quad (13-4)$$

$$n = n_{m-1} \sqrt{m-1} + n_{m-2} \sqrt{m-2} + \dots + n_1 + n. \quad (14-4)$$

برای مثال:

$$H_{\sqrt{2},\sqrt{2}} = (-1)^{\sqrt{2} \times \sqrt{2}} = (-1)^{(1,1)(1,1)} = (-1)^{1+1} = (-1)^1 = -1$$

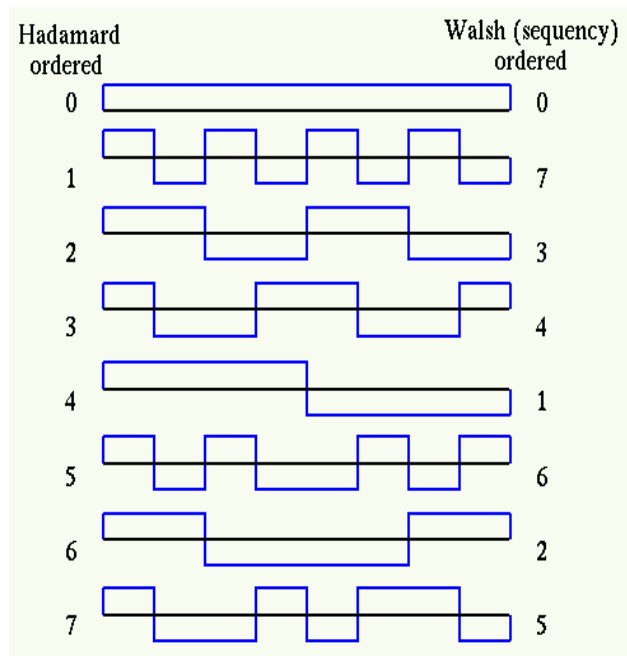
ماتریس هادامارد ماتریسی حقیقی متقارن و متعامد است لذا

$$H = H^* = H^T = H^{-1}$$

سطرهای ماتریس والش همان سطرهای ماتریس هادامارد است که ترتیب آنها در دو ماتریس متفاوت است

برای مثال :

$$H_{\sqrt{2}} = H_1 \otimes H_{\sqrt{2}} = 1/\sqrt{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{matrix} 0 \\ 1 \\ 2 \\ 3 \\ 4 \\ 5 \\ 6 \\ 7 \end{matrix} \begin{matrix} 0 \\ 1 \\ 2 \\ 3 \\ 4 \\ 5 \\ 6 \\ 7 \end{matrix}$$



شکل (۲-۴) ترتیب والش و هادامارد

۴-۳-۳ - مراحل تبدیل ماتریس هادامارد به ماتریس تبدیل والش

فرض کنید شماره سطر در ماتریس والش S باشد ابتدا کد باینری آن را بدست می آوریم

$$s = (s_{n-1} s_{n-2} \dots s_1 s_0)_2 = \sum_{i=0}^{n-1} s_i 2^i \quad (۱۵-۴)$$

کد بدست آمده را به کد گری تبدیل می کنیم

$$g_i = s_i \otimes s_{i+1} \quad (i = 0, 1, \dots, n-1) \quad (۱۶-۴)$$

$\otimes$ نشاندهنده یای انحصاری (XOR) است و 0

g_i بدست آمده را از نظر ترتیب معکوس می کنیم از راست به چپ می نویسیم

حال ترتیب ماتریس هادامارد برابر است با

$$k_i = g_{n-\imath-i} = s_{n-\imath-i} \otimes s_{n-i} \quad (17-4)$$

$$\begin{aligned} k &= (k_{n-\imath} \ k_{n-\imath} \dots \ k_{\imath} \ k.)_{\imath} \\ &= \sum_{i=0}^{n-\imath} s_{n-\imath-i} \otimes s_{n-i} \imath^i \\ &= \sum_{j=0}^{n-\imath} s_j \otimes s_{j+\imath} \imath^{n-\imath-j} \end{aligned} \quad (18-4)$$

$$j = n - \imath - i$$

مثال:

$$n = 3 \quad N = 2^3 = 8$$

s	0	1	2	3	4	5	6	7
<i>binary</i>	000	001	010	011	100	101	110	111
<i>Gray code</i>	000	001	011	010	110	111	101	100
<i>bit_revers</i>	000	100	110	010	011	111	101	001
k	0	4	6	2	3	7	5	1

$$W = 1/\sqrt{8} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 & 1 & -1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & -1 & 1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{matrix} 0 \\ 1 \\ 2 \\ 3 \\ 4 \\ 5 \\ 6 \\ 7 \end{matrix}$$

مثال.فرض کنید $N=4$ باشد بردار $x = [0 \quad 1 \quad 2 \quad 3]^T$ را داریم می خواهیم تبدیل والش x را بیایم ابتدا ماتریس

هادامارد متناظر را بدست می آوریم

$$H_2 = 1/2 \times \begin{bmatrix} H_1 & H_1 \\ H_1 & -H_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

شماره سطر در والش	۰	۱	۲	۳
<i>binary</i>	۰۰	۰۱	۱۰	۱۱
<i>Gray code</i>	۰۰	۰۱	۱۱	۱۰
<i>bit_revers</i>	۰۰	۱۰	۱۱	۰۱
شماره سطر در هادامارد	۰	۲	۳	۱

$$W_4 = 1/4 \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}$$

$$X = Wx = 1/4 \times \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 2 \\ 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3 \\ -2 \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix}$$

بردار $[3 \ -2 \ 0 \ -1]^T$ تبدیل والش بردار $x = [0 \ 1 \ 2 \ 3]^T$ می باشد

$$x = W^{-1}X = \frac{1}{4} \times \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 3 \\ -2 \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ 2 \\ 3 \end{bmatrix}$$

۴-۴ - مقایسه بین Walsh و DFT

چنانچه سیگنال $x(n)$ با N نمونه داشته باشیم تبدیل فوریه گسسته آن از رابطه زیر بدست می آید

$$S_x(k) = \left(\frac{1}{N}\right) \sum_{j=0}^{N-1} x(j) e^{-\frac{i2\pi jk}{N}} \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4-19)$$

و معکوس آن از رابطه زیر بدست می آید

$$x(j) = \sum_{k=0}^{N-1} S_x(k) e^{\frac{i2\pi jk}{N}} \quad j = 0, 1, \dots, N-1 \quad (4-20)$$

ماتریس تبدیل فوریه برای $N=4$ به صورت زیر خواهد بود.

$$F_4 = \begin{matrix} & \begin{matrix} 0 & 1 & 2 & 3 \end{matrix} & \begin{matrix} k/j \\ 0 & 1 & 2 & 3 \end{matrix} \\ \begin{matrix} 0 & 1 & 2 & 3 \end{matrix} & \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & i & -1 & -i \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & -i & -1 & i \end{bmatrix} \end{matrix}$$

سطرها و ستونهای ماتریس تبدیل فوریه بر هم عمودند و پایه های متعامدی را می سازند.

همانطور که ملاحظه می شود ماتریس تبدیل فوریه دارای اجزا موهومی می باشد و معکوس آن از رابطه زیر بدست می آید

$$F_N^{-1} = \frac{1}{N} F_N$$

$$N = 4 \quad F_N^{-1} = \frac{1}{4} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -i & -1 & i \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & i & -1 & -i \end{bmatrix}$$

در مورد تبدیل والش اگر $N=4$ باشد.

$$W_4 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

تغییر علامت در هر سطر تقریباً معادل فرکانس است در ماتریس تبدیل والش بالا تغییر علامتها در سطرها به صورت زیر می باشد.

- سطر اول معادل فرکانس صفر و صفر تغییر علامت در این سطر می باشد
- سطر دوم معادل فرکانس یک و یک تغییر علامت در این سطر می باشد
- سطر سوم معادل فرکانس دو و دو تغییر علامت در این سطر می باشد
- سطر چهارم معادل فرکانس سه و سه تغییر علامت در این سطر می باشد

همانطور که ملاحظه می شود ماتریس تبدیل والش دارای هیچ جزء موهومی نیست و متقارن و متعامد می باشد لذا

معکوس آن براحتی بدست می آید و کار کردن با این تبدیل بسیار آسانتر از تبدیل فوریه می باشد

در تبدیل فوریه دامنه و فاز داریم تقسیمی مشابه برای تبدیل والش وجود ندارد زیرا این تبدیل حقیقی است و می

توان آن را با توجه به نقطه مرکزی به ترمهای زوج (مشابه کسینوس) و فرد (مشابه سینوس) تقسیم کرد [۲۱]

$$W_o(\gamma s - 1) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N sal_d(s, i)x(i) \quad (21-4)$$

$$W_e(\gamma s) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N cal_d(s, i)x(i) \quad (22-4)$$

دامنه $A(s)$ و فاز در دنباله s به صورت زیر بدست می آید.

$$A(s) = [W_o(\gamma s - 1) + W_e(\gamma s)]^{\frac{1}{2}} \quad (23-4)$$

$$P(s) = \sin^{-1} \left[\frac{W_o(\gamma s - 1)}{W_e(\gamma s)} \right] \quad (24-4)$$

۴- ۵- الگوریتم سریع تبدیل والش

همانطور که در مورد تبدیل فوریه الگوریتم سریع FFT داریم در مورد تبدیل والش نیز الگوریتمهای سریع وجود دارد که به آن FWT می گویند فرض کنید سیگنال زمانی زیر موجود است.

$$x(n) = [x(0) \quad x(1) \quad \dots \quad x(n-1)]^T \quad (25-4)$$

تبدیل والش آن به صورت زیر است

$$X(n) = [X(0) \quad X(1) \quad \dots \quad X(n-1)]^T \quad (26-4)$$

$$\begin{bmatrix} X(\cdot) \\ X(1) \\ \vdots \\ X(7) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_7 & H_7 \\ H_7 & -H_7 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x(\cdot) \\ x(1) \\ \vdots \\ x(7) \end{bmatrix} \quad (27-4)$$

رابطه بالا را می توانیم به دو قسمت تقسیم کنیم

$$\begin{bmatrix} X(\cdot) \\ X(1) \\ X(2) \\ X(3) \end{bmatrix} = H_7 \begin{bmatrix} x(\cdot) \\ x(1) \\ x(2) \\ x(3) \end{bmatrix} + H_7 \begin{bmatrix} x(4) \\ x(5) \\ x(6) \\ x(7) \end{bmatrix} = H_7 \begin{bmatrix} x_1(\cdot) \\ x_1(1) \\ x_1(2) \\ x_1(3) \end{bmatrix} \quad (28-4)$$

$$x_1(i) \triangleq x(i) + x(i+4) \quad i = \cdot, 1, 2, 3 \quad (29-4)$$

برای نیمه دوم به صورت زیر می نویسیم:

$$\begin{bmatrix} X(4) \\ X(5) \\ X(6) \\ X(7) \end{bmatrix} = H_7 \begin{bmatrix} x(\cdot) \\ x(1) \\ x(2) \\ x(3) \end{bmatrix} - H_7 \begin{bmatrix} x(4) \\ x(5) \\ x(6) \\ x(7) \end{bmatrix} = H_7 \begin{bmatrix} x_1(4) \\ x_1(5) \\ x_1(6) \\ x_1(7) \end{bmatrix} \quad (30-4)$$

$$x_1(i) \triangleq x(i) - x(i+4) \quad i = \cdot, 1, 2, 3 \quad (31-4)$$

کاری که تاکنون انجام داده ایم تبدیل WHT در سائز $N=8$ به WHT در سائز $N/2=4$ می باشد رابطه (28-4) به

صورت زیر می نویسیم به جای H_7 از رابطه بازگشتی آن مقدار گذاشته ایم

$$\begin{bmatrix} X(\cdot) \\ X(1) \\ X(2) \\ X(3) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_1 & H_1 \\ H_1 & -H_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(\cdot) \\ x_1(1) \\ x_1(2) \\ x_1(3) \end{bmatrix}$$

به همین صورت برای رابطه (30-4) می توانیم بنویسیم رابطه بالا را به صورت زیر می نویسیم

$$\begin{bmatrix} X(\cdot) \\ X(1) \end{bmatrix} = H_1 \begin{bmatrix} x_1(\cdot) \\ x_1(1) \end{bmatrix} + H_1 \begin{bmatrix} x_1(2) \\ x_1(3) \end{bmatrix} = H_1 \begin{bmatrix} x_2(\cdot) \\ x_2(1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2(\cdot) \\ x_2(1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2(\cdot) + x_2(1) \\ x_2(\cdot) - x_2(1) \end{bmatrix}$$

$$x_2(i) \triangleq x_1(i) + x_1(i+2) \quad i = \cdot, 1$$

برای نیمه دوم

$$\begin{bmatrix} X(2) \\ X(3) \end{bmatrix} = H_1 \begin{bmatrix} x_1(\cdot) \\ x_1(1) \end{bmatrix} - H_1 \begin{bmatrix} x_1(2) \\ x_1(3) \end{bmatrix} = H_1 \begin{bmatrix} x_2(2) \\ x_2(3) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2(2) \\ x_2(3) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2(2) + x_2(3) \\ x_2(2) - x_2(3) \end{bmatrix}$$

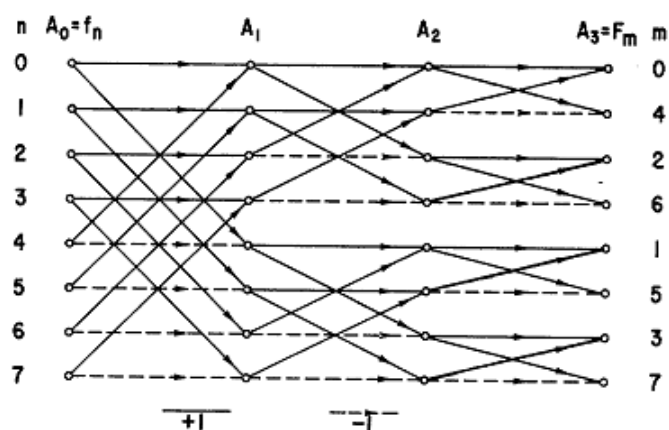
$$x_2(i+2) \triangleq x_1(i) - x_1(i+2) \quad i = 0, 1$$

$X(4)$ تا $X(7)$ نیز به طور مشابه بدست می آیند

$$X(\cdot) = x_2(\cdot) + x_2(1)$$

$$X(1) = x_2(\cdot) - x_2(1)$$

مطالب بالا در شکل زیر خلاصه شده است



شکل (۳-۴) الگوریتم سریع تبدیل والش [۳۹]

فصل پنجم: روش پیشنهادی و

ارزیابی روش

۵-۱- مقدمه

در فصل سوم سیستم های موجود برای تشخیص و تفکیک آریتمی های قلبی و رهیافت های موجود در هریک از گام- های آن، با بررسی مزایا و معایب، مورد مطالعه قرار گرفتند. علیرغم تحقیقات گسترده در زمینه تحلیل ریتم های قلب، برای استفاده از روشهای کاهش ویژگی نیاز به مرحله استخراج ویژگی از سیگنال می باشد که مستلزم صرف زمان و عملیات ریاضی زیادی است. در ضمن خود این روشها، روشهایی با پیچیدگی محاسباتی زیادی هستند.

هدف اصلی این تحقیق، ارائه روشی است که در ضمن سادگی، بدون اینکه نیازی به دخالت انسان در استخراج ویژگی ها باشد بتواند با تعداد کم نمونه ها، سیگنال قلب را طبقه بندی کند.

مطالعات انجام شده نشان می دهد که برخی از مشکلات سیستم های موجود به صورت زیر است:

- استفاده از خود سیگنال جهت طبقه بندی
 - عدم استخراج اتوماتیک ویژگی ها
 - پیچیدگی محاسباتی زیاد در مرحله استخراج ویژگی
 - پیچیدگی محاسباتی زیاد روشهای کاهش ویژگی
 - سرعت کم روشهای کاهش ویژگی
- بدین منظور روش پیشنهاد شده در این تحقیق، سعی در رفع مشکلات مطرح شده در امر کاهش ویژگی توسط اعمال موارد زیر را دارد:

- در روشهای کاهش ویژگی متداول مانند PCA, LDA, نیاز به استخراج ویژگی از سیگنال قلب می باشد و چنانچه برای استخراج ویژگی از مشخصه های خود سیگنال قلب مانند موج P و قطعه ST و... استفاده نشود برای بدست آوردن ویژگیهای سیگنال نیاز به عملیات ریاضی نسبتا زیادی می باشد. [۹] و در مواردی که از مشخصه های خود سیگنال استفاده می شود، نیاز به یافتن این مشخصه ها است که تقریبا بدون دخالت کاربر و به صورت اتوماتیک قابل حصول نمی باشد. لذا، روشی پیشنهاد شده است که با استفاده از تبدیل والش با تعداد کم نمونه (در حدود ۱۰ نمونه) سیگنال قلب را به درستی و با سرعت زیاد طبقه بندی کند بدون

اینکه نیازی به یافتن ویژگی‌هایی مانند موج P قطعه ST و... در این سیگنال باشد، در این روش از سیگنال زمانی قلب، استفاده می‌شود.

- در زمینه طبقه بندی آریتمی های قلبی کارهای زیادی انجام شده است. یکی از بهترین طبقه بندی کننده ها ماشین بردار پشتیبان می باشد که در زمینه طبقه بندی آریتمی های قلبی نتایج بسیار خوبی دارد [۴]، [۳]، [۲] لذا در این تحقیق برای طبقه بندی از SVM استفاده شده است.

۵-۲ - معرفی پایگاه داده مورد استفاده در تحقیق

همانطور که در فصل سوم توضیح داده شد چندین پایگاه داده های متفاوتی وجود دارد که هر کدام از این پایگاه داده ها ، جهت تحقیق خاصی جمع آوری شده اند. در این تحقیق از داده های موجود در پایگاه داده استاندارد آریتمی MIT-BIH^۱ [۵۴] استفاده شده است. این پایگاه داده شامل ۴۸ ثبت ECG دو کاناله است که از ۴۷ مورد مطالعاتی در لابراتوار آریتمی BIH بین سالهای ۱۹۷۵ تا ۱۹۷۹ بدست آمده است. ثبت ها با فرکانس ۳۶۰ نمونه بر ثانیه دیجیتال شده اند و با دقت ۱۱ بیت در رنج ۱۰ میلی ولت ذخیره شده است. دو تا چهار متخصص قلب مستقلا هر ثبت را علامت گذاری کرده اند و تفاوت در اظهار نظرها به بهترین روش رفع شده است. هم اکنون ۲۵ فایل داده از ۴۸ فایل داده ی این پایگاه بر روی شبکه جهانی اینترنت در اختیار است.

این پایگاه داده معروفترین پایگاه است که در بسیاری از تحقیقات مورد استفاده قرار گرفته است و به جرات می توان این پایگاه داده را معروفترین و عمومیتترین داده در مورد پردازش سیگنال های قلبی دانست. در شکل (۵-۱) نمونه ای از سیگنال های گرفته شده توسط الکتروکاردیوگرام^۲ ، نشان داده شده است.

افرادی که در این تحقیق برای آزمایشات استفاده شده اند عبارتند از: ۲۱۲، ۲۲۱، ۱۰۶، ۱۰۰، ۱۱۱، ۱۰۹، ۲۱۴،

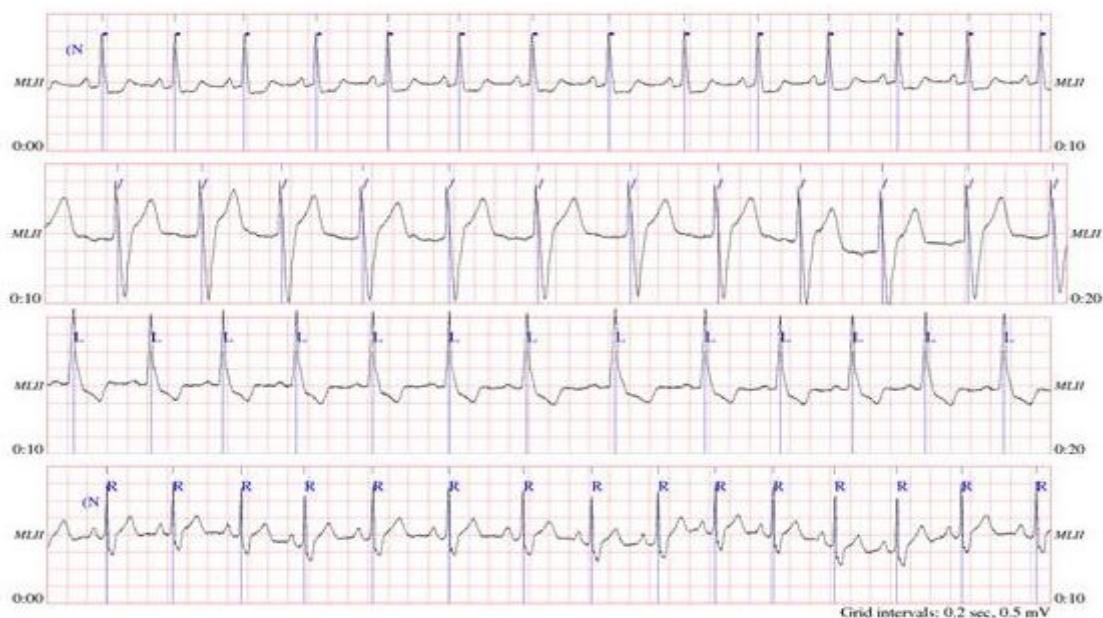
۲۳۱، ۱۰۷، ۲۱۷، ۲۲۸، ۲۰۰، ۲۰۷، ۲۰۸ و ۲۳۰. هر کدام از افراد یا سالم^۳ بوده و یا دارای یکی از چهار بیماری بلوک

^۱ Massachusetts Institute of Technology- Boston's Beth Israel Hospital: MIT-BIH

^۲ Electrocardiogram

^۳ Normal

شاخه ای راست^۱، بلوک شاخه ای چپ^۲ و پیس ریتم^۴ و انقباضات زودرس بطنی^۵ هستند. از هر کدام از این افراد در حدود ۲۰ سیکل از نوار قلب آنها انتخاب شده است و که مجموعه داده های تحقیق به ۴۰۰ ضربان می رسد. علاوه بر سیگنال های قلب (نوار قلب) افرا مختلف، اطلاعات دیگری نیز در اختیار محققین قرار داده می شود. بیشتر این اطلاعات درباره مشخصه R می باشد.



شکل (۵-۱) نمونه ای از سیگنال های گرفته شده در چهار گروه افراد

اطلاعاتی که در این پایگاه داده در اختیار افراد قرار می گیرد به شرح زیر می باشند:

۱) شکل سیگنال گرفته شده از بیمار: برای هر بیمار بر اساس انتخاب کاربر به صورت فواصل زمانی ۱۰ ثانیه،

یک دقیقه، یک ساعت، ۱۲ ساعت و تا آخر نوار قلب نشان داده می شود. همچنین فرمت محورها و فرمت

نوار قلب قابل انتخاب می باشد. در این نوار که نقاط R مشخص شده با یک برجسب بر روی R، نوع ضربان

^۱ Right Bundle Branch Block: RBBB

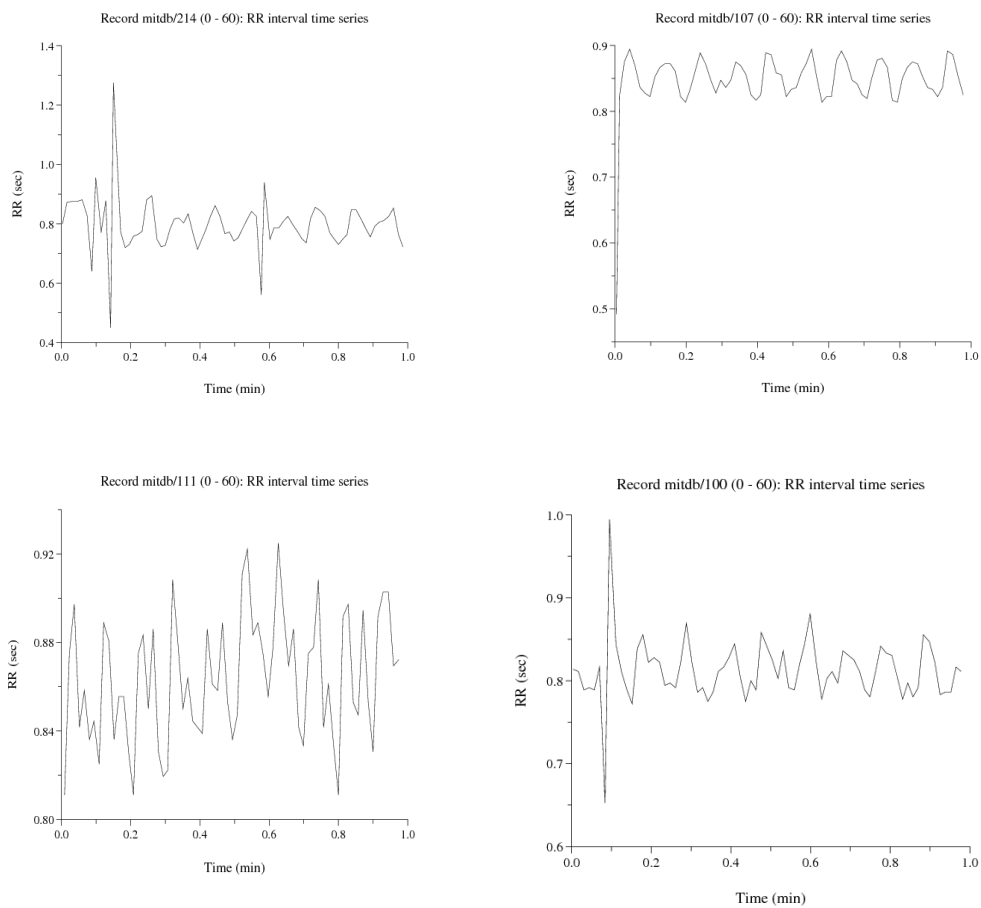
^۲ Left Bundle Branch Block: LBBB

^۴ Paced beat

^۵ Premature Ventricular Contraction

مورد نظر که یکی از ۴ حالت نرمال، بلوک شاخه ای راست، بلوک شاخه ای چپ و پیس ریتم است، مشخص شده است.

(۲) نمودار فواصل R-R: بر اساس زمان انتخاب شده، فاصله های قله های R-R را در نوار قلب رسم می کنند. در شکل (۲-۵) می توان نمونه هایی از این نمودار ها را در بیماری های متفاوت مشاهده نمود.

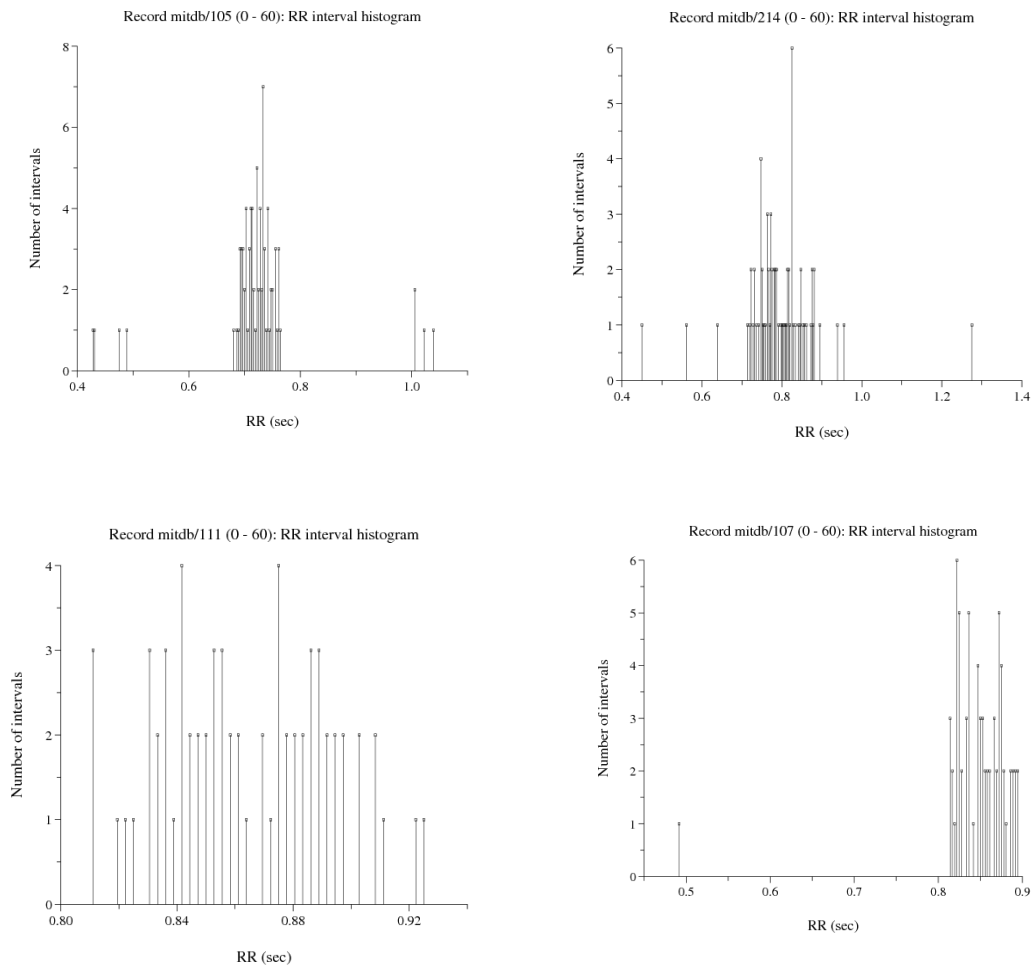


شکل (۲-۵) نمودار فواصل زمانی R-R در چهار شخص دارای بیماری متفاوت

۳) نمودار هیستوگرام R-R بر اساس زمان انتخاب شده، تعداد ضربان هایی که دارای زمان یکسان باشند را

نشان می دهد. شکل (۳-۵) نمونه ای از هیستوگرام برای حالت نرمال، بلوک شاخه ای راست، بلوک شاخه ای

چپ و پیس ریتم را نشان می دهد.



شکل (۳-۵) نمودار هیستوگرام فواصل زمانی R-R در چهار شخص دارای بیماری متفاوت

۴) مقادیر فواصل R-R.

۵) مقادیر عددی نوار قلب: در طول یک مدت زمان مشخص مقادیر سیگنال قلب به صورت زمان^۱ - ولتاژ یا

نمونه^۲ - ولتاژ در اختیار محققین قرار می گیرد.

۵-۳ - کاهش ویژگی

در بخش قبل اطلاعاتی که پایگاه اطلاعاتی در اختیار ما قرار می دهد مورد بررسی قرار گرفت. همانطور که بخش (۳-۴) گفته شد، استفاده از خود سیگنال قلب ممکن است، باعث کاهش کارایی و همچنین افزایش زمان در تصمیم گیری می شود. بر همین اساس داده پردازان بر این عقیده هستند که برای ثبت الگوی یک جریان داده نیاز به همه داده نیست بلکه باید توسط روشهایی ویژگیهای مهمتر را استخراج نمود. لذا با توجه به مشکلات زیر ما ناچار به کاهش ویژگی هستیم:

- اطلاعاتی که از یک سیگنال در پایگاه داده در اختیار قرار می گیرد (همانطوری که در بخش قبل ملاحظه شد) بسیار کم و محدود به $R-R$ است و ما از اطلاعات دیگر سیگنال محروم می باشیم.

- در مواقعی که نیاز به ارسال اطلاعات می باشد ارسال کامل سیگنال مستلزم صرف وقت و حافظه داده های زیاد می باشد. لذا نیاز است که توسط روشهایی اطلاعات مهمتر از سیگنال قلب استخراج شود.

مرحله استخراج ویژگیها در سیستمهای تشخیص^۳ و تفکیک^۴ یکی از قسمتهای مهم و موثر در کارایی سیستم می باشد و بنابراین هرچه دقیقتر انجام شود عمل طبقه بندی دارای خطای کمتری خواهد بود. مجموعه علل بالا ما را مجبور به استخراج و کاهش ویژگی می کند.

^۱Time

^۲ Sample

^۳ Detection

^۴ Classification

۵-۴ - مدلسازی سیگنال قلب

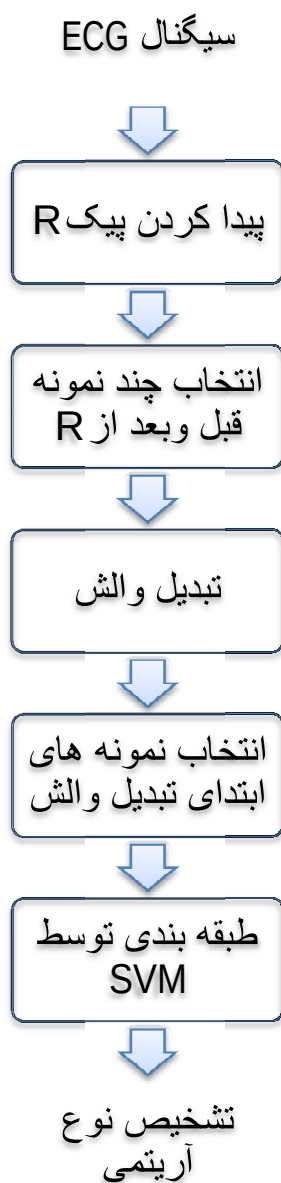
تاکنون تحقیقات زیادی در رابطه با یافتن پیک R صورت گرفته است و تقریباً روشهای دقیقی برای یافتن این مشخصه وجود دارد [۱]، [۳] این مشخصه برای سیگنالهای موجود در دیتابیس MIT-BIH در دسترس است. لذا در این تحقیق از پیک R مشخص شده در این دیتابیس استفاده شده است.

در این تحقیق سیگنال قلب به دو صورت مدل شده است. در روش اول این سیگنال با ۲۵۶ نمونه و در روش دوم با ۳۲ نمونه مدل شده است. نرخ نمونه برداری از این سیگنال ۳۶۰ نمونه بر ثانیه می باشد. با توجه به اینکه بیشترین اطلاعات سیگنال قلب در کمپلکس QRS موجود است لذا برای مدل کردن سیگنال قلب با ۲۵۶ نمونه، پس از یافتن پیک R در سیگنال قلب، تعداد ۸۰ نمونه قبل از این پیک و ۱۷۵ نمونه بعد از این پیک انتخاب شده است و برای مدل کردن سیگنال با ۳۲ نمونه، پس از یافتن پیک R سیگنال، ۱۵ نمونه قبل از این پیک و ۱۶ نمونه بعد از این پیک انتخاب شده است. و با هر دو مدلینگ، توسط روشهای دیگر مرسوم در طبقه بندی و کاهش ویژگی، طبقه بندی آریتمی ها صورت گرفته است و نتایج آن با روش پیشنهادی مقایسه شده است. در روش پیشنهادی این تحقیق با استفاده از هر دو مدل ذکر شده نمونه های سیگنال توسط تبدیل والش کاهش یافته و سپس طبقه بندی صورت گرفته است.

۵-۵ - روش پیشنهادی

در شکل (۵-۴) روش پیشنهادی در این پایان نامه برای طبقه بندی آریتمی های قلبی نشان داده شده است. در این روش پس از ثبت سیگنال ECG و دریافت آن، این سیگنال مدل می شود. به منظور مدلسازی سیگنال ابتدا پیک R در سیگنال ECG را یافته و پس از آن تعدادی نمونه از پس و پیش آن انتخاب می گردد. در مرحله بعد طیف والش نمونه های انتخابی گرفته می شود. در گام بعدی تعدادی از نمونه های مهم طیف انتخاب می گردند. و در مرحله آخر سیگنال های ECG با نمونه های انتخاب شده از طیف والش، توسط ماشین بردار پشتیبان طبقه بندی می گردند و

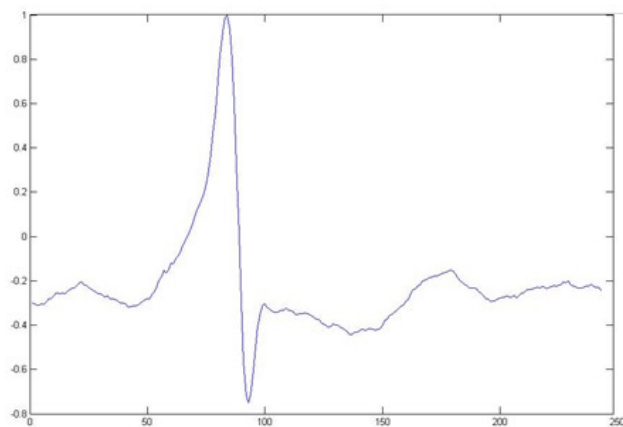
نوع آریتمی مربوطه مشخص می گردد. همانطور که قبلا نیز ذکر شد، یکی از مهمترین بخش طبقه بندی آریتمی ها انتخاب تعداد نمونه های سیگنال قلب می باشد که در اینجا، با توجه به آزمایشات انجام شده، دو نمونه ۲۵۶ و ۳۲ پیشنهاد شده است که در بخش بعد توضیح داده می شود.



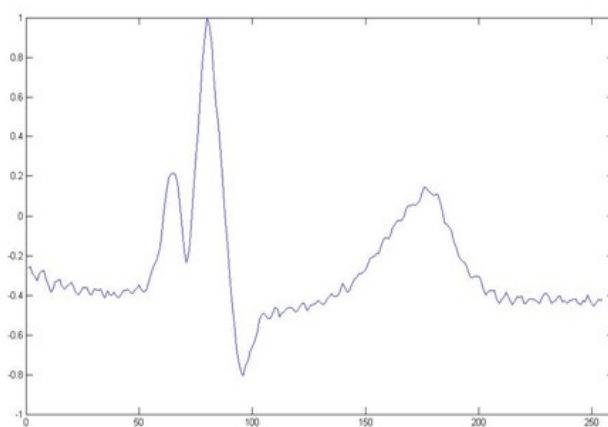
شکل (۴-۵) بلوک دیاگرام روش پیشنهادی

۵-۵-۱ - روش پیشنهادی با استفاده از ۲۵۶ نمونه

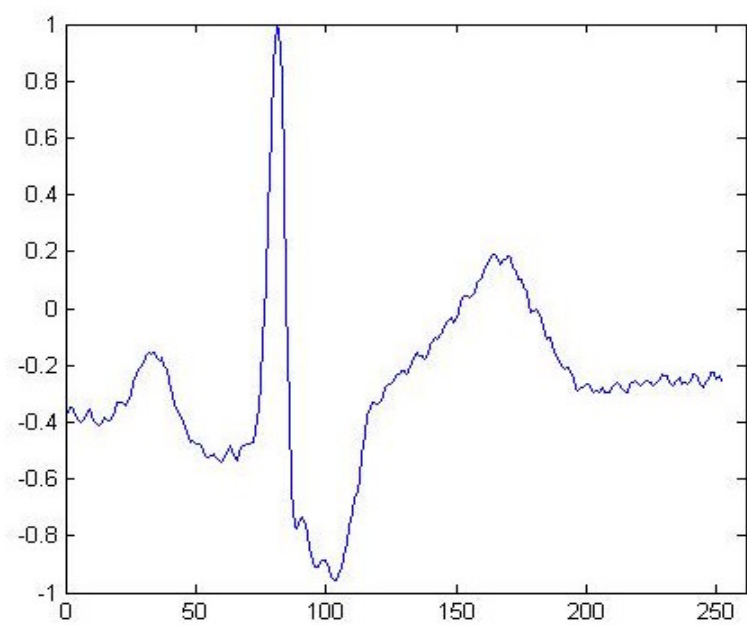
در این روش ابتدا سیگنال قلب با ۲۵۶ نمونه، مدل می شود. ۲۵۶ نمونه تقریباً کل سیگنال قلب می باشد در گام بعد طیف والش آن بدست می آید. و در مرحله سوم ۳۰ نمونه ابتدای این طیف انتخاب می شوند در گام آخر توسط ماشین بردار پشتیبان طبقه بندی میگردند. در شکل‌های (۵-۵) تا (۹-۵) نمودار یک سیکل از سیگنال قلب هر یک از آریتمی ها و قلب نرمال که با ۲۵۶ نمونه مدل شده است به عنوان نمونه نشان داده شده است.



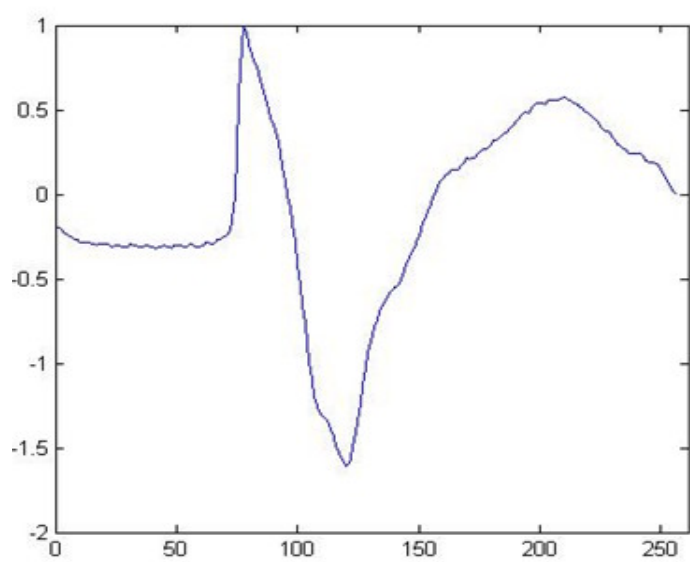
شکل (۵-۵) یک سیکل از سیگنال قلب نرمال با ۲۵۶ نمونه



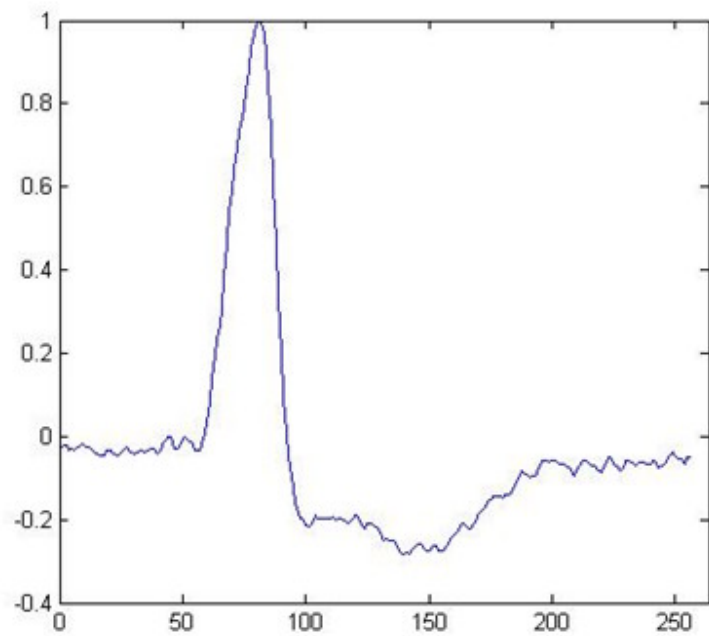
شکل (۶-۵) یک سیکل از سیگنال قلب LBBB با ۲۵۶ نمونه



شکل (۷-۵) یک سیکل از سیگنال قلب RBBB با ۲۵۶ نمونه

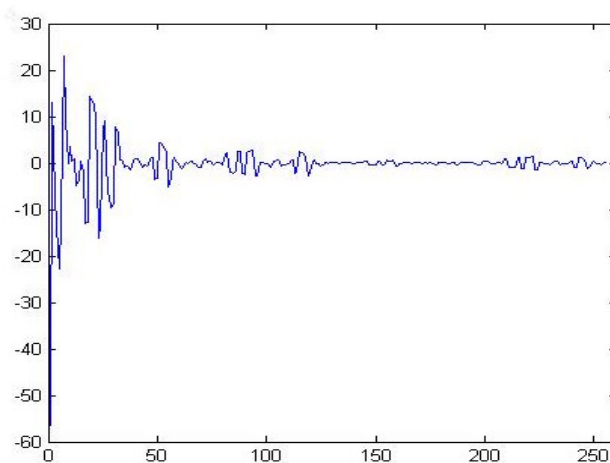


شکل (۸-۵) یک سیکل از سیگنال قلب Paced beat با ۲۵۶ نمونه

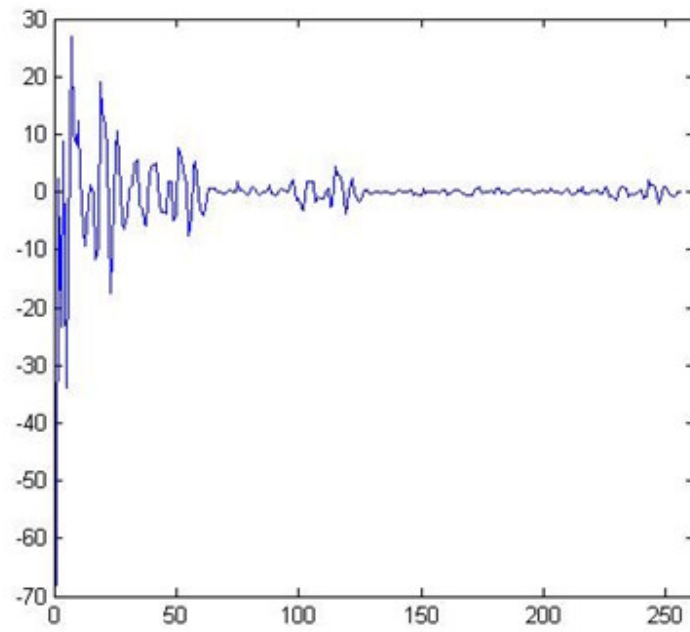


شکل (۹-۵) یک سیکل از سیگنال قلب PVC با ۲۵۶ نمونه

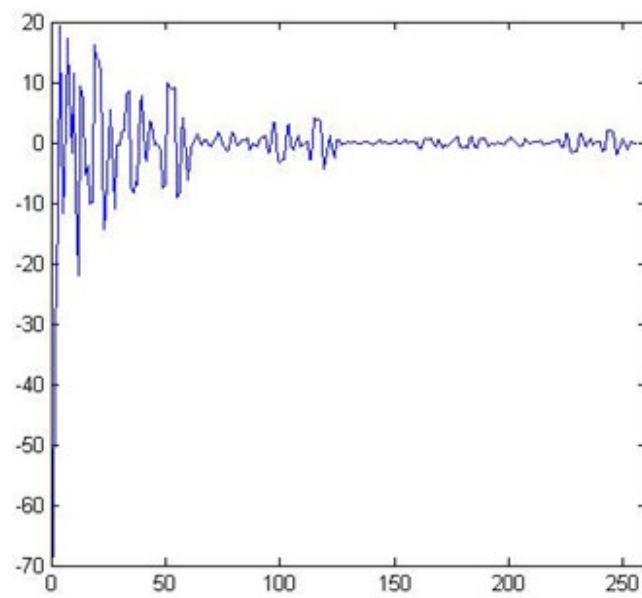
و در شکل‌های (۱۰-۵) تا (۱۴-۵) طیف والش هر کدام از شکل‌های (۵-۵) تا (۹-۵) آورده شده است چنانچه در شکل‌ها دیده می‌شود محتوی انرژی طیف والش با کاهش اندیس به صورت نمایی کاهش می‌یابد و تقریباً بعد از اندیس ۵۰ اطلاعات مهمی در آن دیده نمی‌شود.



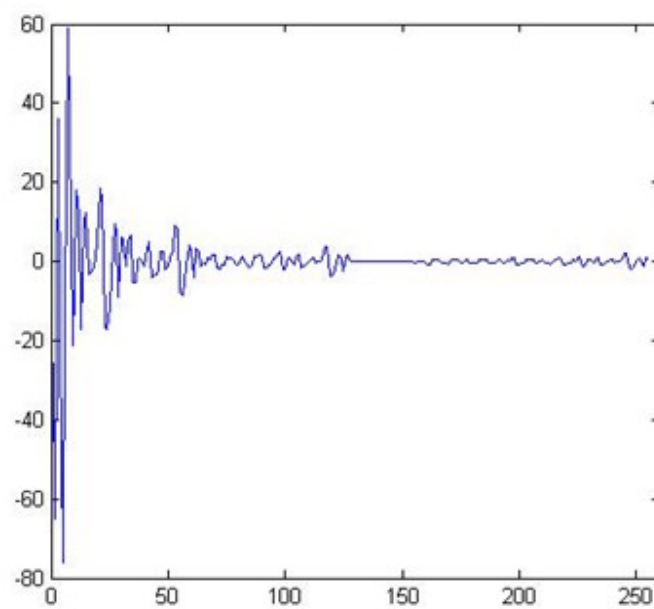
شکل (۱۰-۵) طیف والش سیگنال نرمال



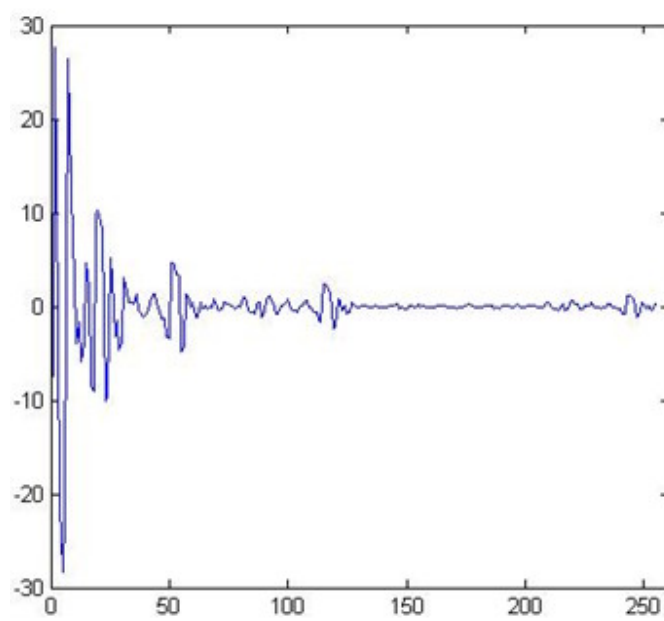
شکل (۵-۱۱) طیف والش سیگنال LBBB



شکل (۵-۱۲) طیف والش سیگنال RBBB



شکل (۵-۱۳) طیف والش سیگنال Paced beat



شکل (۵-۱۴) طیف والش سیگنال PVC

۵- ۲- روش پیشنهادی با استفاده از ۳۲ نمونه

اطلاعات زیادی در کمپلکس QRS سیگنال قلب نهفته است زیرا با تغییر مسیر هدایت^۱ و محل شکل‌گیری ایمپالیز الکتریکی در عضله قلب، این کمپلکس دستخوش تغییرات بسیار گردیده و امر تشخیص بیماری را تسهیل می‌نماید. هنگامی که ایمپالیز الکتریکی در مسیر هدایت طبیعی‌اش حرکت ننماید، کمپلکس QRS پهن‌تر شده و مؤلفه‌های فرکانس بالای آن تضعیف می‌شود.

در این روش به دلیل اینکه بیشترین اطلاعات سیگنال قلب در کمپلکس QRS موجود است لذا این سیگنال را با تعداد نمونه کمتری نسبت به روش اول، پیرامون پیک R مدل می‌کنیم. با توجه به آزمایشات انجام شده، مشاهده گردید که برای مدل نمودن کمپلکس QRS تقریباً ۳۲ نمونه کافی می‌باشد و نیز برای بدست آوردن طیف والش باید تعداد نمونه‌ها، توانی از ۲ باشد، لذا تعداد نمونه‌ها را ۳۲ نمونه پیرامون پیک R در نظر گرفته شده است. بعد از انتخاب ۳۲ نمونه پیرامون پیک R، طیف والش این نمونه‌ها بدست می‌آید. در گام بعد ۱۰ نمونه ابتدای این طیف انتخاب شده است در مرحله آخر نمونه‌های کاهش یافته شده توسط ماشین بردار پشتیبان طبقه بندی شده اند.

۵- ۶- طبقه بندی آریتمی‌ها توسط ماشین بردار پشتیبان

در زمینه طبقه بندی آریتمی‌های قلبی کارهای زیادی انجام شده است. یکی از طبقه بندی کننده‌ها، ماشین بردار پشتیبان می‌باشد در این تحقیق در تمام آزمایشات انجام شده از این طبقه بندی کننده استفاده شده است ماشین بردار پشتیبان به شکل ساختاری به دنبال کمینه کردن احتمال دسته‌بندی نادرست داده‌ها می‌باشد. ایده اصلی به کار- گرفته شده در SVM تلاش برای یافتن ابرصفحه جداکننده^۲ با حداکثر حاشیه^۳، جهت جداسازی نمونه‌های مثبت و

^۱ Conduction Path

^۲ Separating Hyper-plane

^۳ Maximum Margin

منفی از یکدیگر می‌باشد [۱۳]. درحالی‌که الگوریتم‌های یادگیری کلاسیک، کمینه کردن خطاها را به‌شکل تجربی انجام می‌دهند. ماشین بردار پشتیبان در اصل برای دسته‌بندی باینری داده‌ها طراحی شده است و توسعه آن به‌منظور دسته‌بندی چندکلاسی^۱ درحال حاضر یک موضوع تحقیقاتی درحال پیشرفت محسوب می‌گردد [۵۲].

یکی از راه کارهای SVM های چندکلاسه ، روش‌های مبتنی بر ساخت و ترکیب چندین SVM دوکلاسه می باشد. از متداول‌ترین روش‌های مبتنی بر کلاس‌بندی باینری، می‌توان به تکنیک‌های یک درمقابل بقیه^۲ ، یک درمقابل یک^۳ اشاره نمود [۵۲]. به علت غلبه بر مشکل نواحی غیرقابل کلاس‌بندی، در این تحقیق از روش یکی درمقابل بقیه برای جداسازی بیماری‌های قلبی استفاده شده است. و نیمی از داده‌ها به عنوان یادگیری و نیمی دیگر برای آزمایش ماشین بردار پشتیبان استفاده شده است. همچنین از ۵ ماشین بردار پشتیبان استفاده شده است .

۵- ۷- معیارهای ارزیابی کارایی سیستم

به منظور ارزیابی کارایی سیستم تشخیص بیماری‌های قلبی از سه معیار آماری Accuracy ، Sensitivity و Specificity استفاده شده است. این معیارها به‌صورت زیر تعریف می‌گردند: [۱۲] [۱۱]

• **معیارهای آماری^۴:** با استفاده از این معیارها معمولاً نرخ شناسایی یک بیماری خاص، به‌شکل مجزا مورد

بررسی قرار می‌گیرد. این مفاهیم به‌صورت زیر تعریف می‌گردند:

• **True Positive:** ضربان مورد نظر مربوط به بیماری خاصی/فرد سالمی بوده است و سیستم نیز

چنین تشخیصی داده است. (TP)

• **False Negative:** ضربان مورد نظر مربوط به بیماری خاصی/فرد سالمی بوده است اما سیستم

چنین تشخیصی نداده است. (FN)

^۱ Multi-class Classification

^۲ One Against All (OAA)

^۳ One Against One (OAO)

^۴ Statistical Measures

- False Positive: ضربان مورد نظر مربوط به بیماری خاصی / فرد سالمی نبوده است اما طبق

تشخیص سیستم ضربان مورد نظر مربوط به بیماری خاصی / فرد سالمی بوده است. (FP)

- True Negative: ضربان مورد نظر مربوط به بیماری خاصی / فرد سالمی نبوده است و سیستم نیز

چنین تشخیصی نداده است. (TN)

بر اساس این تعاریف، معیارهای ارزیابی به شکل زیر بیان می شوند:

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (۱-۵)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN + FP}$$

به بیان دیگر، می توان Accuracy و Sensitivity و Specificity را چنین تعریف کرد:

دقت^۱: توانایی سیستم در تشخیص الگوی ضربان (بیماری ها یا سالم) را نشان می دهد.

حساسیت^۲: این معیار بیانگر ضربان هایی که به درستی در تست نتیجه مثبت داشته است .

اختصاصی بودن^۳: این معیار بیانگر ضربان هایی که به درستی در تست نتیجه منفی داشته است. (به طور مثال درصد

ضربان هایی که تست اعلام می کند که بلوک شاخه ای راست ندارند به کل ضربان هایی که بلوک شاخه ای راست

ندارند).

^۱ Accuracy

^۲ Sensitivity

^۳ Specificity

۵-۸ - آزمایشات

در این قسمت ، نتایج آزمایشات انجام شده با جزییات آورده شده است. در هر قسمت ابتدا به صورت مختصر نوع آزمایش انجام داده شده توضیح داده شده است و بعد از آن نتایج ارزیابی ها با معیار های متفاوت بیان شده است. مجموعه داده های تحقیق شامل ۴۰۰ ضربان است که هر کدام به دو روش مدل شده اند، یکبار هر ضربان با ۲۵۶ نمونه مدل شده است که بردار داده ها با ابعاد 256×400 خواهد بود و بار دیگر با ۳۲ نمونه مدل شده است و بردار داده ها با ابعاد 32×400 خواهد بود. نتایج طبقه بندی آریتمی ها توسط هر دو نوع مدل به تفکیک در بخش های بعدی آمده است.

۵-۸-۱ - آزمایشات با مدل ۲۵۶ نمونه

در این آزمایش ها کل سیگنال قلب با ۲۵۶ نمونه مدل شده است. پس از یافتن پیک R در سیگنال قلب از تعداد ۸۰ نمونه قبل از این پیک و ۱۷۵ نمونه بعد از این پیک انتخاب شده است. در این قسمت طبقه بندی آریتمی ها با استفاده از روشهای زیر صورت گرفته و نتایج در جداول آمده است.

۱. با استفاده از کل ۲۵۶ نمونه به صورت خام

در این آزمایش کل داده ها که ۴۰۰ ضربان ۲۵۶ نمونه ای می باشد. در واقع هیچگونه کاهش ابعاد لحاظ نشده است و داده ها توسط ماشین بردار پشتیبان طبقه بندی می گردد. نتایج در دقت جدول (۵-۱) و نتایج اختصاصی بودن در جدول (۵-۲) و نتایج حساسیت در جدول (۵-۳) و نتایج کلی در جدول (۵-۴) آمده است.

جدول (۵-۱) Accuracy بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LB BB	RB BB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۰۰	۹۷.۰۶	۹۷.۷۱	۹۸.۳۱	۹۶.۳۸

جدول (۲-۵) Specificity کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۷.۱۶۶۷	۹۸.۰۰۰۰	۹۸.۷۵۰۰	۹۸.۰۸۳۳	۹۰.۱۶۶۷

جدول (۳-۵) Sensitivity بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۸.۲۰۸۳	۹۶.۸۳۳۳	۹۷.۴۵۸۳	۹۸.۳۷۵۰	۹۷.۹۳۷۵

جدول (۴-۵) جدول کلی معیارها، بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۷.۴۹۶۷	۹۶.۴۳۳۳	۹۷.۶۷۲۵
Overall	Variance	۰.۵۹۹۷	۱۲.۵۸۸۱	۰.۳۹۰۱

همانطوری که ملاحظه می گردد با توجه با اینکه از کل داده ها استفاده شده است نتایج از دقت خوبی برخوردار است.

۲. با استفاده از طیف والش ۲۵۶ نمونه

در این آزمایش طیف والش داده های ۲۵۶ نمونه ای بدست آمده است و پس از آن توسط SVM طبقه بندی شده است. نتایج دقت، اختصاصی بودن، حساسیت و نتایج کلی درجداول (۵_۵) تا (۸_۵) آمده است.

جدول (۵-۵) Accuracy طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۱۸۳۳	۹۷.۷۶۶۷	۹۷.۰۳۳۳	۹۹.۶۵۰۰	۹۶.۸۶۶۷

جدول (۶-۵) Specificity طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۵.۸۳۳۳	۹۶.۵۰۰۰	۹۸.۰۸۳۳	۹۹.۸۳۳۳	۸۸.۶۶۶۷

جدول (۷-۵) Sensitivity طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۸.۷۷۰۸	۹۸.۰۸۳۳	۹۶.۷۷۰۸	۹۹.۶۰۴۳	۹۸.۹۱۶۷

جدول (۸-۵) جدول کلی معیارها، طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۷.۹۰۰۰	۹۵.۷۸۳۳	۹۸.۴۳۹۳
Overall	Variance	۱.۳۴۴۹	۱۸.۲۱۳۷	۱.۱۵۱۳

با مقایسه جداول (۴-۵) و (۸-۵) ملاحظه می شود با استفاده از طیف والش همه نمونه ها نتایج دقت و حساسیت، بهتر شده است

۳. با استفاده از تبدیل ویولت ۲۵۶ نمونه

در این آزمایش ابتدا در یک مرحله از داده ها تبدیل ویولت گرفته شده است و داده های ۲۵۶ نمونه ای به داده هایی به ۱۲۸ نمونه ای تبدیل شده است از قسمت Approximation این تبدیل برای طبقه بندی توسط SVM استفاده شده است. در جداول (۹-۵) تا (۱۲-۵) نتایج بدست آمده از این روش آمده است.

جدول (۹-۵) Accuracy تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۲۵۰۰	۹۸.۳۰۰۰	۹۷.۸۸۳۳	۹۸.۳۰۰۰	۹۷.۲۰۰۰

جدول (۱۰-۵) Specificity تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۶.۵۸۳۳	۹۸.۵۰۰۰	۹۸.۵۸۳۳	۹۷.۵۸۳۳	۹۰.۹۱۶۷

جدول (۱۱-۵) Sensitivity تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۸.۶۶۶۷	۹۸.۲۵۰۰	۹۷.۷۰۸۳	۹۸.۴۷۹۲	۹۸.۷۷۰۸

جدول (۱۲-۵) جدول کلی معیارها، تبدیل ویولت و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۷.۹۸۶۷	۹۶.۴۳۳۳	۹۸.۳۷۵۰
Overall	Variance	۰.۲۲۳۸	۱۰.۱۶۷۹	۰.۱۷۸۲

با مقایسه جداول (۴-۵) و (۸-۵) و (۱۲-۵) ملاحظه می شود توسط تبدیل ویولت که مستلزم صرف عملیات ریاضی زیادی نسبت به تبدیل والش است نتایج بهبود قابل ملاحظه ای نیافته است.

۴. با استفاده از تبدیل ویولت طیف والش ۲۵۶ نمونه

در این آزمایش از طیف والش داده ها تبدیل ویولت گرفته می شود و به داده هایی با ۱۲۸ نمونه تبدیل می شود در مرحله بعدی داده ها توسط SVM طبقه بندی می گردد در جداول زیر نتایج بدست آمده از این روش آمده است

جدول (۱۳-۵) Accuracy تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۷.۶۸۳۳	۹۷.۶۱۶۷	۹۶.۴۶۶۷	۹۹.۰۶۶۷	۹۵.۲۶۶۷

جدول (۱۴-۵) Specificity تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
-------	--------	------	------	------------	-----

Specificity	۹۶.۵۰۰۰	۹۶.۸۳۳۳	۹۷.۸۳۳۳	۹۷.۶۶۶۷	۸۶.۶۶۶۷
-------------	---------	---------	---------	---------	---------

جدول (۱۵-۵) Sensitivity تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۷.۹۷۹۲	۹۷.۸۱۲۵	۹۶.۱۲۵۰	۹۹.۴۱۶۷	۹۷.۴۱۶۷

جدول (۱۶-۵) جدول کلی معیارها، تبدیل ویولت طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۷.۳۲۰۰	۹۵.۱۰۰۰	۹۷.۷۵۰۰
Overall	Variance	۲.۰۴۱۳	۳۲.۵۳۵۹	۱.۳۹۶۵

با مقایسه جدول (۱۶-۵) با جداول (۸-۵) و (۱۲-۵) ملاحظه می گردد که در این حالت نیز بهبود چندانی بدست نیامده است و حتی نتایج تا حدودی بدتر نیز شده اند.

۵. کاهش نمونه ها از ۲۵۶ به ۳۰

به منظور کاهش ابعاد بردار ویژگی در سیگنال قلب روشهای زیر آزمایش شده اند. در آزمایشات ذیل این مساله ارزیابی می شود که چنانچه قسمتی از انتهای سیگنال قلب در ارسال اطلاعات از دست برود طبقه بندی با چه دقتی انجام خواهد گرفت. چنانچه در قسمت (۱۰-۵) نمودارهای مقایسه ای آمده است، ملاحظه می شود که طبقه بندی نمونه های ابتدایی سیگنال خام و نمونه های ابتدایی تبدیل ویولت دقت بسیار کمی دارد در حالیکه طبقه بندی نمونه های ابتدایی طیف والش دقت خوبی دارد.

- انتخاب ۳۰ نمونه از ابتدای سیگنال قلب و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان
- انتخاب ۳۰ نمونه از ابتدای طیف والش سیگنال قلب و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان
- انتخاب ۳۰ نمونه از ابتدای تبدیل ویولت سیگنال قلب و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

- انتخاب ۳۰ نمونه از ابتدای تبدیل ویولت طیف والش سیگنال قلب و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

- انتخاب ۳۰ نمونه توسط روش PCA از سیگنال قلب و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان
- انتخاب ۳۰ نمونه توسط روش PCA از طیف والش سیگنال قلب و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

همچنین تعداد نمونه ها به ۴۰ و ۲۰ نمونه نیز کاهش داده شده است و با این تعداد از نمونه ها آزمایشات ذکر شده در بالا انجام شده است. بهترین آنها ۳۰ انتخاب شده است که در بخش بعدی، این نتایج آمده است.

۶. کاهش نمونه ها توسط روش پیشنهادی از ۲۵۶ به ۳۰ نمونه

در جداول (۵-۱۷) تا (۵-۲۰) نتایج روش پیشنهادی با استفاده از ۲۰ و ۳۰ و ۴۰ نمونه آورده شده است. در این روش، با توجه به اینکه محتوی انرژی در طیف والش با افزایش اندیس به صورت نمایی کاهش می یابد، [۵] از طیف والش سیگنال ۲۵۶ نمونه ای ۲۰ و ۳۰ و ۴۰ نمونه ابتدای آن برای طبقه بندی استفاده می شود که ملاحظه می گردد دقت این روش در مقایسه با روش استفاده از کل نمونه ها نیز بهتر است.

جدول (۵-۱۷) Accuracy نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۲۰	۹۸.۲۸۳۳	۹۸.۱۰۰۰	۹۸.۴۸۳۳	۹۸.۷۰۰۰	۹۶.۹۶۶۷
Accuracy	۳۰	۹۸.۶۶۶۷	۹۸.۱۸۳۳	۹۸.۷۸۳۳	۹۹.۲۰۰۰	۹۷.۸۸۳۳
Accuracy	۴۰	۹۸.۵۸۳۳	۹۸.۰۵۰۰	۹۸.۶۱۶۷	۹۹.۲۶۶۷	۹۷.۷۱۶۷

جدول (۵-۱۸) Specificity نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۲۰	۹۶.۵۰۰۰	۹۸.۶۶۶۷	۹۷.۵۸۳۳	۹۹.۹۱۶۷	۸۹.۹۱۶۷
Specificity	۳۰	۹۸.۰۸۳۳	۹۸.۶۶۶۷	۹۸.۴۱۶۷	۱۰۰.۰۰۰۰	۹۲.۰۰۰۰

Specificity	۴۰	۹۵.۷۵۰۰	۹۷.۷۵۰۰	۹۸.۵۰۰۰	۱۰۰.۰۰۰۰	۹۱.۶۶۶۷
-------------	----	---------	---------	---------	----------	---------

جدول (۱۹-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۲۰	۹۸.۷۳۹۳	۹۷.۹۵۸۳	۹۸.۷۰۸۳	۹۸.۳۹۵۸	۹۸.۷۳۹۳
Sensitivity	۳۰	۹۸.۸۱۲۵	۹۸.۰۶۲۵	۹۸.۸۷۵۰	۹۹.۰۰۰۰	۹۹.۳۵۴۳
Sensitivity	۴۰	۹۹.۳۹۱۷	۹۸.۱۲۵	۹۸.۶۴۵۸	۹۹.۰۸۳۳	۹۹.۳۳۹۳

جدول (۲۰-۵) جدول کلی معیارها، نمونه های کاهش یافته طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Sample	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۲۰	۹۸.۱۰۶۷	۹۶.۵۱۶۷	۹۸.۵۰۴۳
Overall	Mean	۳۰	۹۸.۵۴۳۳	۹۷.۴۳۳۳	۹۸.۸۲۰۸
Overall	Mean	۴۰	۹۸.۴۴۶۷	۹۶.۷۳۳۳	۹۸.۸۷۵۰
Overall	Variance	۲۰	۰.۴۵۶۳	۱۵.۲۳۰۱	۰.۱۱۳۳
Overall	Variance	۳۰	۰.۲۶۷۳	۹.۷۵۴۹	۰.۲۳۳۷
Overall	Variance	۴۰	۰.۳۵۲۶	۱۰.۳۶۵۹	۰.۳۳۹۴

چنانچه در جداول (۱۷-۵) تا (۲۰-۵) ملاحظه شد علی رغم کاهش نمونه ها توسط طیف والش، دقت در طبقه بندی آریتمی ها افزایش یافته است. و با افزایش تعداد نمونه ها از ۲۰ به ۳۰ نمونه دقت افزایش یافته است در حالیکه با رسیدن تعداد نمونه ها به ۴۰ تا دقت کاهش یافته است قابل ذکر است که تبدیل والش از مشابهت بین سیگنالهای قلب می کاهد لذا تقریباً در این تحقیق با ۳۰ نمونه بهترین دقت را در طبقه بندی آریتمی ها حتی نسبت به کل نمونه ها داریم. نمودار مقایسه ای آن در بخش (۵-۱۰) آمده است.

۷. کاهش نمونه ها توسط PCA

در این آزمایش سیگنال قلب با ۲۵۶ نمونه را با اعمال روش PCA کاهش ویژگی یافته است و به ۲۰ و ۳۰ و ۴۰ نمونه رسیده است روش PCA بر روی سیگنال خام انجام شده است

جدول (۲۱-۵) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۲۰	۹۷.۴۶	۹۶.۸۰	۹۸.۰۳	۹۸.۱۶	۹۶.۷۰
Accuracy	۳۰	۹۴.۹۵	۹۵.۸۶	۹۶.۵۵	۹۸.۰۱	۹۶.۳۱
Accuracy	۴۰	۹۴.۲۰	۹۴.۲۶	۹۶.۳۸	۹۵.۹۸	۹۴.۳۰

جدول (۲۲-۵) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۲۰	۹۴.۷۵	۹۶.۸۳	۹۷.۷۵	۹۷.۲۵	۸۸.۹۱
Specificity	۳۰	۹۶.۰۰	۹۶.۳۳	۹۷.۸۳	۹۷.۵۰	۸۵.۷۵
Specificity	۴۰	۹۷.۱۶	۹۳.۴۱	۹۷.۰۰	۸۹.۸۳۳۳	۸۲.۵۰

جدول (۲۳-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۲۰	۹۸.۱۴۵۸	۹۶.۷۹۱۷	۹۸.۱۰۴۲	۹۸.۳۹	۹۸.۶۴
Sensitivity	۳۰	۹۴.۶۸۷۵	۹۵.۷۵	۹۶.۲۳۹۲	۹۸.۱۴	۹۸.۸۳
Sensitivity	۴۰	۹۳.۴۵۸۳	۹۴.۴۷۹۲	۹۶.۲۳۹۲	۹۷.۵۲	۹۷.۲۵

جدول (۲۴-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Sample	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۲۰	۹۷.۴۳۳۳	۹۵.۱	۹۸.۰۱۶۷
Overall	Mean	۳۰	۹۶.۳۲	۹۴.۶۸۳۳	۹۶.۷۳۹۲
Overall	Mean	۴۰	۹۵.۰۲۶۷	۹۱.۹۸۳۳	۹۵.۷۸۷۵
Overall	Variance	۲۰	۰.۴۵۹۴	۱۳.۲۵۱۳	۰.۵۱۶۱
Overall	Variance	۳۰	۱.۲۵۶۲	۲۵.۵۳۹۱	۲.۹۵۲۸
Overall	Variance	۴۰	۱.۱۳۶۱	۳۷.۱۶۱۳	۳.۱۱۸۸

با مقایسه جداول (۲۴_۵) و (۲۰_۵) ملاحظه می گردد استفاده از نمونه های ابتدایی طیف والش دقت ، اختصاصی بودن و حساسیت را نسبت به استفاده از کاهش نمونه توسط PCA بر روی نمونه های خام بهبود بخشیده است. ملاحظه می شود که استفاده از نمونه های ابتدایی طیف والش نتایج بهتری نسبت به انتخاب این تعداد نمونه توسط PCA دارد.

۸. کاهش نمونه ها توسط ویولت و PCA

در این بخش روش پیشنهادی در مرجع [۹] بررسی و مدل می گردد. برای استفاده از این روش هفده ویژگی از سیگنال ECG استخراج شده است که عبارتند از:

- دو ویژگی فاصله RR بین پیک R و پیک قبلی و فاصله RR بین پیک R و پیک بعدی
- پانزده ویژگی دیگر با شکستن سیگنال قلب در هفت مرحله توسط تبدیل ویولت .

در این آزمایش سیگنال قلب توسط ۱۲۸ نمونه پیرامون پیک R مدل شده است و پانزده ویژگی از تبدیل ویولت پس از شکستن سیگنال به دو قسمت App و Detail، به صورت زیر استخراج شده اند:

- از Detail مرحله چهارم، ۸ ضریب
- از Detail مرحله پنجم، ۴ ضریب
- از Detail مرحله ششم، ۲ ضریب
- از Detail مرحله هفتم، یک ضریب

و در مرحله آخر توسط SVM طبقه بندی صورت گرفته است. نتایج حاصل از این روش در جداول (۲۵_۵) تا (۲۸_۵) آمده است.

جدول (۲۵-۵) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۱.۰۸۳۳	۸۶.۰۰۰۰	۷۷.۹۸۳۳	۹۶.۳۶۶۷	۹۴.۰۸۳۳

جدول (۲۶-۵) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۶۵.۱۶۶۷	۴۰.۸۳۳۳	۱۷.۵۸۳۳	۸۸.۹۱۶۷	۷۲.۱۶۶۷

جدول (۲۷-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۷.۵۶۲۵	۹۷.۲۹۱۷	۹۳.۰۸۳۳	۹۸.۲۲۹۳	۹۹.۵۶۲۵

جدول (۲۸-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	89.1033	56.9333	۹۷.۱۴۵۸
Overall	Variance	۵۳.۶۹۰۷	۷۲۸.۶۰۳۹	۵.۹۲۸۳

با استفاده از این روش که مستلزم صرف عملیات ریاضی زیادی نیز می باشد و مقایسه جداول (۲۸-۵) و (۲۰-۵) ملاحظه می شود نتایج روش نیز از روش پیشنهادی این پایان نامه کمتر است .

۹. کاهش نمونه ها توسط LDA

در این آزمایش سیگنال قلب با ۲۵۶ نمونه را با اعمال روش LDA کاهش ویژگی یافته است و به ۲۰ و ۳۰ نمونه رسیده است روش LDA بر روی سیگنال خام انجام شده است و نتایج حاصله در جداول (۲۹-۵) تا (۳۲-۵) آمده است.

جدول (۲۹-۵) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۲۰	۷۸.۴۵۰۰	۸۶.۷۰۰۰	۸۴.۱۵۰۰	۹۷.۰۳۳۳	۹۱.۶۳۳۳
Accuracy	۳۰	۷۹.۳۱۶۷	۸۷.۵۸۳۳	۸۶.۷۳۳۳	۹۷.۲۸۳۳	۹۴.۲۰۰۰

جدول (۳۰-۵) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۲۰	۰.۷۵۰۰	۴۴.۳۵۰۰	۳۷.۹۱۶۷	۸۷.۰۸۳۳	۶۵.۵۸۳۳
Specificity	۳۰	۷.۷۵۰۰	۵۴.۵۰۰۰	۵۱.۴۱۶۷	۸۸.۱۶۶۷	۷۵.۱۶۶۷

جدول (۳۱-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۲۰	۹۷.۸۷۵۰	۹۷.۳۱۲۵	۹۵.۷۰۸۳	۹۹.۵۲۰۸	۹۸.۱۴۵۸
Sensitivity	۳۰	۹۷.۲۰۸۳	۹۵.۸۵۴۲	۹۵.۵۶۲۵	۹۹.۵۶۲۵	۹۸.۹۵۸۳

جدول (۳۲-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Sample	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۲۰	۸۷.۵۹۳۳	۴۷.۱۱۶۷	۹۷.۷۱۲۵
Overall	Mean	۳۰	۸۹.۰۲۳۳	۵۵.۴۰۰۰	۹۷.۴۲۹۲
Overall	Variance	۲۰	۵۰.۴۲۳۴	۱۰۴۵.۲۶	۱.۹۱۵۲
Overall	Variance	۳۰	۴۹.۱۴۰۴	۹۳۷.۸۹	۳.۲۲۵۸

با مقایسه جداول (۳۲-۵) و (۲۰-۵) ملاحظه می گردد استفاده از نمونه های ابتدایی طیف والش دقت ، اختصاصی بودن و حساسیت را نسبت به استفاده از کاهش نمونه توسط LDA بر روی نمونه های خام بهبود بخشیده است. بنابراین نتیجه گیری می شود که استفاده از نمونه های ابتدایی طیف والش نتایج بهتری نسبت به انتخاب این تعداد نمونه توسط LDA دارد.

۱۰. کاهش نمونه ها توسط ویولت و LDA

در این بخش دوباره روش پیشنهادی در مرجع [۹] بررسی و مدل می گردد. ولذا همان هدفه ویژگی توضیح داده شده در بخش (۸) استفاده می گردد، اما جهت کاهش ویژگی از LDA استفاده شده است. نتایج حاصل از این روش در جداول (۳۳-۵) تا (۳۶-۵) آمده است.

جدول (۳۳-۵) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۱.۴۶۶۷	۹۲.۲۵	۹۴.۹۰۰۰	۹۹.۷۵۰۰	۸۹.۷۰۰۰

جدول (۳۴-۵) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۷۲.۹۱۶۷	۶۹.۸۳۳۳	۹۰.۰۸۳۳	۹۸.۸۳۳۳	۶۴.۴۱۶۷

جدول (۳۵-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۶.۱۰۴۳	۹۷.۸۵۴۳	۹۶.۱۰۴۳	۹۹.۹۷۹۳	۹۶.۰۲۰۸

جدول (۳۶-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط ویولت و LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۳.۶۱۳۳	۷۹.۲۱۶۷	۹۷.۲۱۲۵
Overall	Variance	۱۵.۲۷۳۸	۲۱۲.۴۱۸۰	۲.۹۸۵۸

با استفاده از این روش که مستلزم صرف عملیات ریاضی زیادی نیز می باشد و مقایسه جداول (۳۶-۵) و (۲۰-۵) ملاحظه می شود نتایج روش نیز از روش پیشنهادی این پایان نامه کمتر است .

۵- ۸- ۲ - آزمایشات با مدل ۳۲ نمونه

در این بخش تعداد نمونه ها به صورت زیر به ۳۲ نمونه کاهش یافته است:

در ابتدا پیک R مشخص شده است و ۱۵ نمونه قبل از آن و ۱۶ نمونه بعد از آن انتخاب شده است تا ۳۲ نمونه پیرامون پیک R بدست آید سپس یکبار داده های ۳۲ نمونه ای به صورت خام توسط SVM طبقه بندی شده اند و بار دیگر طیف والش این نمونه ها توسط ماشین بردار پشتیبان طبقه بندی شده است که نتایج در زیر آمده است.

۱. با استفاده از کل ۳۲ نمونه به صورت خام

در این قسمت تعداد کل ۳۲ نمونه خام جهت آزمایشات بکار رفته است، نتایج در جداول (۳۷-۵) تا (۴۰-۵) آمده است.

جدول (۳۷-۵) Accuracy بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۴۶۶۷	۸۸.۵۱۶۷	۹۵	۹۹.۶۳۳۳	۹۴.۰۸۳۳

جدول (۳۸-۵) Specificity بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۵.۰۰۰۰	۷۰.۸۳۳۳	۹۱.۵۰۰۰	۹۸.۱۶۶۷	۷۷.۹۱۶۷

جدول (۳۹-۵) Sensitivity بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۹.۳۳۳۳	۹۲.۹۳۷۵	۹۵.۸۷۵	۱۰۰	۹۸.۱۲۵

جدول (۴۰-۵) جدول کلی معیارها، بدون کاهش ویژگی و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۵.۱۴	۸۶.۶۸۳۳	۹۷.۲۵۴۲
Overall	Variance	۱۹.۰۶۵۲	۱۳۸.۰۷۸۱	۸.۲۸۹۱

۲. با استفاده از طیف والش ۳۲ نمونه

در این آزمایش طیف والش داده های ۳۲ نمونه ای بدست آمده است و پس از آن توسط SVM طبقه بندی شده است

جدول (۴۱-۵) Accuracy طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۲۱۶۷	۹۱.۰۶۶۷	۹۴.۹۸۳۳	۹۹.۲۵۰۰	۹۲.۵۶۶۷

جدول (۴۲-۵) Specificity طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۵.۲۵۰۰	۷۹.۰۰۰۰	۹۱.۱۶۶۷	۹۶.۹۱۶۷	۷۶.۹۱۶۷

جدول (۴۳-۵) Sensitivity طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۸.۹۵۸۳	۹۴.۰۸۳۳	۹۵.۹۳۷۵	۹۹.۸۳۳۳	۹۶.۴۷۹۲

جدول (۴۴-۵) جدول کلی معیارها، طیف والش طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۵.۲۱۶۷	۸۷.۸۵۰۰	۹۷.۰۵۸۳
Overall	Variance	۱۲.۳۹۱۷	۸۶.۴۵۶۳	۵.۴۳۸۲

۳. انتخاب ۵ نمونه از ابتدای طیف والش و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

در این قسمت طیف والش داده هایی که با ۳۲ نمونه مدل شده اند بدست آمده است و سپس با استفاده از تنها ۵

نمونه ابتدای این طیف طبقه بندی توسط SVM صورت گرفته است قابل ذکر است که با توجه به اینکه تنها از ۵

نمونه در طبقه بندی استفاده شده است ولی نتایج نسبتاً خوبی در طبقه بندی دارد

جدول (۴۵-۵) Accuracy ۵ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۰.۹	۷۹.۳۸۳۳	۸۵.۴۱۶۷	۹۹.۱۸۳۳	۹۳.۵

جدول (۴۶-۵) Specificity ۵ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۷۳	۰	۵۳.۵۸۳۳	۹۶.۰۸۳۳	۷۸.۷۵

جدول (۴۷-۵) Sensitivity ۵ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۵.۳۷۵	۹۹.۲۳۹۳	۹۳.۳۷۵	۹۹.۹۵۸۳	۹۷.۱۸۷۵

جدول (۴۸-۵) جدول کلی معیارها، ۵ نمونه طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۸۹.۶۷۶۷	۶۰.۳۸۳۳	۹۷.۰۳۵
Overall	Variance	۵۷.۶۴۷۸	۱۳۶۵.۸۳۴۹	۷.۳۸۳۵

۴. انتخاب ۷ نمونه از ابتدای طیف والش و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

در این قسمت طیف والش داده هایی که با ۳۲ نمونه مدل شده اند بدست آمده است و سپس با استفاده از تنها

۷ نمونه ابتدای این طیف طبقه بندی توسط SVM صورت گرفته است

جدول (۴۹-۵) Accuracy ۷ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۰۸۳۳	۸۱.۳۳۳۳	۹۳.۹	۹۹.۳۵	۹۴.۳۶۶۷

جدول (۵۰-۵) Specificity ۷ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۳.۶۶۶۷	۳۷.۶۶۶۷	۸۳.۱۶۶۷	۹۶.۸۳۳۳	۷۹.۲۵

جدول (۵۱-۵) Sensitivity ۷ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۹.۱۸۷۵	۹۳.۲۵	۹۵.۵۸۳۳	۹۹.۹۷۹۳	۹۸.۱۴۵۸

جدول (۵۲-۵) جدول کلی معیارها، ۱۰ نمونه طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۳.۳۰۶۷	۷۷.۹۱۶۷	۹۷.۰۳۹۳
Overall	Variance	۵۰.۹۸۴۷	۵۶۱.۴۵۰۷	۹.۸۸۴۷

۵. انتخاب ۱۰ نمونه از ابتدای طیف والش و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

در این قسمت طیف والش داده هایی که با ۳۲ نمونه مدل شده اند بدست آمده است و سپس با استفاده از تنها ۱۰

نمونه ابتدای این طیف طبقه بندی توسط SVM صورت گرفته است

جدول (۵۳-۵) Accuracy ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۹۸.۱	۸۴.۵	۹۵.۴	۹۹.۷۳۳۳	۹۳.۶۶۶۷

جدول (۵۴-۵) Specificity ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۹۵	۵۳.۵۸۳۳	۹۳.۱۶۶۷	۹۸.۶۶۶۷	۷۷.۵۸۳۳

جدول (۵۵-۵) Sensitivity ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۸.۸۷۵	۹۲.۲۳۹۲	۹۶.۲۰۸۳	۱۰۰	۹۷.۶۸۷۵

جدول (۵۶-۵) جدول کلی معیارها، ۱۰ نمونه طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۹۴.۲۸	۸۳.۴	۹۷
Overall	Variance	۳۵.۴۰۲۵	۳۴۱.۸۳۹۲	۹.۰۹۳۹

با مقایسه جداول (۵۶-۵) و (۵۲-۵) و (۴۸-۵) و (۴۴-۵) ملاحظه می گردد با استفاده از ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش نتایج خوبی بدست آمده است.

۶. کاهش ویژگی توسط PCA

در این آزمایش سیگنال قلب با ۳۲ نمونه را با اعمال روش PCA کاهش ویژگی یافته است و به ۵ و ۷ و ۱۰ نمونه رسیده است روش PCA یکبار بر روی سیگنال خام انجام شده است و در بار دیگر بر روی طیف والش نمونه ها اعمال شده است نتایج در جداول (۴۹-۵) تا (۵۶-۵) موجود است.

جدول (۵۷-۵) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۵	۹۲.۹۸۳۳	۷۹.۱	۹۰.۸۳۳۳	۹۸.۵۶۶۷	۹۴.۵۵
Accuracy	۷	۹۷.۳	۷۹.۱۵	۹۴.۸۱۶۷	۹۹.۰۵	۹۴
Accuracy	۱۰	۹۸.۵۵	۸۶.۰۸۳۳	۹۵.۴۳۳۳	۹۹.۸	۹۴.۴۳۳۳

جدول (۵۸-۵) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۵	۷۹.۱۶۶۷	۰	۷۴.۵	۹۴.۹۱۶۷	۸۰.۴۱۶۷
Specificity	۷	۹۲.۶۶۶۷	۲۶.۶۶۶۷	۸۷.۷۵	۹۵.۶۶۶۷	۷۸.۷۵
Specificity	۱۰	۹۵.۶۶۶۷	۶۰.۸۳۳۳	۹۰.۷۵	۹۹	۸۰.۴۱۶۷

جدول (۵-۵۹) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۵	۹۶.۴۳۷۵	۹۸.۸۷۵	۹۴.۹۱۶۷	۹۹.۴۷۹۲	۹۸.۰۸۳۳
Sensitivity	۷	۹۸.۴۵۸۳	۹۲.۲۷۰۸	۹۶.۵۸۳۳	۹۹.۸۹۵۸	۹۷.۸۱۲۵
Sensitivity	۱۰	۹۹.۲۷۰۸	۹۲.۳۹۵۸	۹۶.۶۰۴۲	۱۰۰	۹۷.۹۳۷۵

جدول (۵-۶۰) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط PCA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Sample	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۵	۹۱.۲۰۶۷	۶۵.۸	۹۷.۵۵۸۳
Overall	Mean	۷	۹۲.۸۶۳۳	۷۶.۳	۹۷.۰۰۴۲
Overall	Mean	۱۰	۹۴.۸۶	۸۵.۲۳۳۳	۹۷.۲۴۱۷
Overall	Variance	۵	۵۳.۸۰۲۸	۱۴۱۱.۳۵	۳.۴۸۳۴
Overall	Variance	۷	۶۲.۷۸۰۵	۸۱۰.۸۷۶۹	۸.۴۲۷۸
Overall	Variance	۱۰	۲۸.۸۹۰۲	۳۳.۸۳۰۴	۹.۰۳۴۷

در این قسمت نتایج آزمایشاتی که بر روی طیف والش، روش PCA اعمال شده است آورده شده است.

جدول (۵-۶۱) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۵	۹۳.۰۱۶۷	۷۹.۶۳۳۳	۹۱.۲۳۳۳	۹۸.۷۶۶۷	۹۴.۵۶۶۷
Accuracy	۷	۹۷.۴۱۶۷	۷۸.۳۱۶۷	۹۴.۴۵	۹۸.۹۵	۹۴.۰۶۶۷
Accuracy	۱۰	۹۸.۵	۸۶.۱۳۳۳	۹۵.۶	۹۹.۶۳۳۳	۹۳.۷۱۶۷

جدول (۵-۶۲) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۵	۷۹.۴۱۶۷	۰	۷۹.۴۱۶۷	۹۵.۲۳۳۳	۸۱.۱۶۶۷
Specificity	۷	۹۴.۱۶۶۷	۳۰.۱۶۶۷	۸۹.۰۸۳۳	۹۵.۴۱۶۷	۷۸.۰۸۳۳
Specificity	۱۰	۹۵.۱۶۶۷	۵۹.۵	۹۰.۷۵	۹۸.۵	۷۸.۵

جدول (۶۳-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۵	۹۶.۴۱۶۷	۹۹.۵۴۱۷	۹۴.۱۸۷۵	۹۹.۶۳۵	۹۷.۹۱۶۷
Sensitivity	۷	۹۸.۲۳۹۳	۹۲.۸۵۴۳	۹۵.۷۹۱۷	۹۹.۸۳۳۳	۹۸.۰۶۳۵
Sensitivity	۱۰	۹۹.۳۳۳۳	۹۲.۷۹۱۷	۹۶.۸۱۲۵	۹۹.۹۱۶۷	۹۷.۵۲۰۸

جدول (۶۴-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط PCA بر روی طیف والش و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	۵	۹۱.۴۴۳۳	۶۷.۰۶۶۷	۹۷.۵۳۷۵
Overall	۷	۹۳.۶۴	۷۵.۳۸۳۳	۹۶.۹۵۴۳
Overall	۱۰	۹۴.۷۱۶۷	۸۴.۴۸۳۳	۹۷.۳۷۵

با مقایسه جداول (۶۴-۵) و (۶۰-۵) ملاحظه می گردد روش PCA بر روی طیف والش نتایج را زیاد بهبود نمی بخشد.

۷. کاهش ویژگی توسط LDA

در این آزمایش سیگنال قلب با ۳۲ نمونه را با اعمال روش LDA کاهش ویژگی یافته است و به ۱۰ نمونه رسیده است نتایج در جداول (۵۷-۵) تا (۶۰-۵) موجود است.

جدول (۶۵-۵) Accuracy نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۱۰	۹۴.۸۱۶۷	۹۰.۸۸۳۳	۹۴.۸۳۳۳	۹۹.۰۱۶۷	۹۳.۰۸۳۳

جدول (۶۶-۵) Specificity نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۱۰	۸۳.۷۵۰۰	۷۶.۰۸۳۳	۸۸.۵۸۳۳	۹۵.۹۱۶۷	۷۸.۹۱۶۷

جدول (۶۷-۵) Sensitivity نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Sample	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۱۰	۹۷.۵۸۳۳	۹۴.۵۸۳۳	۹۶.۳۹۵۸	۹۹.۷۹۱۷	۹۶.۶۳۵۰

جدول (۶۸-۵) جدول کلی معیارها نمونه های کاهش یافته توسط LDA و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Sample	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۱۰	94.52	84.65	۹۶.۹۹۵۸
Overall	Variance	۱۰	۸.۹۳۴۰	۶۳۳۶۹۶	۳.۶۳۰۰

۵- ۹- انتخاب ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی توسط ماشین بردار پشتیبان

به منظور اینکه بتوان بین روشهایی که با استفاده از تبدیل والش تعداد نمونه ها را تا ۱۰ نمونه کاهش داده شده است و استفاده مستقیم از ۱۰ نمونه پیرامون پیک R که بیشترین اطلاعات سیگنال قلب در آنجاست مقایسه انجام شود از پیرامون پیک R ۱۰ نمونه انتخاب شده است و توسط SVM طبقه بندی شده است نتایج در جداول زیر آمده است همانطور که ملاحظه می شود دقت در این روش به شدت کاهش می یابد.

جدول (۶۹-۵) Accuracy ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Accuracy	۸۶.۲	۷۸.۲۶۶۷	۹۰.۵۸۳۳	۹۹.۳۸۳۳	۹۰.۴۵

جدول (۷۰-۵) Specificity ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Specificity	۵۶.۳۳۳۳	۰.۷۵	۸۴.۷۵	۹۷.۱۶۶۷	۶۳.۰۸۳۳

جدول (۷۱-۵) Sensitivity ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM

Event	Normal	LBBB	RBBB	Paced Beat	PVC
Sensitivity	۹۳.۶۶۶۷	۹۷.۶۴۵۸	۹۳.۰۴۱۷	۹۹.۹۳۷۵	۹۷.۳۹۱۷

جدول (۷۲-۵) جدول کلی معیارها، ۱۰ نمونه پیرامون پیک R و طبقه بندی کننده SVM

Event	Event	Accuracy	Specificity	Sensitivity
Overall	Mean	۸۸.۹۷۶۷	۶۰.۴۱۶۷	۹۶.۱۱۶۷
Overall	Variance	۵۸.۸۶۵۸	۱۳۸۱.۶۴۳۰	۱۰.۳۳۱۴

همانطور که ملاحظه می شود دقت در این روش بسیار کم می شود. لذا این روش توصیه نمی گردد.

۵- ۱۰- نمودارهای مقایسه ای

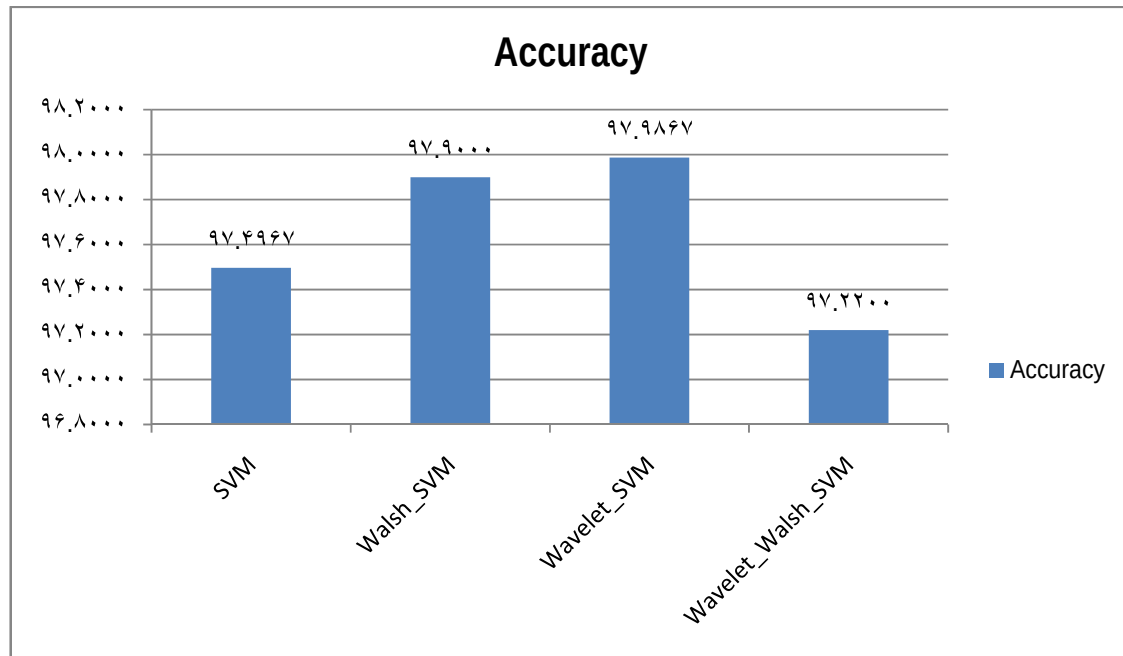
۵- ۱۰- ۱- مقایسه روش پیشنهادی با سایر روش ها

در این بخش نتایج مقایسه ای روش پیشنهادی و دیگر روشها، آورده شده است. روش های بکار رفته شده به صورت زیر خلاصه می گردد:

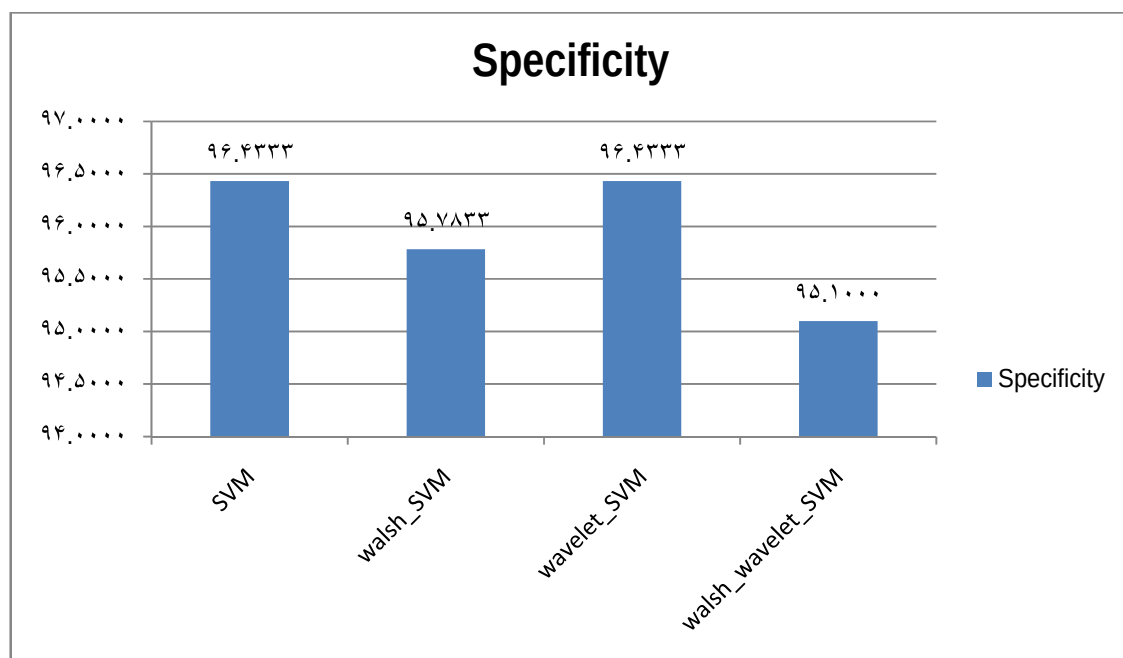
- سیگنال قلب به صورت خام توسط SVM طبقه بندی شود.
- طیف والش سیگنال قلب توسط SVM طبقه بندی شود.
- تبدیل ویولت سیگنال قلب توسط SVM طبقه بندی شود.
- طیف والش تبدیل ویولت سیگنال قلب توسط SVM طبقه بندی شود

همچنین یادآوری می گردد که جهت مقایسه ، مانند آزمایشات قبلی پارامترهای دقت ، حساسیت و اختصاصی بودن بکار رفته است. نتایج مختلف در شکل‌های (۱۵_۵) تا (۱۷_۵) رسم شده است. همانطور که در نمودار شکل (۱۵_۵) ملاحظه می شود توسط تبدیل والش دقت طبقه بندی بهتر می گردد گرچه تبدیل ویولت نیز دقت خوبی در طبقه

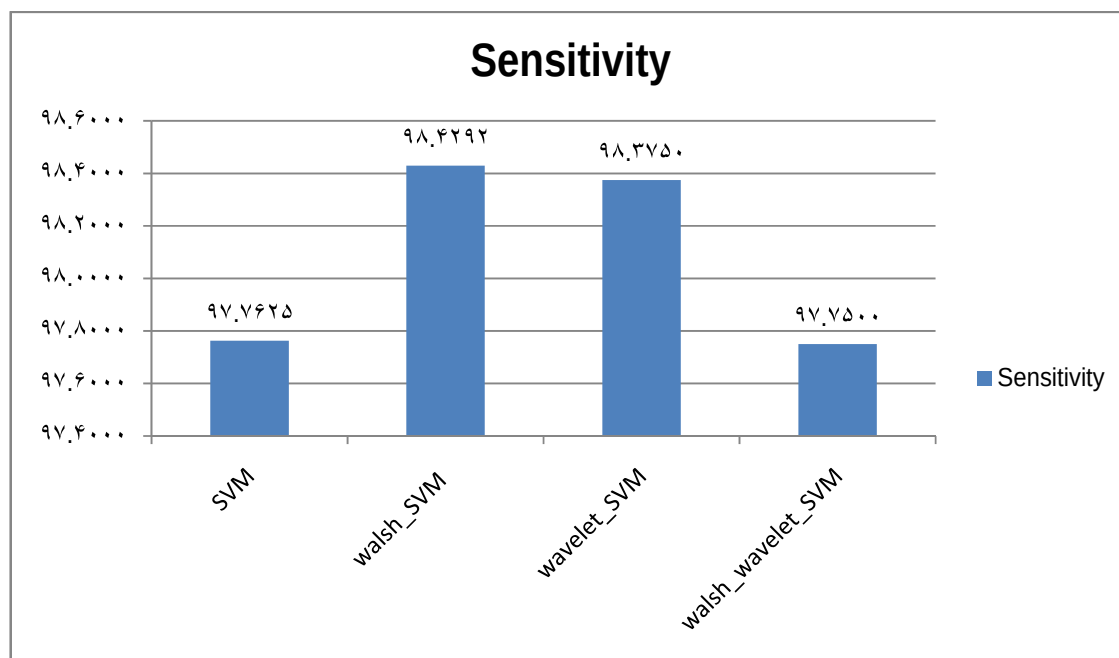
بندی آریتمی های قلبی دارد ولی با توجه به سادگی و سرعت تبدیل والش و پیچیدگی محاسباتی زیاد تبدیل ویولت، طیف والش در زمینه طبقه بندی آریتمی های قلبی بسیار سودمند است.



شکل (۵-۱۵) متوسط Accuracy بدست آمده در روش های متفاوت با مدل ۲۵۶ نمونه ای



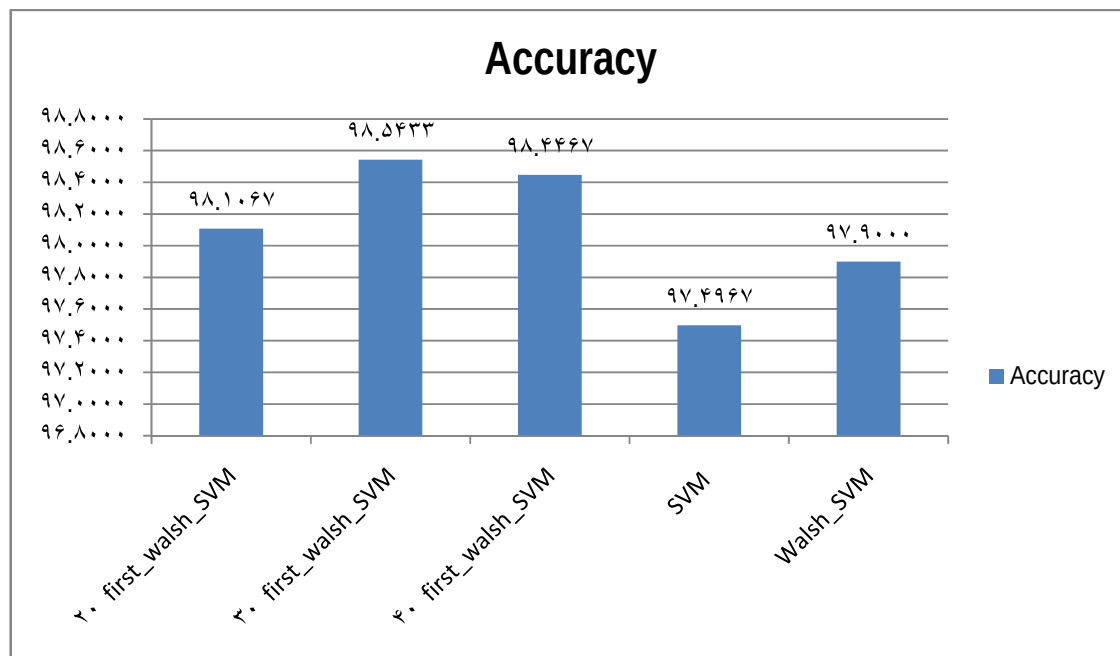
شکل (۱۶-۵) متوسط Specificity بدست آمده در روش های متفاوت با مدل ۲۵۶ نمونه ای



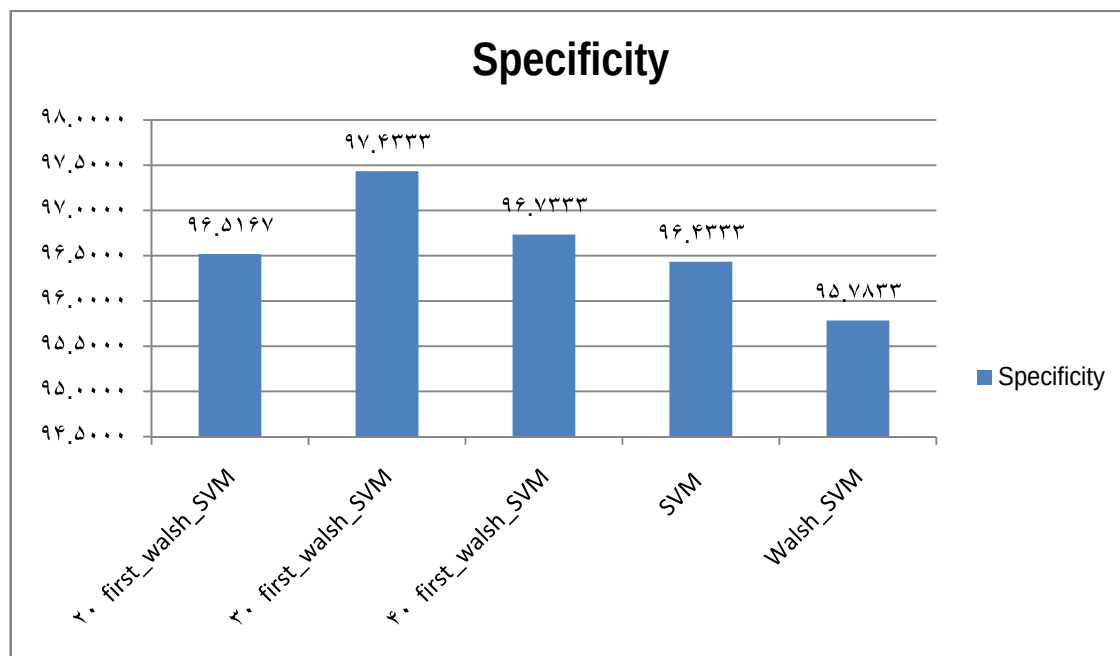
شکل (۱۷-۵) متوسط Sensitivity بدست آمده در روش های متفاوت با مدل ۲۵۶ نمونه ای

۵- ۱۰- ۲ - نمودارهای مقایسه ای حاصل از روشهای کاهش ویژگی

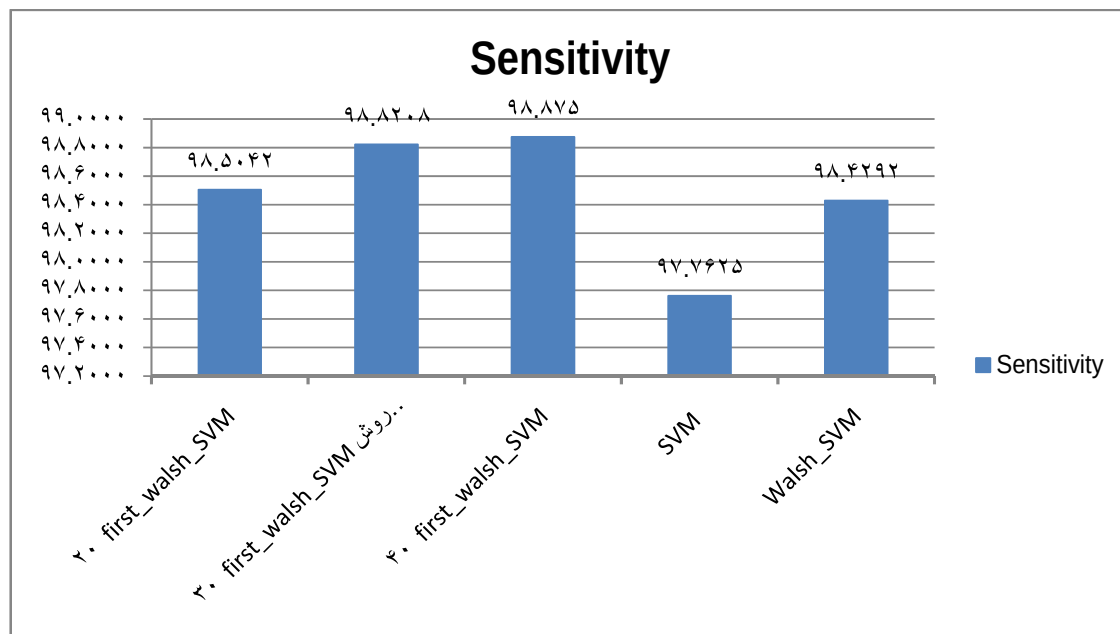
در شکل‌های (۲۱-۵) تا (۲۳-۵) نتایج حاصل از طبقه بندی سیگنال کاهش ویژگی یافته و سیگنال ۲۵۶ نمونه ای با طیف والش و بدون طیف والش آمده است قابل توجه است که توسط طیف والش طبقه بندی با دقت بهتری انجام می گیرد و با توجه به اینکه محتوی انرژی در طیف والش با افزایش اندیس به صورت نمایی کاهش می یابد، در زمانی که کاهش نمونه ها با حدود ۳۰ نمونه، با این طیف انجام می گیرد حتی از زمانی که کل نمونه ها را در اختیار داریم دقت بهتری خواهیم داشت.



شکل (۱۸-۵) متوسط Accuracy بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۲۵۶ نمونه ای

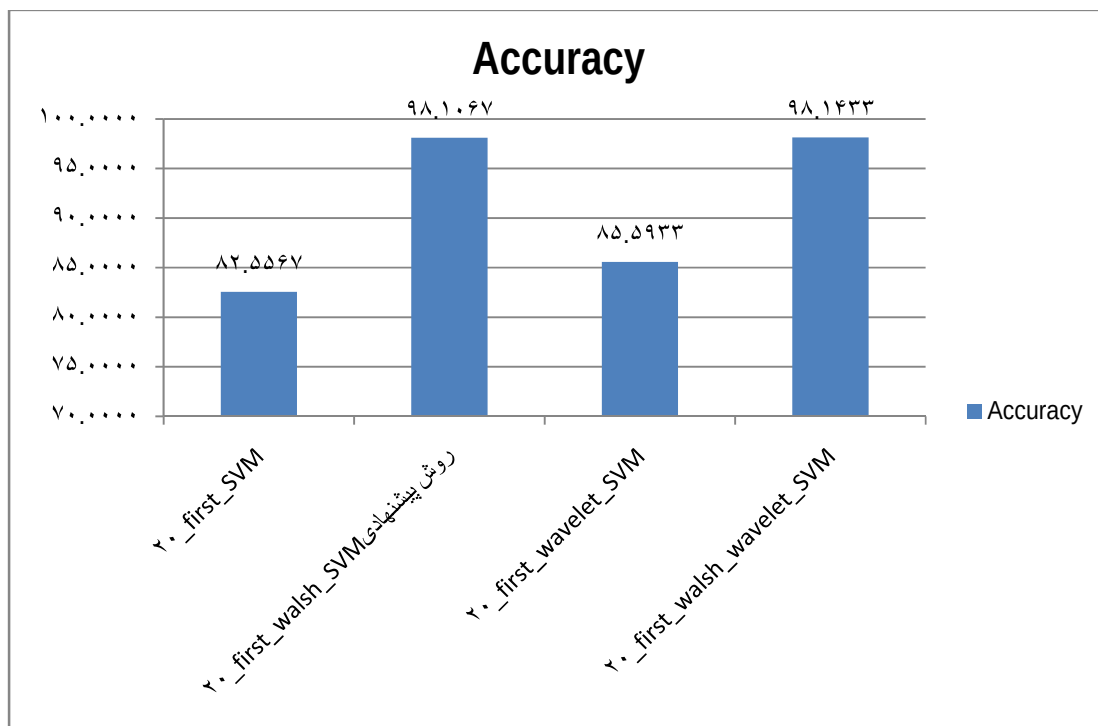


شکل (۱۹-۵) متوسط Specificity بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۲۵۶ نمونه ای

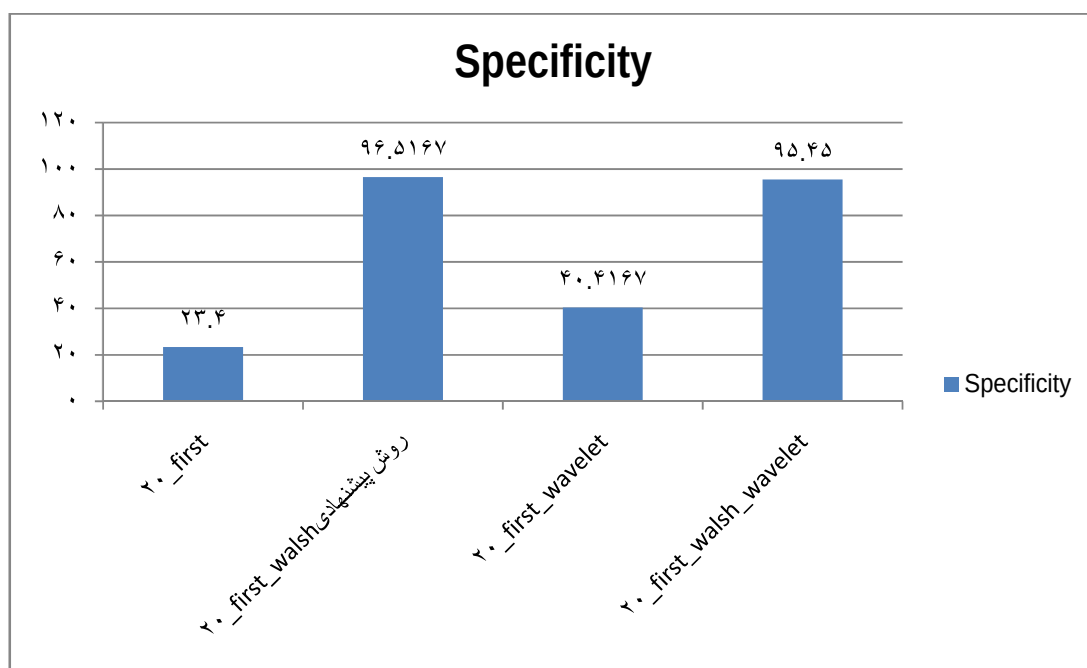


شکل (۲۰-۵) متوسط Sensitivity بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۲۵۶ نمونه ای

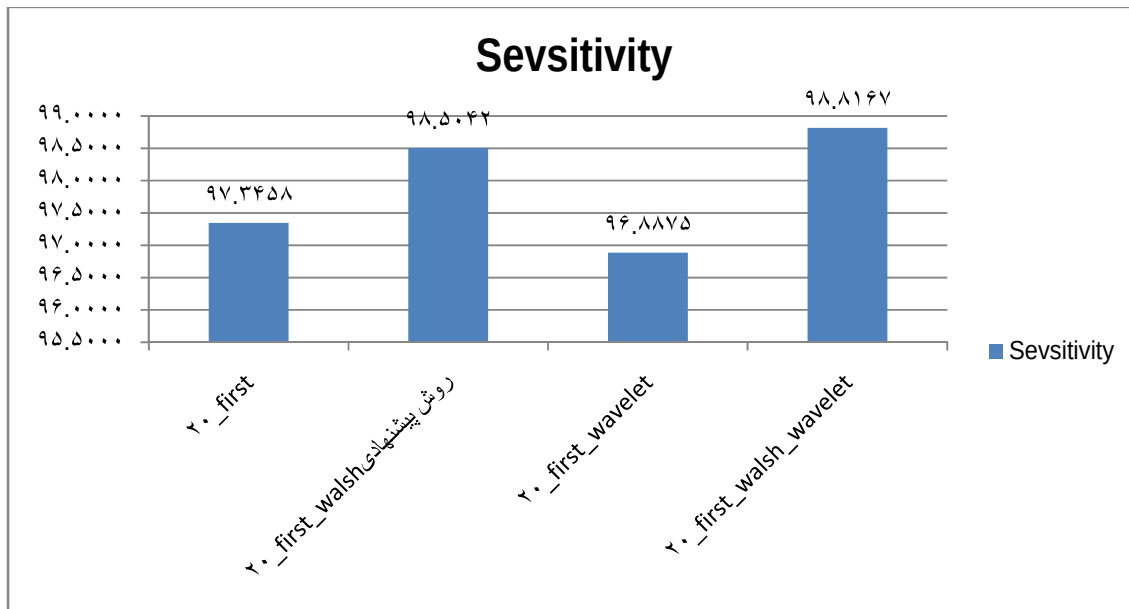
در شکل‌های (۲۴-۵) تا (۲۶-۵) مقادیر متوسط دقت، اختصاصی بودن و حساسیت برای ۲۰ نمونه ابتدایی با استفاده از روش‌های سیگنال خام، تبدیل والش، تبدیل ویولت، رسم شده است چنانچه قسمتی از اطلاعات از ابتدای سیگنال از دست برود، با تبدیل والش می‌توان اطلاعات سیگنال را در نمونه‌های کم ذخیره نمود لذا پاسخ در جایی که از طیف والش استفاده شده است به طور چشمگیری بهبود یافته است. همانطور که ملاحظه می‌شود چنانچه فقط ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال خام را در دست داشته باشیم و آنها را طبقه بندی کنیم دقت طبقه بندی ۵۲.۵۵۶۷٪ می‌باشد در حالیکه طبقه بندی با ۲۰ نمونه ابتدایی طیف والش دقتی در حدود ۸۱.۰۶۷٪ را دارد. با توجه به نمودارهای (۲۱-۵) تا (۲۳-۵) ملاحظه می‌گردد که تبدیل ویولت به همراه والش نتیجه راچندان بهبود نمی‌بخشد.



شکل (۲۱-۵) متوسط Accuracy بدست آمده با ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال و مدل ۲۵۶ نمونه ای توسط روشهای مختلف

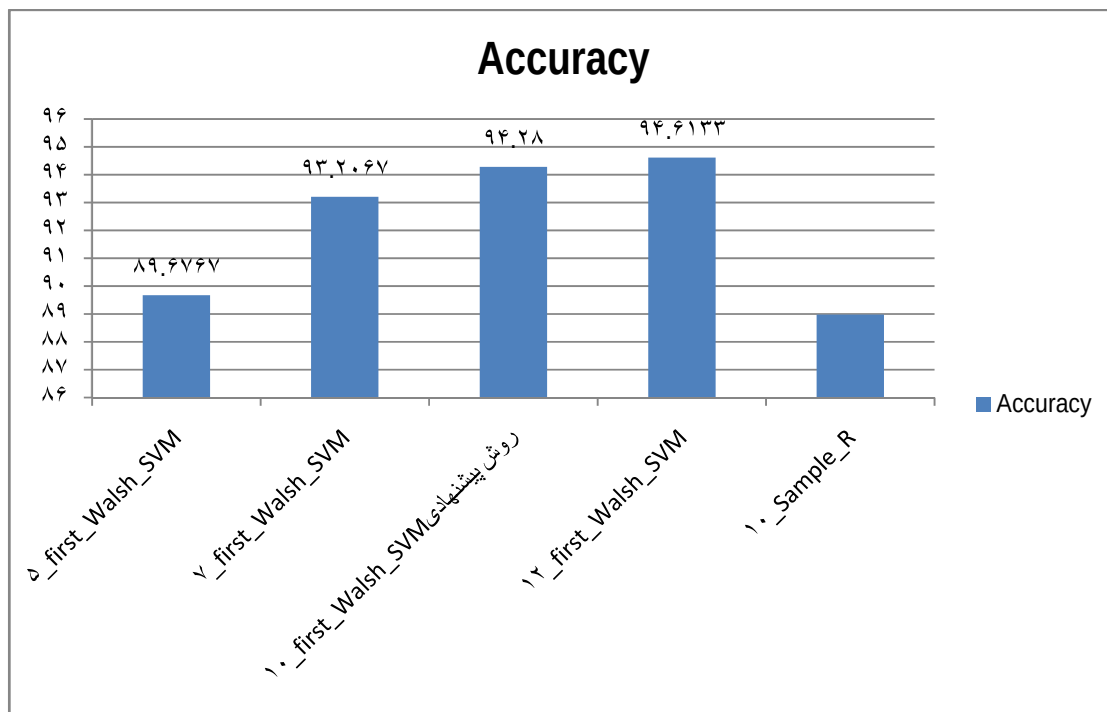


شکل (۲۲-۵) متوسط Specificity بدست آمده با ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال و مدل ۲۵۶ نمونه ای توسط روشهای مختلف

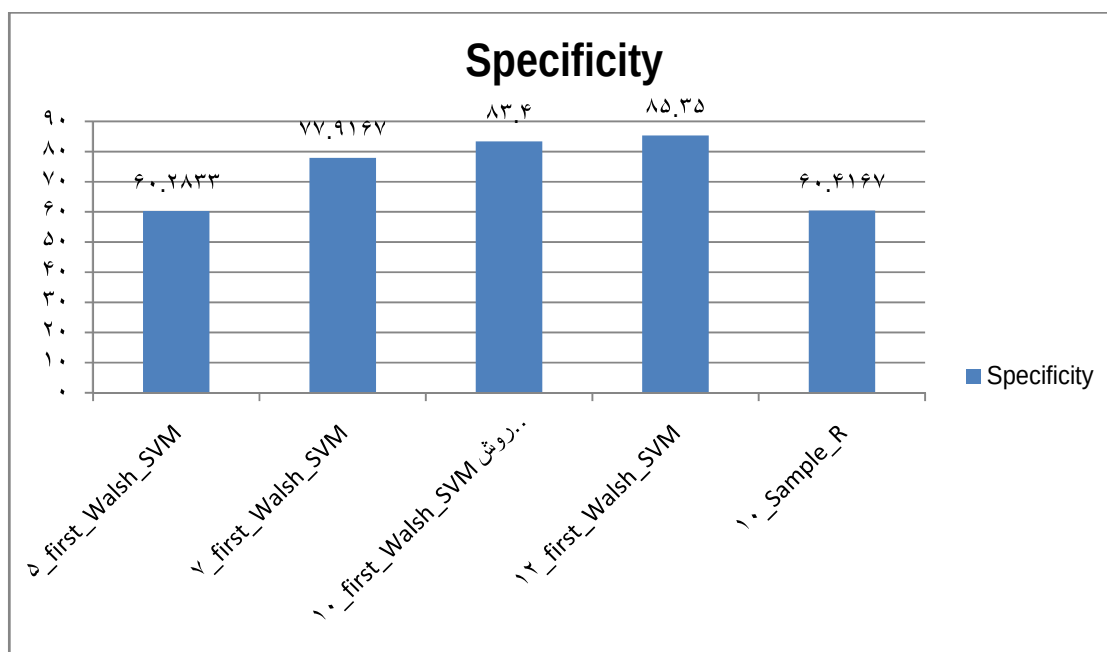


شکل (۲۳-۵) متوسط Sensitivity بدست آمده با ۲۰ نمونه ابتدای سیگنال و مدل ۲۵۶ نمونه ای توسط روشهای مختلف

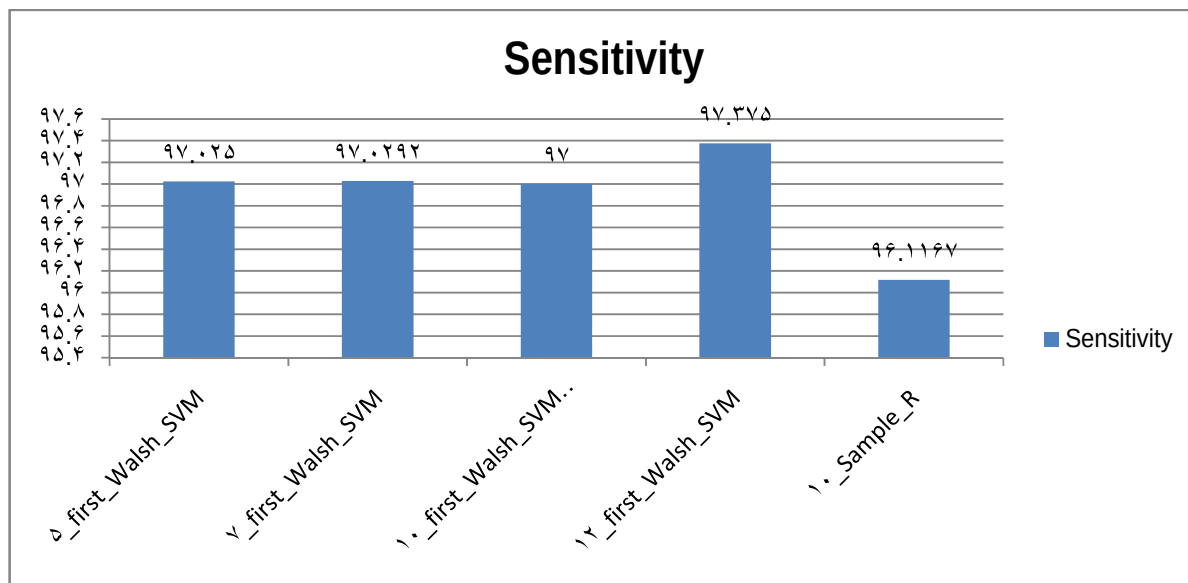
در شکل‌های (۲۴-۵) تا (۲۶-۵) نتایج حاصل از کاهش نمونه های طیف والش به ترتیب ۵، ۷ و ۱۰ نمونه نشان داده شده است با تنها ۱۰ نمونه، آریتمی ها با ۹۴٪ دقت طبقه بندی صورت گرفته است به دلیل اینکه با افزایش نمونه ها از ۱۰ به بالا تفاوت چندانی در دقت دیده نمی شود. لذا در روش پیشنهادی با استفاده از ۳۲ نمونه ، انتخاب ۱۰ نمونه ابتدایی طیف والش، پیشنهاد می شود.



شکل (۲۴-۵) متوسط Accuracy بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۳۲ نمونه ای



شکل (۲۵-۵) متوسط Specificity بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۳۲ نمونه ای



شکل (۵-۲۶) متوسط Sensitivity بدست آمده با کاهش ویژگی توسط طیف والش با مدل ۳۲ نمونه ای

۵- ۱۱- مقایسه روش پیشنهادی با سایر روشهای کاهش ویژگی

در این قسمت نتایج حاصل از کاهش ویژگی توسط PCA و LDA و روش پیشنهادی آورده شده است. چنانچه از شکل‌های (۵-۲۷) تا (۵-۳۲) ملاحظه می شود ضمن اینکه استفاده از تبدیل والش، نتایج را بهبود بخشیده است در مقایسه با سایر روشهای کاهش ویژگی از مزایای زیر برخوردار است:

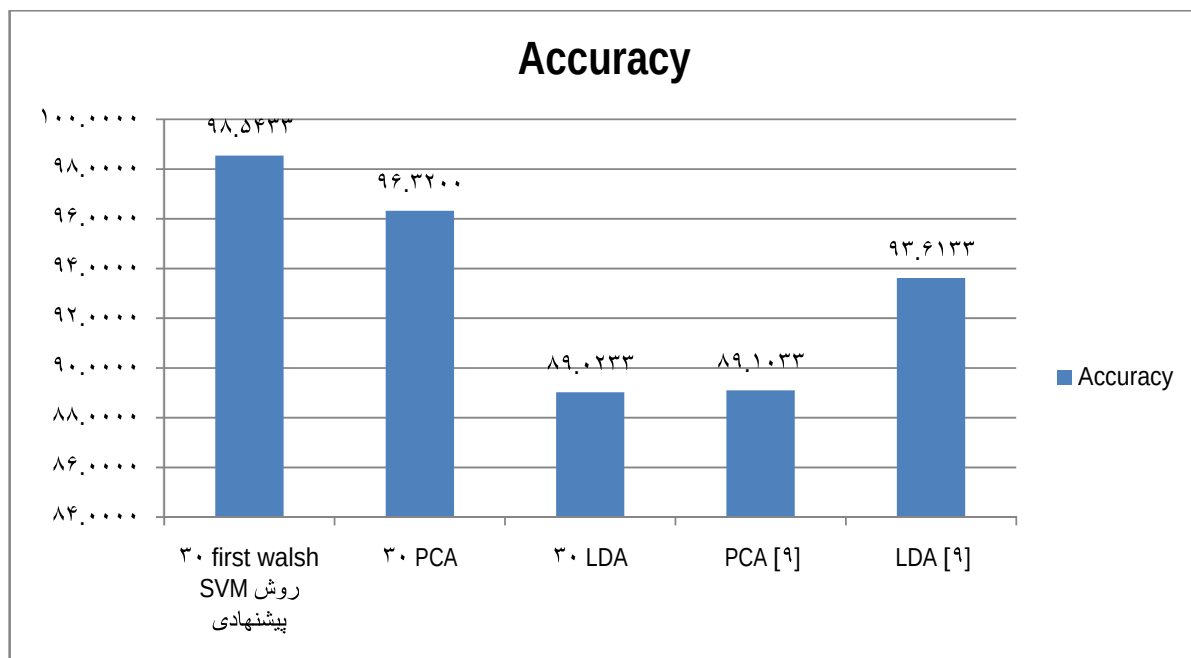
- این روشها به دلیل ماهیت تبدیل والش که در محاسبه آن فقط اعمال جمع و تفریق وجود دارد، پیچیدگی محاسباتی کمی دارند
- به دلیل سرعت زیاد تبدیل والش، روشهای پیشنهادی سریع می باشند.
- با استفاده از تبدیل والش چنانچه قسمتی از انتهای سیگنال از دست برود طبقه بندی آریتمی ها همچنان با دقت خوبی صورت می گیرد.
- در بسیاری از روشهای کاهش ویژگی، به استخراج ویژگی از روی شکل موج قلب نیاز است که تقریباً یا به صورت کاملاً خودکار قابل حصول نیست و یا اینکه با خطای بسیار زیادی همراه است. و یا اینکه بدست آوردن

ویژگیهای سیگنال قلب مستلزم عملیات ریاضی بسیار زیادی است. ولی در روش پیشنهادی این تحقیق، نیازی به یافتن ویژگی های سیگنال قلب مثل موج P، قطعه ST و... وجود ندارد.

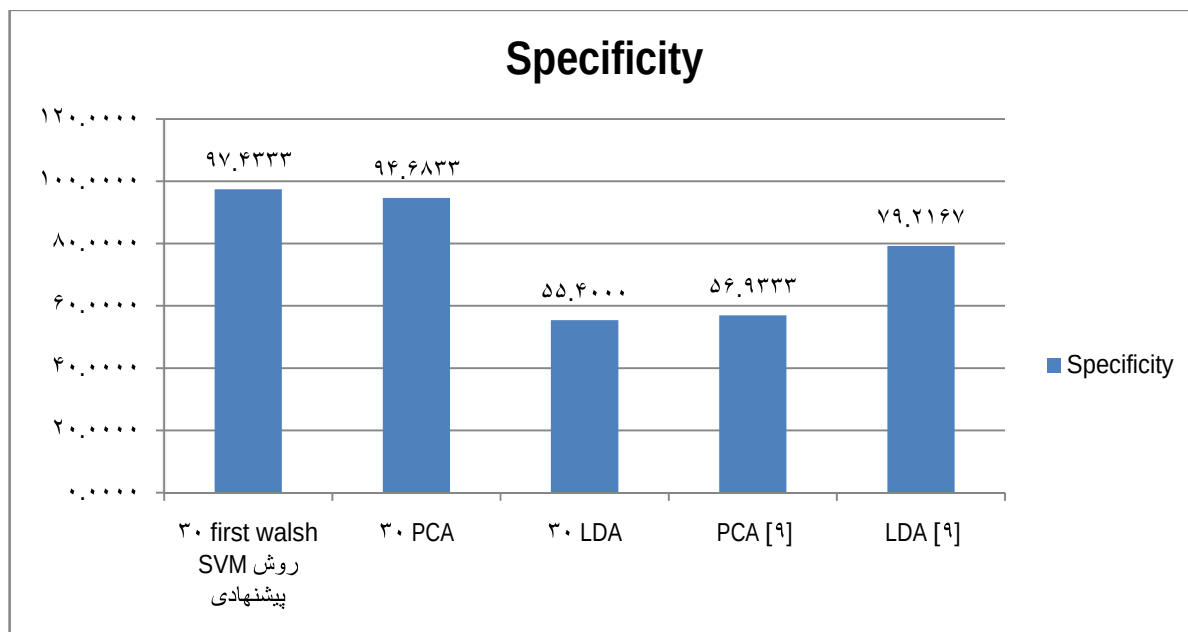
- برای استفاده از روش LDA، نیاز به یافتن معکوس ماتریس می باشد که ممکن است در برخی موارد محاسبه آن ممکن نباشد.

در این بخش مقایسه در پنج دسته به شرح زیر وجود دارد که این روشها بر روی کل سیگنال اعمال شده است:

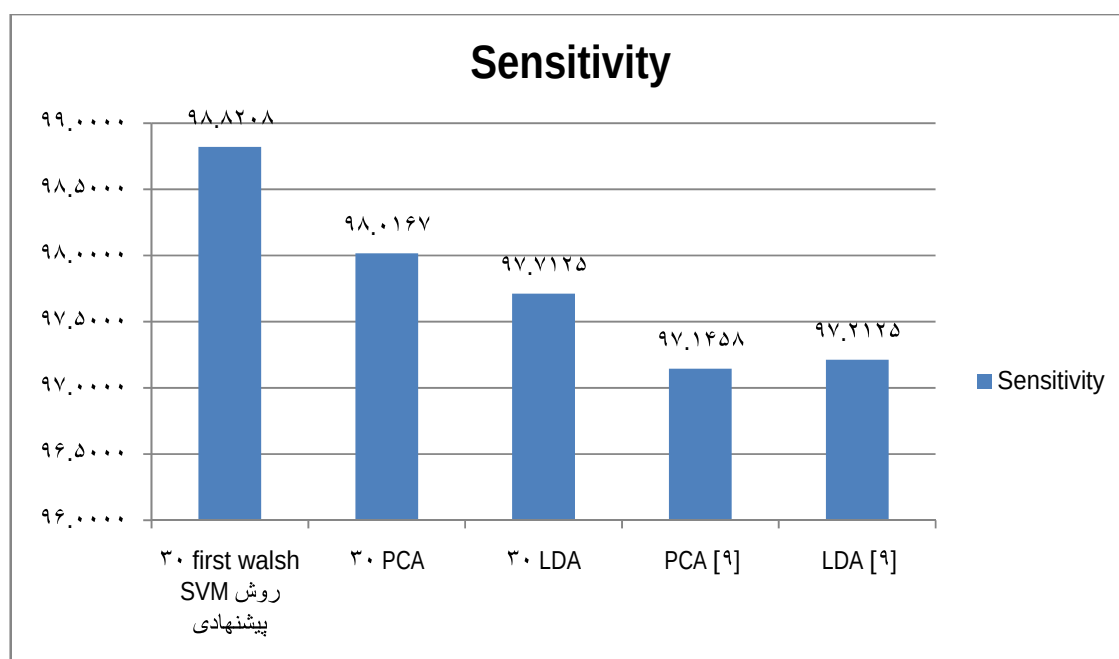
- (۱) استفاده از اندیسهای ابتدایی طیف والش (روش پیشنهادی)
- (۲) استفاده از PCA بدون استخراج ویژگی
- (۳) استفاده از LDA بدون استخراج ویژگی
- (۴) استفاده از PCA بر روی هفده ویژگی استخراج شده توسط تبدیل ویولت، روش پیشنهادی در مرجع [۹]
- (۵) استفاده از LDA بر روی هفده ویژگی استخراج شده توسط تبدیل ویولت، روش پیشنهادی در مرجع [۹]



شکل (۵-۲۷) متوسط Accuracy بدست آمده با ۳۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال و مقایسه آن با LDA PCA



شکل (۲۸-۵) متوسط Specificity بدست آمده با ۳۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال ومقایسه آن با PCA و LDA



شکل (۲۹-۵) متوسط Sensitivity بدست آمده با ۳۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال ومقایسه آن با PCA و LDA

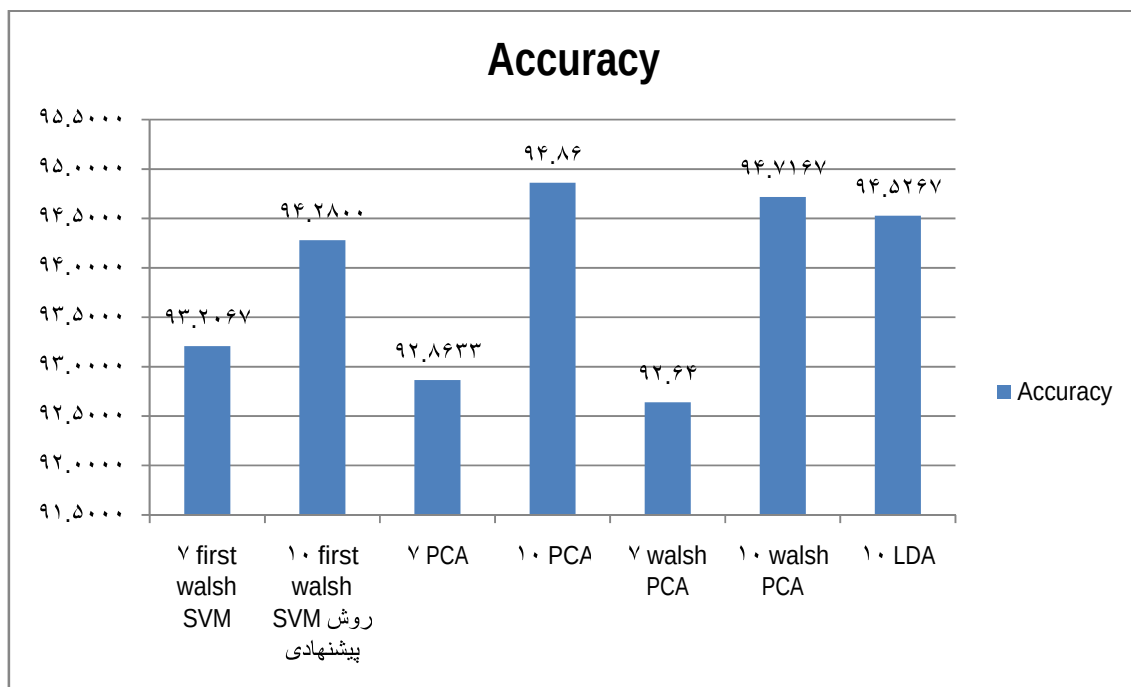
در این بخش مقایسه در چهار نوع به شرح زیر وجود دارد که این روشها بر روی کمپلکس QRS سیگنال اعمال شده است:

(۱) استفاده از اندیسهای ابتدایی طیف والش (روش پیشنهادی)، ۷ و ۱۰ نمونه ابتدایی

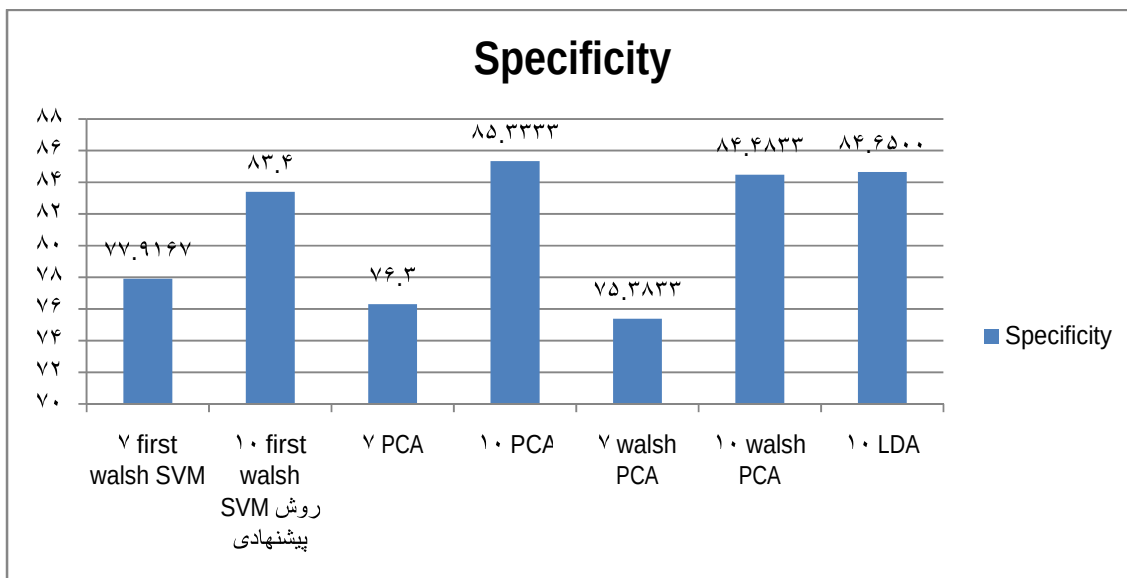
(۲) استفاده از PCA بدون استخراج ویژگی و کاهش به ۷ و ۱۰ نمونه

(۳) استفاده از LDA بدون استخراج ویژگی و کاهش به ۱۰ نمونه

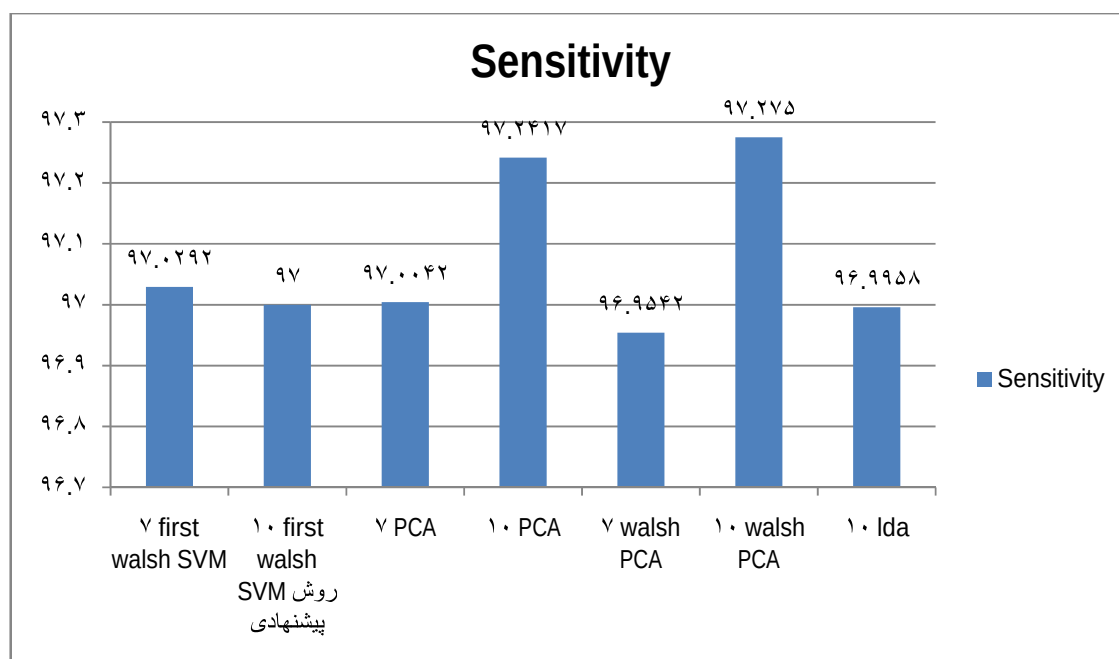
(۴) استفاده از PCA بر روی طیف والش و کاهش به ۷ و ۱۰ نمونه



شکل (۵-۳۰) متوسط Accuracy بدست آمده با ۷ نمونه و ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال و مقایسه آن با PCA و LDA



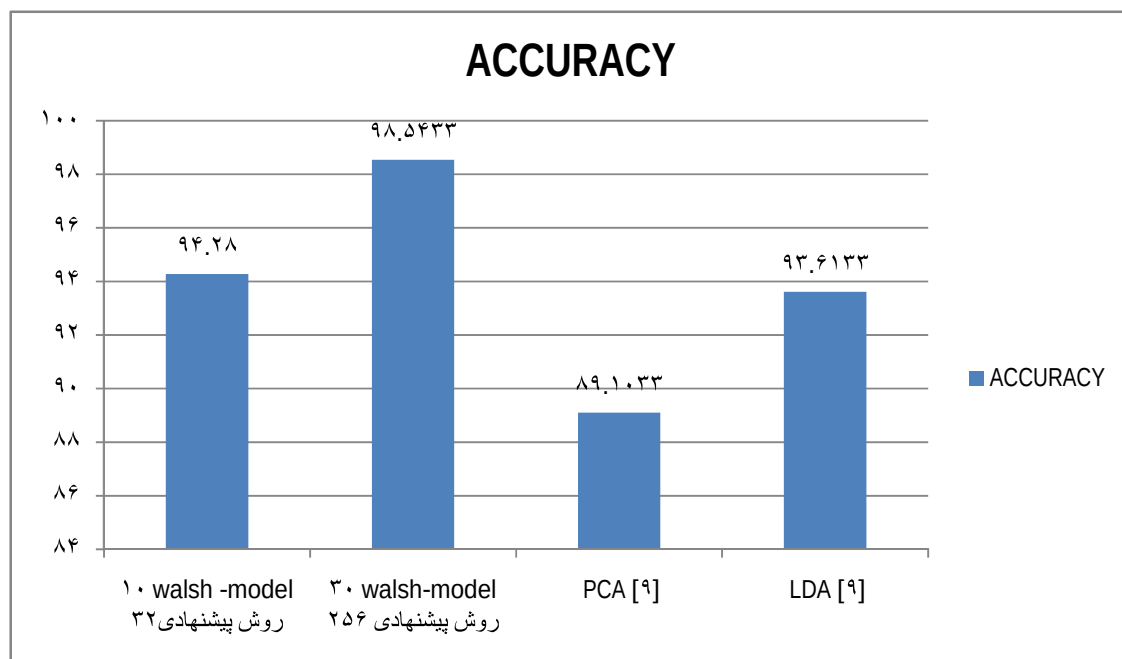
شکل (۳۱-۵) متوسط Specificity بدست آمده با ۷ نمونه و ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال ومقایسه آن با PCA و LDA



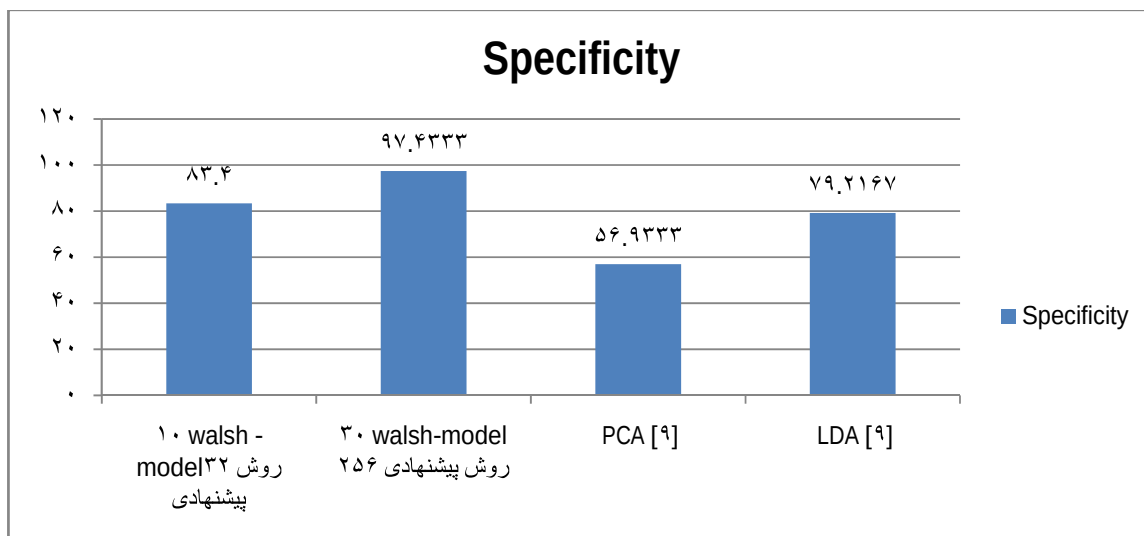
شکل (۳۲-۵) متوسط Sensitivity بدست آمده با ۷ نمونه و ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش سیگنال ومقایسه آن با PCA و LDA

گرچه نتایج روش PCA با نتایج روش پیشنهادی با مدلینگ ۳۲ تفاوت چندانی ندارد روش پیشنهادی بسیار ساده تر و سریعتر از روشهای دیگر می باشد.

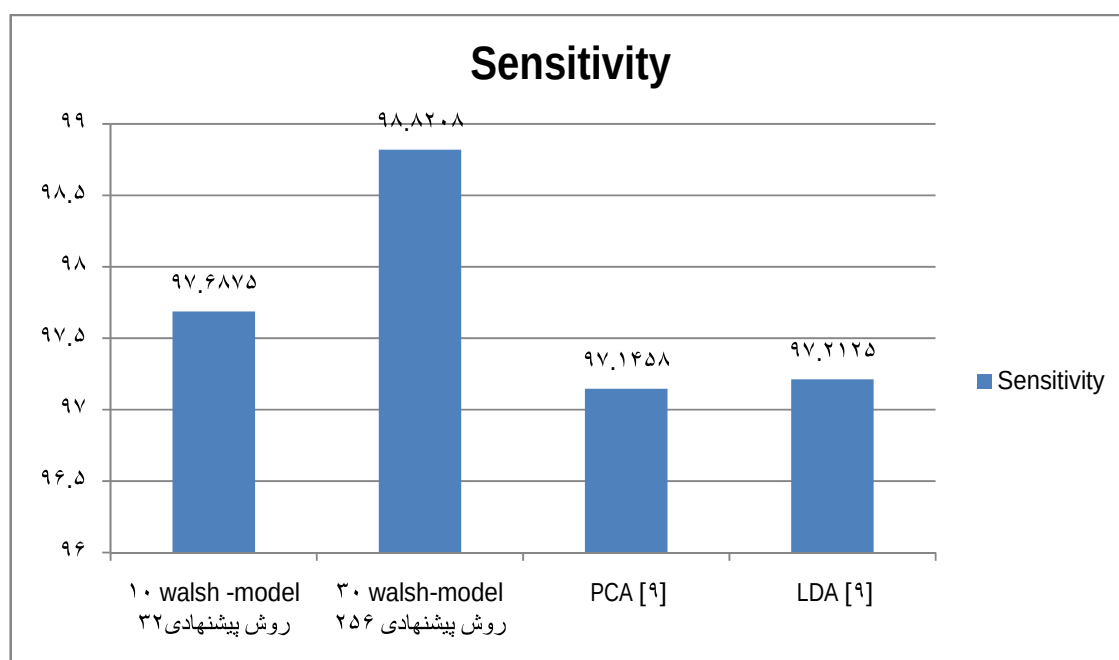
در شکلهای (۳۳-۵) تا (۳۵-۵) روشهای استفاده شده در مرجع [۹] و روش پیشنهادی این تحقیق با کل سیگنال و استفاده از کمپلکس QRS مقایسه شده است.



شکل (۳۳-۵) متوسط Accuracy بدست آمده توسط روش پیشنهادی با هر دو مدلینگ و مقایسه آن با PCA [۹] و LDA [۹]



شکل (۳۴-۵) متوسط Specificity بدست آمده توسط روش پیشنهادی با هر دو مدلینگ و مقایسه آن با PCA [۹] و LDA [۹]



شکل (۳۵-۵) متوسط Sensitivity بدست آمده توسط روش پیشنهادی با هر دو مدلینگ و مقایسه آن با PCA [۹] و LDA [۹]

فصل ششم: نتیجه گیری و پیشنهادات

۶- ۱- مقدمه

چنانچه می دانیم فرد بیماری که در CCU بستری است مانیتور کردن لحظه به لحظه سیگنال ECG و تشخیص هر چه سریعتر وضعیت قلب او اهمیت ویژه ای دارد. در تحقیقاتی که تاکنون در این زمینه صورت گرفته است بیشتر تاکید روی بالا بردن دقت تشخیص آریتمی بوده است و روی سرعت تشخیص بیماری کار قابل ملاحظه ای صورت نگرفته است.

در این پایان نامه با استفاده از تبدیل والش، روشهایی سریع برای کاهش ویژگی در سیگنال الکتروکاردیوگرام ارائه شده است و دسته بندی ضربانهای سالم و مریض و شناخت آن را از روی این سیگنال کاهش نمونه یافته به درستی و با سرعت بالایی نسبت به سایر روشهای کاهش ویژگی انجام می دهد. در این فصل خلاصه ای از روشهای پیشنهادی ارائه می شود، نتایج حاصل از این روش بررسی گشته، و نهایتاً توصیه هایی جهت ادامه کار بیان می گردد.

۶- ۲- مروری بر روش پیشنهادی

تحقیقات انجام شده تاکنون در زمینه کاهش ویژگی های سیگنال قلب با استفاده از روشهای PCA و LDA بوده است ولی در این روشها نیاز به یافتن ویژگی هایی از سیگنال قلب مانند موج P و قطعه ST و... می باشد که بدست آوردن آنها بدون دخالت کاربر یا غیر ممکن است و یا اینکه با خطای زیادی همراه است [۴] چنانچه از این ویژگیها در سیگنال قلب استفاده نگردد نیاز به استفاده از روشهای زمانبری مانند تبدیل ویولت برای یافتن ویژگی ها است. [۹]

در روش پیشنهادی اعمال شده به کل سیگنال قلب در رابطه با کاهش نمونه های سیگنال قلب از طیف والش استفاده شده است. با توجه به این مطلب که در طیف والش در اندیسهای ابتدایی طیف اطلاعات بیشتری وجود دارد [۵] لذا می توان طیف والش سیگنال الکتروکاردیوگرام را بدست آورد و با استفاده از ۳۰ نمونه ابتدای طیف والش، طبقه بندی آریتمی ها را انجام داد.

روش دیگری که در این تحقیق استفاده شده است مدل کردن سیگنال قلب با ۳۲ نمونه پیرامون پیک R و انتخاب ۱۰ نمونه ابتدای طیف والش این ۳۲ نمونه می باشد طبقه بندی این ۱۰ نمونه توسط SVM انجام شده است و با دقت خوبی این طبقه بندی صورت گرفته است.

همانطور که در قسمت ۳-۵ دیدیم در میان طبقه بندی کننده ها شبکه عصبی (PNN) و SVM پاسخهای مناسبی دارند. با توجه به اینکه شبکه های عصبی سرعت خوبی ندارند و فضای زیادی برای ذخیره اطلاعات نیاز دارند لذا برای طبقه بندی سیگنال قلب در این تحقیق از SVM استفاده شده است.

۶-۳ - نتیجه گیری

با توجه به اینکه تبدیل والش تبدیلی است که برای استفاده های بلادرنک استفاده می شود و محتوی انرژی آن با افزایش اندیس به صورت نمایی کاهش می یابد [۵] لذا می توان از این طیف در کاهش داده استفاده نمود. در این تحقیق از تبدیل والش نه تنها جهت استخراج ویژگی، بلکه به منظور کاهش ویژگی سیگنال قلب استفاده شده است. با توجه به آزمایشات انجام شده ملاحظه گردید که تنها با استفاده از ۷ یا ۱۰ نمونه ابتدایی طیف والش می توان با سرعتی زیاد و در ضمن دقت مناسب آریتمی ها را طبقه بندی کرد.

مزایای روش پیشنهادی نسبت به سایر روشهای کاهش ویژگی را می توان به صورت زیر خلاصه نمود:

- با توجه به اینکه در ماتریس تبدیل والش فقط اعداد ۱ و ۱- وجود دارند لذا پیچیدگی محاسباتی بسیار کمی دارد در محاسبه این طیف ، تنها اعمال جمع و تفریق نیاز است ضمناً در ماتریس این تبدیل مولفه موهومی وجود ندارد بنابراین این تبدیل، بسیار سریع می باشد. در حالیکه برای یافتن بهترین ویژگی ها در روشهایی مانند PCA و LDA نیاز به یافتن مقادیر ویژه، بردارهای ویژه، ماتریسهای کوواریانس و... می باشد.
- در برخی روشهای کاهش ویژگی مانند LDA نیاز به یافتن معکوس ماتریس است که همیشه امکان پذیر نمی باشد. و ممکن است عملیات خاصی جهت این کار لازم باشد.

- تقریباً در تمامی سیستمهای طبقه بندی کننده آریتمی ها که از روشهای کاهش ویژگی بهره برده اند به مرحله استخراج ویژگی نیاز است، استخراج ویژگی در این سیستمها، نیازمند یافتن مشخصه های سیگنال قلب می باشد مانند موج P و قطعه ST و... می باشد که بدست آوردن آنها بدون دخالت کاربر یا غیر ممکن است و یا اینکه با خطای زیادی همراه است [۴] چنانچه از این ویژگیها در سیگنال قلب استفاده نگردد نیاز به استفاده از روشهای زمانبری مانند تبدیل ویولت برای یافتن ویژگی ها است [۹]. در روش پیشنهادی از ویژگیهای سیگنال قلب تنها یافتن پیک R نیاز است که تقریباً روشهای دقیقی برای یافتن آن وجود دارد و برای انتخاب ویژگی ها، نمونه های ابتدایی طیف والش کافی است و لذا مرحله استخراج ویژگی و کاهش آن یک مرحله می باشد.
- تبدیل والش پیچیدگی محاسباتی بسیار کمی در مقایسه با سایر روشها دارد پیاده سازی این تبدیل بر روی FPGA آسان است. در پیاده سازی این روش نسبت به روشهای دیگر حجم کمی از حافظه نیاز است.

۶-۴ - پیشنهادات

- علیرغم کارایی خوب روش پیشنهادی، این روش، هنوز از پتانسیل بالایی جهت بهبود و توسعه برخوردار است. با توجه به تحقیقات انجام شده، جهت ادامه کار در این زمینه، می توان پیشنهادات زیر را مطرح نمود:
۱. افزایش پایگاه داده و تنوع: در زمینه پایگاه داده بیماری های قلبی، پیشنهاد می گردد که:
 - در نظر گرفتن بازه وسیع تر و متنوع تری از الگوهای ضربانی متفاوت
 - افزایش تعداد بیماران استفاده شده در آزمایش تشخیص بیماری های قلبی
 ۲. کاهش ویژگی: می توان پس از اعمال روش پیشنهادی و رساندن تعداد نمونه ها به ۱۰ نمونه در یک گام دیگر توسط روشهای PCA یا LDA از میان این ۱۰ نمونه، نمونه هایی که تاثیر بیشتری دارند را انتخاب نمود.

۳. طبقه بندی : همانطور که اشاره شد، مرحله طبقه بندی آخرین مرحله جداسازی آریتمی های مختلف از یکدیگر می باشد و از اهمیت خاصی برخوردار است. با نگاهی دقیق به آزمایشات می توان دریافت که بعضی از ضربان های قلب بیماری خاص به اشتباه در گروه دیگری کلاس بندی می شوند و مشکل دیگری که کار را سخت کرده است داشتن چندین گروه هدف است، به عبارت دیگر تشخیص بیماری های قلبی یک مسأله چند کلاسی است. لذا ممکن است استفاده از چندین طبقه بندی کننده متفاوت و انجام رأی گیری نتایج را بهبود بخشد، همانطور که می دانیم ترکیب چند طبقه بندی کننده مکمل یکدیگر، باعث بهبود کارایی و همچنین دقت طبقه بندی می گردد. [۵۵]

مراجع

- [١] A. Gharaviri, F. Dehghan, M. Teshnelab, H. A. Moghadam (٢٠٠٨) "Cpmparison of Neural Network, ANFIS, And SVM Classifiers for PVC Arrhythmia Detection", **Proceedings of the Seventh International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Kunming**, ١٢-١٥
- [٢] M. Elgandi, M. Jonkman, F. D. Boer (٢٠٠٨) "Premature Atrial Complexes Detection Using The Fisher Linear Discriminant", **Proc. ٧th IEEE Int. Conf. on Cognitive Informatics**.
- [٣] F. Melgani, Y. Bazi (٢٠٠٨) "Classification of Electrocardiogram Signals With Support Vector Machines and Particle Swarm Optimization", **The IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, VOL. ١٢, NO. ٥, SEPTEMBER.
- [٤] Osowski, Stanislaw, and Linh, Tran Hoai, (٢٠٠١) "ECG beat recognition using fuzzy hybrid neural network," **IEEE Trans. on Biomedical Engineering**, vol. ٤٨, no. ١١, pp. ١٢٤٥-١٢٧١.
- [٥] E. Berti, F. Chiaraluce, N. E. Evans, and J. J. McKee (٢٠٠٠) "Reduction of Walsh-Transformed Electrocardiograms by Double Logarithmic Coding" **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING**, VOL. ٤٧, NO. ١١, NOVEMBER
- [٦] Dokur, Zumray, and Olmez, Tamer, (٢٠٠١) "ECG beat classification by a novel hybrid neural network," **ELSEVIER, Computer Methods and Programs in Biomedicine** ٦٦, pp. ١٤٧-١٨١.
- [٧] Qin, Shuren, Ji, Zhong, Zhu, Hongjun, (٢٠٠٣) "The ECG recording analysis instrumentation based on virtual instrument technology and continuous wavelet transform," **Proc. of the ٢٥th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun Mexico, September ١٧-٢١**, pp. ٣١٧٦-٣١٧٩.
- [٨] Iman Moazzen, Mohammad Reza Ahmadzadeh, Alimohammad Doost-Hoseini, Mohammad Javad Omid (٢٠٠٩) "An intelligent classifier for cardiac arrhythmias recognition" "٩٧٨-١-٤٢٤٤-٥٦٦٨-٠/٠٩ **IEEE**
- [٩] Mi Hye Song, Jeon Lee, Sung Pil Cho, Kyoung Joung Lee, and Sun Kook Yoo (٢٠٠٥) "Support Vector Machine Based Arrhythmia Classification Using Reduced Features" **International Journal of Control, Automation, and Systems**, vol. ٣, no. ٤, pp. ٥٧١-٥٧٩, December ٢٠٠٥.
- [١٠] Yasmine Benchaib, Ma. Chikh (٢٠٠٩) "A Specialized Learning For Neural Classification Of Cardiac Arrhythmias" **Journal of Theoretical and Applied Information Technology** Vol ٩. No ١. (pp ٠٩٢ - ١٠٠).
- [١١] F. Yaghoubi, A. Ayatollahi and R. Soleimani (٢٠٠٩) "Classification of Cardiac Abnormalities Using Reduced Features of Heart Rate Variability Signal" **World Applied Sciences Journal** ٩ (١١): ١٥٤٧-١٥٥٤.
- [١٢] Babak Mohammadzadeh Asl, Seyed Kamaledin Setarehdan, Maryam Mohebbi (٢٠٠٨) "Support vector machine-based arrhythmia classification using reduced features of heart rate variability signal" **Artificial Intelligence in Medicine** ٢٤, ٥١-٦٤.

- [13] V. Vapnik, (1995) "The Nature of Statistical Learning Theory". **New-York: Springer-Verlag.**
- [14] T. H. Linh, S. Osowski, and M. L. Stodolowski, (2003): "On-line heart beat recognition using Hermite polynomials and neuron-fuzzy network," **IEEE Trans. Instrum. Meas.**, vol. 52, no. 4, pp. 1224–1231, **Aug.**
- [15] S. Osowski, T. H. Linh, and T. Markiewicz, (2004): "Support vector machine-based expert system for reliable heart beat recognition," **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 51, no. 4, pp. 582–589, **Apr.**
- [16] L.Y. Shyu, Y. H. Wu, and W. Hu, (2004): "Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the Holter ECG," **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 51, no. 7, pp. 1269–1273, **Jul.**
- [17] R. V. Andreao, B. Dorizzi, and J. Boudy, (2006) "ECG signal analysis through hidden Markov models," **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 53, no. 8, pp. 1541–1549, **Aug.**
- [18] Xing Jiang; Liqing Zhang; Qibin Zhao; Albayrak, S. (2006) "ECG Arrhythmias Recognition System Based on Independent Component Analysis Feature Extraction", **TENCON IEEE Region 10 Conference**, **Page(s): 1 – 5.**
- [19] Uyar, A. Gorgen, F. (2007) "Arrhythmia Classification Using Serial Fusion of Support Vector Machines and Logistic Regression", **Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications**, **page(s): 560–565.**
- [20] J.L. Walsh, (1923) "A closed set of normal orthogonal functions", **Amer. J. Math.** 45, (1923), pp.: 5–24. **Island, American Mathematical Society**
- [21] SZEGO G. (1939) "Orthogonal Polynomials. " **Providence, Rhode (Fourth edition 1975)**, pp.: 23–57
- [22] R. Tallia, P. Morello, and G. Castellano, (1984) "The Walsh-Hadamard Transform: An Alternative Means of Obtaining Phase and Amplitude Maps", **J Nucl Med** (1984) 25 pp.: 608–612,
- [23] C.H. Lin, Y.C. Du and T. Chen, (2008) "Adaptive wavelet network for multiple cardiac arrhythmias recognition" **Expert Systems with Applications**. No. 34, pp. 2601–2611.
- [24] S.N. Yu and Y.H. Chen, (2007) "Electrocardiogram beat classification based on wavelet transformation and probabilistic neural network" **Pattern Recognition Letters** No. 28, pp. 1142–1150.
- [25] X. Xiang, J. Zhou, X. An, B. Peng, J. Yang, (2008) "Fault diagnosis based on Walsh transform and support vector machine", **Mechanical Systems and Signal Processing** 22 (2008) pp.: 1685–1693
- [26] I. Guler and, E.D. Ubeyli, (2005) "A modified mixture of experts network structure for ECG beats classification with diverse features" **Eng. Appl. on Artificial Intell.**, pp. 845–856.
- [27] M. Engin (2004) "ECG beat classification using neuro-fuzzy network" **Pattern Recognition Letters**, pp. 1715–1722.

[۲۸] G.E.Oien, N.A.Bertelsen, T.Eftestol and J.H.Husoy, (۱۹۹۶)“ECG rhythm classification using artificial neural networks” **In: IEEE Digital Signal Processing Workshop**, pp. ۵۱۴–۵۱۷.

[۲۹]K. Minami, H. Nakajima and T. Toyoshima, (۱۹۹۹)“Real-time discrimination of ventricular tachyarrhythmia with Fourier-transform neural network”, **IEEE Trans. on Biomed. Eng. No.۴۶**, pp.۱۷۹–۱۸۵.

[۳۰] A. Guyton, J. Hall,(۲۰۰۰)" Medical Physiology", **Tenth Edition, USA**,

[۳۱] شهریار محمودی و دکتر لیندا پورتفیلد(۱۳۷۹)تفسیر ECG به زبان ساده ،

[۳۲] P.M.Agante and J.P.Marques de Sa, (۱۹۹۹) “ECG Noise Filtering Using Wavelets with Soft-thresholdin Methods,” **proc.Computers in Cardiology** ,Vol.۲۶,pp.۵۳۵-۵۳۸.

[۳۳] Y. Qian, S. Wu, Z. Gao, and J.Lin, (۲۰۰۱) “A Novel Method for Beat-to-Beat Detection of Ventricular Late Potentials,”**IEEE Trans.Biomed.Eng.**, Vol.۴۸, No.۸, pp.۹۳۱-۹۳۵.

[۳۴] A. Taboada-Crispi, (۲۰۰۲) “Improving Ventricular Late Potentials Detection Effectiveness,”**Doctoral Thesis, University of New Brunswick**.

[۳۵] Mikhled Alfaouri and Khaled Daqrouq, (۲۰۰۸)" ECG Signal Denoising By Wavelet Transform Thresholding", **American Journal of Applied Sciences ۵ (۳): ۲۷۶-۲۸۱, ISSN ۱۵۴۶-۹۲۳۹**.

[۳۶] A.Taboada-Crispi,J.V.Lorenzo-Ginori, and D.F.Lovely,(۱۹۹۹)“Adaptive Line Enhancing plus Modified Signal Averaging for Ventricular Late Potential Detection,”**Electronics Letters**,Vol.۳۵,No.۱۶,pp.۱۲۹۳-۱۲۹۵.

[۳۷] Minami, Kei-ichiro, Nakajima, Hiroshi, Toyoshima, Takesshi, (۱۹۹۹) “Real-time discrimination of ventricular tachyarrhythmia with fourier transform neural network,” **IEEE Trans. on Biomedical Engineering**, vol.۴۶, no.۲, February.

[۳۸]JOSEPH W. MANZ, (۱۹۷۲)“A Sequency-OrderedFast Walsh Transform ”**IEEE TRANSACTIONS ON AUDIO AND ELECTROACOUSTICS**, VOL. AU-۲۰, NO. ۳, AUGUST ۱۹۷۲

[۳۹] UTERS, MAY JOHN L. SHANKS, (۱۹۶۹)“Computation of the Fast Walsh-Fourier Transform”**IEEE TRANSACTIONS ON COMP**

[۴۰] Aslı Uyar, Fikret Gürgen(۲۰۰۷) “Arrhythmia Classification Using Serial Fusion of Support Vector Machines and Logistic Regression “**IEEE International Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications ۶-۸ September ۲۰۰۷, Dortmund, Germany**

[۴۱] Mehmet Engin(۲۰۰۴)“ ECG beat classification using neuro-fuzzy network” **Pattern Recognition Letters ۲۵ (۲۰۰۴) ۱۷۱۵–۱۷۲۲**

[۴۲] U. Wiklund, M. Akay, U. Niklasson, (۱۹۹۷) "Short-term analysis of heart-rate variability of adaptive wavelet transform", **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, vol. ۱۶, P. ۱۱۳-۱۱۸.

[۴۳] P. Somervuo, (۲۰۰۳) "Experiments With Linear And Nonlinear Feature Transformations In HMM Based Phone Recognition" **IEEE International Conference on Acoustics, Speech, And Signal Processing**, Vol. I, pp. ۵۲-۵۵.

[۴۴] Dokur, Zumray, and Olmez, Tamer, (۲۰۰۱) "ECG beat classification by a novel hybrid neural network," **ELSEVIER, Computer Methods and Programs in Biomedicine** ۶۶, pp. ۱۶۷-۱۸۱.

[۴۵] M.B. Menhaj, (۲۰۰۵) "Fundamentals of Neural Networks, Polytechnique" **Computational Intelligence** Vol. ۱, Press, ۳rd edition, IRAN.

[۴۶] Inan Guler, Elif Derya U beyli (۲۰۰۵) "A modified mixture of experts network structure for ECG beats classification with diverse features" **Engineering Applications of Artificial Intelligence** ۱۸ (۲۰۰۵) ۸۴۵-۸۵۶

[۴۷] R. Abbas, W. Aziz, and M. Arif, (۲۰۰۴) "Prediction of Ventricular Tachyarrhythmia in Electrocardiograph Signal using Neuro-Wavelet Approach," **National Conference on Emerging Technologies**, pp. ۸۲-۸۷.

[۴۸] کریمی مریدانی محمد (۱۳۸۷) "طبقه بندی آریتمی های قلبی به وسیله تبدیل ویولت و ماشین پشتیبانی بردار" **مهندسی پزشکی شماره ۹۵، سال ۸، اسفند ۱۳۸۷**

[۴۹] Andrew R. Webb, (۲۰۰۲) "Statistical Pattern Recognition", Second Edition, John Wiley & Sons, Ltd., The Atrium, Sothorn Gate, Chichester, West Sussex PO ۱۹ ۸SQ, England, USA,

[۵۰] Steve R. Gunn, (۱۹۹۸) "Support Vector Machines for Classification and Regression", **Technical Report of Faculty of Engineering, Science and Mathematics School of Electronics and Computer Science**, ۱۰ May ۱۹۹۸.

[۵۱] Theodoros Evgeniou, Massimiliano Pontil (۲۰۰۲) "Support Vector Machines with Clustering for Training with Very Large Datasets. Methods and Applications of Artificial Intelligence, Second Hellenic", **Conference on AI, SETN ۲۰۰۲. Thessaloniki, Greece, April ۱۱-۱۲**, pp ۳۴۶-۳۵۴.

[۵۲] C.W. Hsu, C. J. Lin, ۲۰۰۲ "A comparison of methods for multi-class support vector machines." **IEEE Transactions on Neural Networks**, ۱۳(۲). ۴۱۵-۴۲۵.

[۵۳] S. Abe, S. Singh, (۲۰۰۵) "Support Vector Machine for Pattern Classification", **Springer-Verlag London Limited**.

[۵۴] <http://www.physionet.org>.

[۵۵] Y. H. Wang, S. D. Ma and T. N. Tan, (۱۹۹۹) "Combination of Multiple Classifiers with Neural Networks," **Proc. IFAC ۱۹th International Conference Automatic Control, Beijing, China**.

Abstract

Due to the WHO (World Health Organization), the cardiac conditions and diseases dedicate majority of death causes among the diseases to themselves. Electrocardiogram has a wide usage area in the field of detecting heart diseases. Due to its cheapness, easiness and efficiency, its usage and knowing how it is working and also correct understanding and analysing of Electrocardiogram will help us in diagnosing the disease. Artificial methods can be used to reduce the cardiology specialist's mistakes. Change or tilt in each of the electrocardiogram's main signal could be a result of a disease.

In this thesis a new algorithm based on Walsh transform for classification of cardiac arrhythmia has been suggested. The main purpose of this research is to approach an automatic, efficient and fast way for diagnosing of cardiac disorders such as "RBBB", "LBBB", "pace rhythm", "Premature Ventricular Contraction" and "natural mode" from each other. Walsh spectrum is used for feature extraction and feature reduction. Appropriate features from Walsh spectrum have been selected and for classification stage SVM method has been applied. Experimental results which have been done on a standard database "MIT_BIH" show promising result.

Keyword: Arrhythmia heart, Support vector machine, Walsh spectrum, Feature Reduction, Classification.



Shahrood University of Technology

Faculty Electrical And Robatic

Classification of cardiac arrhythmia using walsh transform

Zohre Nasiri

Supervisor:

Dr hossien Marvi

Advisor:

Dr Alireza Ahmadifard

July ۲۰۱۱

This document was created with Win2PDF available at <http://www.daneprairie.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.