# استفاده از تحلیل کشیدگی طیفی سیگنال ECG برای شناسایی آریتمی قلبی

اکبر اصغر زاده بناب [۱]، مهدی چهل امیرانی [۲]، علاالدین مهری [۳]

۱- گروه مهندسی برق، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران، نویسنده مسئول. **۲**- گروه مهندسی برق، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران۳- متخصص قلب و عروق، بیمارستان آذربایجان، ارومیه، ایران.

**اطلاعات مقاله**

**نوع مقاله**
پژوهشی

**تاریخچه مقاله**
دریافت : ۹۷/۷/۱
پذیرش : ۹۷/۱۱/۲۵

**کلید واژگان**
آریتمی قلبی، رزم، طبقه‌بندی ECG، کشیدگی طیفی، طبقه بند K نزدیک‌ترین همسایه

**نویسنده مسئول**
Email:
a.asgharzadeh@urmia.ac.ir

**چکیده**

**مقدمه:** آریتمی قلبی به خصوص در ساعات اولیه می تواند موجب توقف فعالیت قلب و بروز مرگ گردد. از آنجا که اشتباه در تصمیم گیری از مهم ترین علل مرگ در بیماران بخش مراقبتهای ویژه قلبی است، لذا شناسایی و کلاس بندی آریتمی های قلبی با استفاده از سیگنال ECG برای تشخیص بیماران با ناهنجاری های قلبی یک منبع اطلاعاتی با ارزش در مواقع بحران و رزم می باشد.

**روش کار:** ابتدا با استفاده از فیلترهای دیجیتال و تبدیل موجک گسسته (DWT)، نویزهای سیگنال ECG حذف می شوند. در ادامه، با استفاده از تحلیل کشیدگی طیفی، تابع Kurtogram برای مجموعه QRS به دست می آید. با تقسیم بندی تابع Kurtogram، ویژگی های مفید از مجموعه QRS استخراج می شوند. در نهایت با استفاده از طبقه بند K-نزدیک ترین همسایه (KNN)، سالم بودن فرد یا نوع آریتمی مشخص می شود.

**یافته ها:** در این مقاله از سیگنال های ECG موجود در پایگاه داده MIT-BIH استفاده می کنیم. سیگنال های افراد سالم و چهار نوع آریتمی شامل APB، PVC، LBBB و RBBB برای کلاس بندی انتخاب شدند. نتایج به دست آمده نشان دادند که روش پیشنهادی با دقت ۹۸/۵۱٪ سیگنال ECG را کلاس بندی می کند. از آنجا که دقت در تشخیص آریتمی قلبی در پزشکی عامل حیاتی و مهمی می باشد، لذا روش پیشنهادی می تواند برای تصمیم گیری متخصصان قلبی بسیار کارساز باشد.

**نتیجه گیری:** با توجه به پیچیدگی محاسباتی پایین روش پیشنهادی و نتایج به دست آمده می توان از آن برای تشخیص سریع و دقیق آریتمی قلبی که از موارد موثر پزشکی و یک منبع اطلاعاتی درمانی مهم در رزم می باشد، استفاده کرد.

**مقدمه**

نوار قلب[۱](ECG) یک ابزار تشخیصی برای گزارش فعالیت الکتریکی قلب است که توسط الکترودهای نصب شده در سطح پوست ثبت می‌گردد. ریخت‌شناسی[۲] و ضربان قلب نشان دهنده سلامت تپش قلب انسان است [۱]. سیگنال ECGاز روی سطح بدن اندازه‌گیری می‌شود که در شناسایی بیماری‌های قلبی کاربرد دارد [۲]. هر گونه اختلال ضربان و نواخت[۳] قلب یا تغییر در الگوی ریخت‌شناسی، نشانه‌ای از بی‌نظمی[۴] (آریتمی) است که می‌تواند با تحلیل ECG شناسایی گردد. دامنه و مدت زمان موج P-QRS-Tحاوی اطلاعات مفید در مورد بیماری قلبی است [۲]. آریتمی به وضعیتی گفته می‌شود که در آن قلب دارای ضربان غیرطبیعی است. در سیگنالECG، نواخت طبیعی قلب که در آن هیچ اختلال در ریخت‌شناسی سیگنال ECG وجود ندارد، نواخت سینوسی طبیعی[۵](NSR) نامیده می‌شود. در این مقاله، تشخیص ضربان‌های طبیعی (Normal) و چهار آریتمی شامل انقباض زودرس بطنی[۶](PVC)، انسداد شاخه باندل چپ[۷](LBBB)، انسداد شاخه باندل راست[۸] (RBBB) و ضربان‌های زودرس دهلیزی[۹] (APB) بررسی می‌شوند. درPVC، ناهنجاری از بطن سرچشمه می‌گیرد. انقباض‌های زودرس بطنی، معمولا دهلیز را دیپولاریزه (غیر متعادل) کرده و از این رو مورفولوژی موج P، ریتم اساسی خود را حفظ و در زمان مورد انتظار رخ نمی‌دهد. انسداد شاخه باندل، انتقال ضربه از گرهAV به کل سیستم هدایت را متوقف

۱-Electrocardiogram (ECG)
۲-Morphology
۳-Rhythm
۴- Arrhythmia
۵-Normal sinus rhythm (NSR)
۶- Premature ventricular contractions (PVC)
۷-Left bundle branch block (LBBB)
۸-Right bundle branch block (RBBB)
۹- Atrial premature beat (APB)

[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]

می‌سازند. در LBBB، پالس‌های الکتریکی ناشی از گره AVاز غیر متعادل کردن بطن چپ قلب به صورت طبیعی جلوگیری می‌کند. هنگامی که شاخه راست مسدود شده است، ضربه الکتریکی از گره AVقادر به انتشار به شبکه هدایت به جهت غیر متعادل کردن سمت راست میوکاردیوم بطنی نیست. ضربان‌های زودرس دهلیزی در بسیاری از افراد سالم رخ می‌دهند و به ندرت باعث ظهور علائم می‌شوند. این ضربان‌ها در افرادی که در معرض استرس های شدید شغلی قرار دارند بیشتر بروز نموده و کارکنان در محیط های رزم از این امر مستثنی نمی‌باشند.

در این مقاله، برای تشخیص آریتمی قلبی، ابتدا نویزهای موجود در سیگنال ECG با اعمال فیلتر دیجیتال و روش‌های پردازش سیگنال حذف می‌شوند. در ادامه مجموعه‌های QRS استخراج شده و ویژگی‌های طیفی از هر مجموعه QRS استخراج می‌شوند. در نهایت با استفاده از طبقه‌بند K-نزدیک‌ترین همسایه[1] (KNN) ویژگی‌ها را طبقه‌بندی کرده و سالم بودن فرد یا نوع آریتمی تشخیص داده می‌شود.

**پایگاه داده**

در این مقاله، برای ارزیابی روش پیشنهادی از پایگاه داده آریتمی MIT-BIH [۳, ۴] استفاده شده است. این پایگاه داده شامل سیگنال‌های ECG اندازه‌گیری شده از ۴۷ فرد متفاوت می‌باشد. هر اندازه‌گیری شامل ۲ کانال (MLII and V5) است. سیگنال‌های ECG زمان پیوسته با فرکانس ۳۶۰ هرتز نمونه‌برداری شده و به داده دیجیتال تبدیل شده‌اند. هر اندازه-گیری در این پایگاه داده دارای یک فایل حاشیه‌نویسی[2] نیز می‌باشد که شامل محل ضربان قلب (پیک های R) و اطلاعات کلاس (نوع) ضربان می‌باشد. برای مقایسه عادلانه بین روش پیشنهادی و سایر روش‌ها، تعداد اندازه گیریها و ضربان‌های استفاده مشابه پژوهش‌های قبلی در نظر گرفته شده است [۵-۹]. در این مقاله از ۱۵ اندازه‌گیری و۵کلاس ضربان استفاده شده است که در جدول ۱ مشخصات آن‌ها آورده شده است.

**جدول ۱- تعداد ضربان‌های استفاده شده برای آموزش و تست از کلاس‌های مختلف**

| کلاس | شماره اندازه‌گیری | تعداد نمونه‌های آموزشی | تعداد نمونه‌های تست |
|---|---|---|---|
| Normal | ۱۰۰، ۱۰۱، ۱۰۳، ۱۰۵، ۱۱۳، ۱۱۵، ۱۱۷، ۱۲۳ | ۳۰ | ۳۰ |
| APB | ۲۰۹، ۲۳۲ | ۳۰ | ۳۰ |
| RBBB | ۲۰۷، ۲۰۹ | ۲۰ | ۲۰ |
| LBBB | ۱۰۹، ۱۱۱ | ۳۰ | ۳۰ |
| PVC | ۲۰۰، ۲۰۱، ۲۲۳، ۲۲۸، ۲۳۳ | ۲۵ | ۲۵ |
| مجموع | | ۱۳۵ | ۱۳۵ |

**روش پیشنهادی برای تشخیص آریتمی قلبی**

در این قسمت روش پیشنهادی برای تشخیص آریتمی قلبی را با جزئیات شرح می‌دهیم. روش پیشنهادی برای تشخیص آریتمی از سه مرحله اصلی تشکیل شده است: پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی. در ادامه هر مرحله را با جزئیات شرح می‌دهیم.

**۱- پیش‌پردازش**

سیگنال‌هایECG شامل دو نویز مهم شامل توان منبعAC [۱۰] و جابجایی خط پایه[3] [۱۱] هستند. نویز منبع تغذیه یک سیگنال سینوسی با فرکانس ۵۰ یا ۶۰ هرتز می‌باشد و پهنای باند آن کمتر از ۱ هرتز می‌باشد. برای حذف این نویز از یک فیلتر باترورث[4] پایین‌گذر با چهار قطب و فرکانس قطع نرمالیزه[5] شده ۰/۱ rad/sample استفاده می‌شود [۱۰]. نویز تغییر خط پایه، پایین‌گذر حداکثر تا فرکانس ۰.۳۰ هرتز می‌باشدکه به دلیل تنفس تولید می‌شود. از تبدیل موجک زمان گسسته[6] (DWT) برای حذف این نویز استفاده می‌شود. سیگنال ECG در ۹ مرحله با موجک Daubechies 6 به زیرباندهای تخمینی[7] و جزئیات[8] تجزیه می‌شود. ضرایب زیرباندهای A9 و D1 و D2 را صفر قرار داده و سیگنال را بازیابی می‌کنیم [۱۲].

**۲- استخراج ویژگی**

روش ارائه شده در این مقاله برای استخراج ویژگی از سیگنال-های ECG شامل دو مرحله است که در ادامه شرح داده می-شوند.

۱- K-nearest neighbor (KNN)
۲- Annotation
۳- Base line drift
۴- Butterworth
۵- Normalized cut-off frequency
۶- Discrete wavelet transform (DWT)
۷- Approximation
۸- Detail



[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]

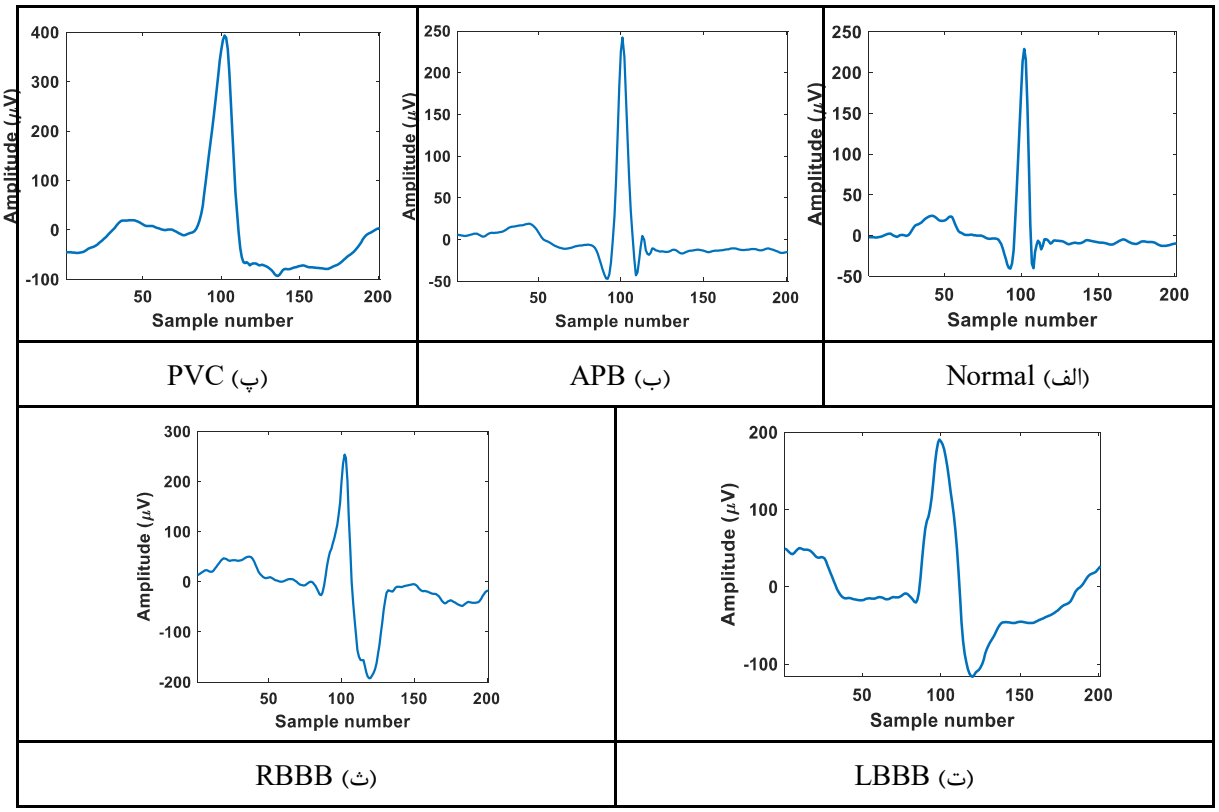
### ۲-۱- استخراج مجموعه QRS

در پایگاه داده MIT-BIH برای هر سیگنال ECG، یک فایل با پسوند atr. وجود دارد که زمان رخداد پیک‌های R برای هر مجموعه QRS و هم چنین نوع (کلاس) مجموعه QRS بیان شده است. با استفاده از این فایل محل پیک R مشخص شده و ۱۰۰ نمونه در هر طرف پیک R درنظر گرفته می‌شوند و هر سیگنال مجموعه QRS با ۲۰۱ نمونه مشخص می‌شود. در شکل ۱، یک نمونه موج QRS از کلاس‌های مختلف آورده شده است.

### ۲-۲- محاسبه تابع Kurtogram

در این بخش به توصیف روش استخراج ویژگی از مجموعه QRS می‌پردازیم که بر مبنای تابع Kurtogram استوار است. تابع Kurtogram اطلاعات کلیدی را برای تحلیل طیفی کشیدگی[۱] ارائه می‌کند [۱۳, ۱۴]. کشیدگی توصیف‌کننده میزان قله‌ای بودن یک توزیع احتمالی است [۱۵]. هرچقدر شکل تابع چگالی احتمال[۲] قله‌ای‌تر و دارای دم پهن‌تر یا دنباله پهن‌تر باشد میزان شاخص کشیدگی برای آن بیشتر است. کشیدگی برابر با گشتاور چهارم بهنجارشده[۳] است، به عبارت دیگر کشیدگی معیاری از تیزی منحنی در نقطه ماکزیمم است.

**شکل ۱- یک نمونه موج QRS از کلاس‌های مختلف**




تابع Kurtogram مقدار کشیدگی طیفی را برای چندین پنجره با ابعاد متفاوت با استفاده از الگوریتم Kurtogram سریع محاسبه می‌کند. این الگوریتم از فیلتر میان‌گذر و محاسبات ساده شده برای تخمین کشیدگی طیفی برای هر پنجره و فرکانس استفاده می‌کند. این الگوریتم هم چنین تعداد تکرارهایی لازم برای گسترش صفحه فرکانس-پنجره را کاهش می‌دهد [۱۶]. در شکل ۲، تابع Kurtogram برای سیگنال‌های نمایش داده شده در شکل ۱ نمایش داده شده است. با توجه به طول سیگنال‌های ECG، که مجموعه QRS با ۲۰۱ نمونه می‌باشد، تابع Kurtogram فقط در دو سطح و با پنجره با بیشینه طول ۴ محاسبه می‌شود. همان طور که مشاهده می‌شود سیگنال‌های کلاس‌های مختلف مقادیر کشیدگی متفاوتی در فرکانس‌های مختلف دارند. بنابراین می‌توان از آن به عنوان ویژگی برای طبقه‌بندی سیگنال‌های ECG استفاده کرد.

همان طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، بیشینه فرکانس موجود در سیگنال‌های ECG برابر ۱۸۰ هرتز می‌باشد که بر اساس قانون نمونه‌برداری نایکوئیست، نصف فرکانس نمونه‌برداری می‌باشد. برای استخراج ویژگی پیشنهاد می‌کنیم محدوده فرکانسی برای پنجره با طول ۴ به دو بازه Hz (۰-۹۰) و Hz (۹۰-۱۸۰) تقسیم شود. با توجه به شکل ۲، محدوده

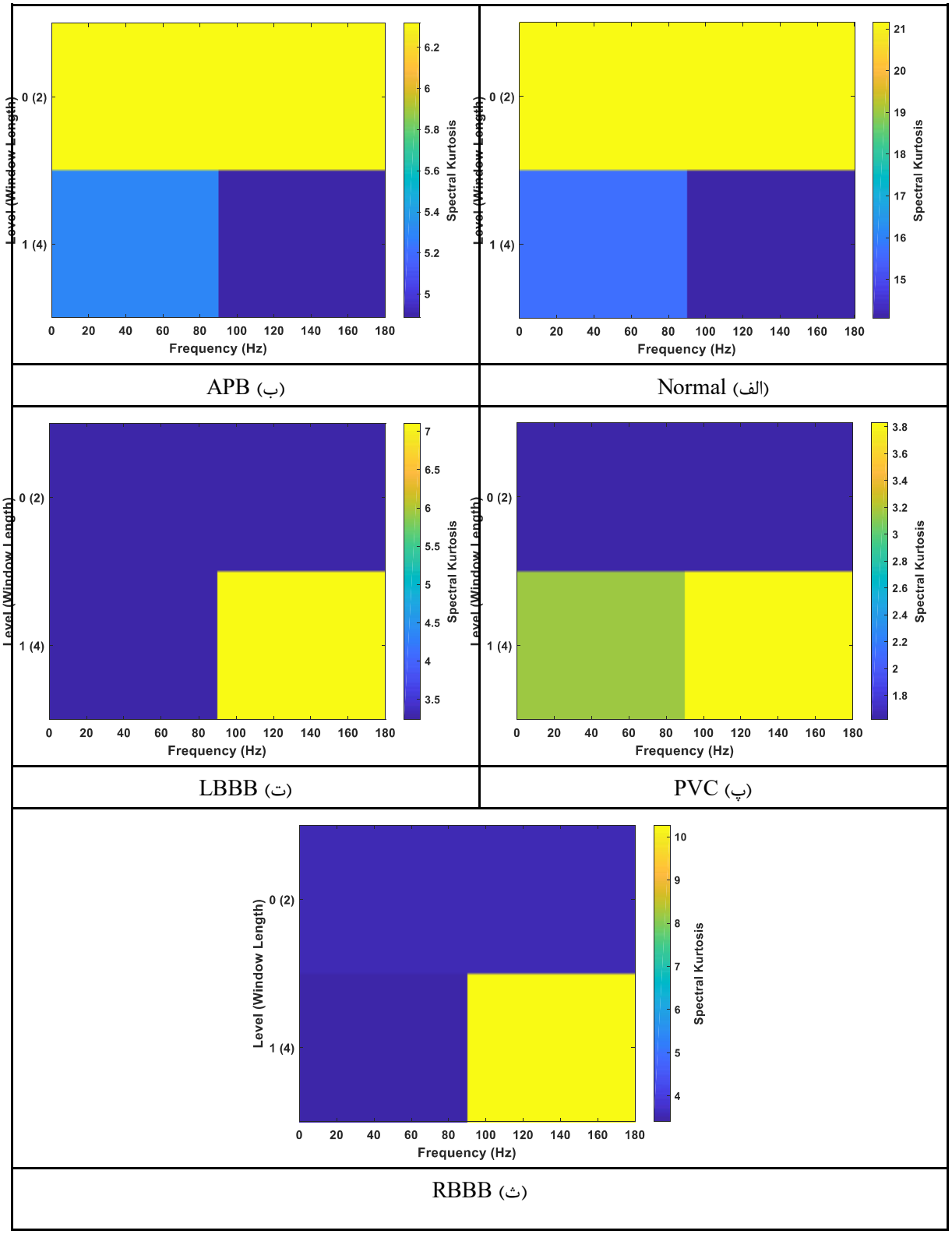
۱- Kurtosis
۲- Probability density function (PDF)
۳- Normalized



[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]

فرکانسی برای پنجره به طول ۲ را بخش‌بندی نمی‌کنیم، چون نتاج به ازای پنجره به طول ۲ در بازه فرکانسی تغییرات زیادی ندارند. مقدار کشیدگی برای هر سیگنال در هر سطح برای بازه فرکانسی بیان شده محاسبه می‌شود. با در نظر گفتن دو سطح محاسبه کشیدگی و دو بازه فرکانسی، سه مقدار کشیدگی برای هر سیگنال ECG به دست می‌آید. بنابراین هر سیگنال ECG با سه ویژگی توصیف می‌شود.

**شکل ۲- تابع Kurtogram برای سیگنال‌های ECG از کلاس‌های مختلف**




(الف) Normal

(ب) APB

(پ) PVC

(ت) LBBB

(ث) RBBB

[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]

### ۳- طبقه‌بندی

بعد از استخراج ویژگی، آخرین مرحله برای تشخیص آریتمی قلبی، طبقه‌بندی می‌باشد. در این مقاله از طبقه‌بند K-نزدیک‌ترین همسایه (KNN) استفاده می‌کنیم[۱۷]. طبقه‌بند KNN یک گروه شامل K نمونه از مجموعه نمونه‌های آموزشی که نزدیک‌ترین نمونه‌ها به نمونه تست باشند را انتخاب کرده و بر اساس برتری کلاس یا برچسب مربوط به آن‌ها در مورد دسته داده تست مزبور تصمیم‌گیری می‌نماید. به عبارت ساده‌تر، این روش کلاسی را انتخاب می‌کند که در همسایگی انتخاب شده بیشترین تعداد داده منتسب به آن دسته باشند [۱۸]. در طبقه‌بند KNN برای مشخص کردن کلاس یک داده با کلاس نامشخص به صورت زیر عمل می‌شود:

۱- فاصله نمونه جدید از داده آموزشی به صورت فاصله اقلیدسی محاسبه می‌شود.

۲-Kنزدیک‌ترین همسایه‌ها مشخص می‌شوند.

۳- دسته‌ای که بیش‌ترین تعداد دفعات دیده‌شدن را در بین این K نمونه دارا است، به عنوان کلاس داده تست در نظر گرفته خواهد شد.

### نتایج

سیگنال‌های ECG استفاده شده برای ارزیابی روش پیشنهادی در بخش پایگاه داده شرح داده شدند. هم چنین تعداد سیگنال-های استفاده شده برای آموزش و تست طبقه‌بند بر اساس جدول ۱ انتخاب شده‌اند. در جدول ۲ دقت روش پیشنهادی بر اساس ماتریس ابهام[۱] و حساسیت[۲] بیان شده است. ماتریس ابهام بیان می‌کند که سیگنال‌های تست به چه کلاس‌هایی طبقه‌بندی شده‌اند. حساسیت هر کلاس نیز بیانگر درصد طبقه-بندی صحیح سیگنال‌های آن کلاس می‌باشد. همان طور که مشاهده می‌شود روش پیشنهادی سیگنال‌های کلاس‌های Normal، APB و RBBB را به درستی طبقه‌بندی کرده و در تشخیص این موارد دچار خطا نشده است. هم چنین روش پیشنهادی فقط یک سیگنال از کلاس‌های PVC و LBBB را اشتباه تشخیص داده است. در نهایت روش پیشنهادی به دقت ۹۸/۵۱٪ در تشخیص آریتمی قلبی دست یافته است. در جدول ۳ دقت روش پیشنهاد شده برای تشخیص آریتمی قلبی با برخی روش‌های که در سال‌های اخیر ارائه شده‌اند، مقایسه شده است. همان طور که مشاهده می‌شود روش پیشنهادی دقت تشخیص بهتری نسبت به سایر روش‌ها دارد و می‌تواند در زمینه تشخیص آریتمی قلبی و کیفیت خدمات درمانی که پایه و اساس ارتقاء ایمنی با کاهش خطا و اشتباه در تصمیم گیری متخصصان قلبی می‌باشد، استفاده شود.

**جدول ۲ – ماتریس ابهام برای روش پیشنهادی**

| | | کلاس پیش‌بینی شده | | | | | حساسیت (٪) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | Normal | APB | PVC | LBBB | RBBB | |
| کلاس واقعی | Normal | ۳۰ | ۰ | ۰ | ۰ | ۰ | ۱۰۰ |
| | APB | ۰ | ۳۰ | ۰ | ۰ | ۰ | ۱۰۰ |
| | PVC | ۰ | ۰ | ۲۴ | ۱ | ۰ | ۹۶ |
| | LBBB | ۱ | ۰ | ۰ | ۲۹ | ۰ | ۹۶/۶۷ |
| | RBBB | ۰ | ۰ | ۰ | ۰ | ۲۰ | ۱۰۰ |
| دقت طبقه بندی (٪) | | | | | | ۹۸/۵۱ | |

**جدول ۳- مقایسه بین دقت روش پیشنهادی و برخی روش‌های ارائه شده**

| روش | طبقه‌بند | تعداد کلاس‌ها | دقت (٪) |
|---|---|---|---|
| ویژگی‌های زمانی و ریخت‌شناسی [۸] | بردار پشتیبان ماشین[۳] (SVM) | ۳ | ۹۷/۱۴ |
| ویژگی‌های تابع انرژی [۶] | شبکه عصبی | ۵ | ۹۵ |
| تبدیل موجک و تحلیل مولفه اساسی[۴] (PCA) [۵] | شبکه عصبی | ۵ | ۹۵/۵۸ |
| مولفه‌های اساسی bispectrum [۷] | SVM | ۵ | ۹۳/۴۸ |
| تبدیل موجک و آنتروپی تخمینی [۹] | SVM | ۵ | ۹۷/۷۸ |
| روش پیشنهادی | KNN | ۵ | ۹۸/۵۱ |

۱– Confusion matrix

۲– Sensitivity

۳– Support vector machine (SVM)

۴– Principal component analysis (PCA)



[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]

**بحث و نتیجه گیری**

در این مقاله یک روش جدید برای طبقه‌بندی سیگنال‌های ECG و تشخیص آریتمی قلبی ارائه شد. روش ارائه شده بر مبنای تحلیل طیفی کشیدگی و به دست آوردن تابع Kurtogram استوار بود. بعد از به دست آوردن سیگنال QRS برای هر تپش قلب، تابع Kurtogram برای آن محاسبه شد. تابع به دست آمده بر اساس طول پنجره و بازه فرکانسی به سه قسمت تقسیم‌بندی گردید و متوسط کشیدگی طیفی در هر قسمت محاسبه شد. در نهایت بردار ویژگی برای هر مجموعه QRS با سه ویژگی تشکیل گردید و با استفاده از طبقه‌بند KNN تشخیص آریتمی قلبی انجام شد. در این مقاله سیگنال‌های ECG از افراد سالم و چهار نوع بیماری شامل APB، PVC، RBBB و LBBB مورد استفاده قرار گرفت. روش پیشنهادی به دقتی معادل ۹۸/۵۱٪ رسید که نسبت به سایر روش‌های ارائه شده در سال‌های اخیر به دقت تشخیص بالایی دست یافت. با نتایج بدست آمده از روش پیشنهادی به عنوان عامل تکنیکی می‌توان گفت این روش برای تشخیص دقیق آریتمی قلبی که از عوامل مهم و حیاتی در پزشکی می‌باشد، می‌توان از آن برای تشخیص سریع و دقیق آریتمی قلبی به عنوان یک منبع درمانی مهم و موثر پزشکی در رزم استفاده نمود.

**References**


1-R. Singh, R. Mehta, and N. Rajpal, "Efficient wavelet families for ECG classification using neural classifiers," Procedia Computer Science, vol. 132, pp. 11-21, 2018.

2-X. Zhai and C. Tin, "Automated ECG Classification using Dual Heartbeat Coupling based on Convolutional Neural Network," IEEE Access, vol. 6, pp. 27465-27472, 2018.

3-G. B. Moody and R. G. Mark, "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 20, pp. 45-50, 2001.

4-A. L. Goldberger et al., "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals," Circulation, vol. 101, pp. e215-e220, 2000.

5-T. Ince, S. Kiranyaz, and M. Gabbouj, "A generic and robust system for automated patient-specific classification of ECG signals," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 56, pp. 1415-1426, 2009.

6-C. Kamath, "ECG beat classification using features extracted from Teager energy functions in time and frequency domains," IET Signal Pprocessing, vol. 5, pp. 575-581, 2011.

7-R. J. Martis, U. R. Acharya, K. Mandana, A. K. Ray, and C. Chakraborty, "Cardiac decision making using higher order spectra," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 8, pp. 193-203, 2013.

8-A. E. Zadeh, A. Khazaee, and V. Ranaee, "Classification of the electrocardiogram signals using supervised classifiers and efficient features," Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol. 99, pp. 179-194, 2010.

9-H. Li, X. Feng, L. Cao, E. Li, H. Liang, and X. Chen, "A new ECG signal classification based on WPD and ApEn feature extraction," Circuits, Systems, and Signal Processing, vol. 35, pp. 339-352, 2016.

10-S. Iravanian and L. Tung, "A novel algorithm for cardiac biosignal filtering based on filtered residue method," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 49, no. 11, pp. 1310-1317, 2002.

11-H. El-Saadawy, M. Tantawi, H. A. Shedeed, and M. F. Tolba, "Hybrid hierarchical method for electrocardiogram heartbeat classification," IET Signal Processing, vol. 12, pp. 506-513, 2017.

12-A. Matsuyama and M. Jonkman, "The application of wavelet and feature vectors to ECG signals," Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine, vol. 29, pp. 13-17, 2006.

13-Y. Lei, J. Lin, Z. He, and Y. Zi, "Application of an improved kurtogram method for fault diagnosis of rolling element bearings," Mechanical Systems and Signal Processing, vol. 25, pp. 1738 -1749, 2011.

14-D. Wang, W. T. Peter, and K. L. Tsui, "An enhanced Kurtogram method for fault diagnosis of rolling element bearings," Mechanical Systems and Signal Processing, vol. 35, pp. 176-199, 2013.

15-Y. Ren, W. Li, B. Zhang, Z. Zhu, and F. Jiang, "Fault Diagnosis of Rolling Bearings Based on Improved Kurtogram in Varying Speed Conditions," Applied Sciences, vol. 9, p. 1157-1187, 2019.

16-Y. Hong, M. Kim, H. Lee, J. J. Park, and D. Lee, "Early Fault Diagnosis and Classification of Ball Bearing Using Enhanced Kurtogram and Gaussian Mixture Model," IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement, pp. 1-10, 2019.

17-C. Samiha and S. P. Kumar, "A Comparative Analysis of Leaf Disease Detection using Image Processing Technique," i-manager's Journal on Image Processing, vol. 5, pp. 40-46, 2018.

18-A. K.-y. Yoon, K.-c. Park, D.-k. Oh, H.-y. Cho, and J.-h. Jang, "Analogical Face Generation based on Feature Points," Journal of Multimedia Information System, vol. 6, pp. 15-22, 2019.


[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]

# Spectral Kurtosis of ECG Signal for Cardiac Arrhythmia Detection

Asgharzadeh-Bonab A (MSc)*, Chehel Amirani M (MSc), Mehri A (MD)

**Abstract**

Introduction: Cardiac arrhythmia, especially in the early hours, can stop heart activity and cause death. Since mistake in decision making is one of the most important causes of death in patients in cardiac intensive care units, the identification and classification of cardiac arrhythmias using the ECG signal is a valuable information source for diagnosing patients with heart abnormalities in times of crisis and warfare.

Method: At first, the noises of ECG signal are removed using digital filters and discrete wavelet transform (DWT). Then, Kurtogram of each QRS complex is obtained using spectral kurtosis analysis. Informative features are obtained from segments of Kurtogram function. Finally, K-nearest neighbor classifier is used to determine the normality of person or its arrhythmia type is detected.

Results: In this paper, ECG signals from MIT-BIH signal are used. ECG signals of normal persons and four arrhythmias including APB, PVC, LBBB, and RBBB are chosen for classification. Obtained results show that proposed method achieves the accuracy of 98.51% for classification of ECG signals. Since accuracy of cardiac arrhythmia detection is an important and vital issue in medicine, the proposed method can be used by cardiologists to make a robust decision.

Conclusion: Considering the low computational complexity of the proposed method and obtained results, it can be used for fast and accurate cardiac arrhythmia detection, which is a special care resource and important task in physician within war.

**Keywords:** Cardiac arrhythmia, physician within war, ECG classification, spectral kurtosis, KNN

---

*Corresponding Author: Department of Electrical Engineering, Urmia University, Urmia, Iran. Email: a.asgharzadeh@urmia.ac.ir

[ Downloaded from npwjm.ajaums.ac.ir on 2026-11-12 ]