

## Patient Independent Heart Beat Classification using Reconstructed Phase Space

I. Nejadgholi<sup>1</sup>, M. H. Moradi<sup>2\*</sup>, F. Abdol Ali<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Ph.D Student, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup>Associate Professor, Faculty of Group, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>3</sup> M.Sc Student, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

---

### Abstract

Many methods for automatic heartbeat classification have been applied and reported in literature, but relatively little number of them concerned with patient independent classification because of the less significant results compared to patient dependent ones. In this work, Reconstructed Phase Space (RPS) theory is used to classify five heartbeat types (Normal, PVC, LBBB, RBBB and PB). In the first and second method, RPS is modeled by the Gaussian mixture model (GMM) and bins, respectively and then classified by classic Bayesian classifier. In the third method, RPS is directly used to train predictor time-delayed neural networks (TDNN) and classified based on minimum prediction error. All three methods highly outperform the results reported before for patient independent heartbeat classification. The best result is achieved using GMM-Bayes method with 92.5% accuracy for patient independent classification.

**Key words:** Automatic heart beat classification, Patient independent Electrocardiogram (ECG) classification, reconstructed phase space, Gaussian Mixture Model, Time-delayed Neural Network.

---

\*Corresponding author

Address: Mohammad hasanMoradi, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Hafez St., Tehran, Iran  
Tel: +982164542399  
Fax: +982166468186  
E-mail: mhmoradi@aut.ac.ir

## طبقه‌بندی مستقل از بیمار ضربان قلب با استفاده از روش بازسازی فضای فاز

ایثار نژادقلی<sup>۱</sup>، محمد حسن مرادی<sup>۲\*</sup>، فاطمه عبدالعلی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

<sup>۲</sup> دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

<sup>۳</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

### چکیده

تاکنون از روشهای بسیاری برای طبقه‌بندی خودکار ضربان قلب استفاده شده است؛ اما تعداد بسیار اندکی از این روش‌ها در طبقه‌بندی مستقل از بیمار کارایی مناسبی داشته‌اند. در این مقاله، تئوری بازسازی فضای فاز برای طبقه‌بندی پنج نوع ضربان قلب (طبیعی، PVC، LBBB، RBBB و PB) در حالت مستقل از بیمار به کار رفته است. در روش اول و دوم ابتدا فضای فاز به دست آمده، مدل‌سازی شده و سپس با کمک طبقه‌بند بیزین کلاسیک، طبقه‌بندی انجام شده است. در روش اول مدل ترکیبی گوسین و در روش دوم مدل بین به کار رفته است. در روش سوم، از بازسازی فضای فاز مستقیماً برای تعلیم تخمین‌زننده شبکه عصبی با تأخیر زمانی استفاده شده؛ سپس طبقه‌بندی بر مبنای کمینه خطای پیش‌بینی، انجام شده است. نتایج هر سه روش در مقایسه با سایر روش‌های طبقه‌بندی مستقل از بیمار بهبود قابل توجهی داشته است. بهترین نتایج مربوط به روش اول است که صحت طبقه‌بندی ۹۲/۵٪ در حالت مستقل از بیمار را نشان می‌دهد.

کلیدواژه‌گان: طبقه‌بندی خودکار ضربان قلب، طبقه‌بندی سیگنال الکتروکاردیوگرام مستقل از بیمار، بازسازی فضای فاز، مدل ترکیبی گوسین، شبکه عصبی با تأخیر زمانی.

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۳۹۹، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام نگار: mhmoradi@aut.ac.ir

## ۱- مقدمه

آریتمی قلبی هر نوع اختلال در سرعت، نظم و مبدأ یا انتقال پالس الکتریکی قلب است. به طور کلی می‌توانیم آریتمی‌ها را در دو گروه دسته‌بندی کنیم. گروه اول، شامل فیبریلاسیون بطنی و تکیکاردی است که مستلزم تشخیص و درمان سریع با دی‌فیبریلاتور هستند. تحقیقات بسیاری با هدف تشخیص این دسته از آریتمی‌ها انجام شده و آشکارسازهای مناسبی نیز با حساسیت زیاد طراحی شده‌اند [۱-۴]. دسته دوم شامل آریتمی‌هایی است که برای پیش‌گیری از مشکلات ثانویه به درمان نیاز دارند و در این تحقیق بررسی شده‌اند. الکتروکاردیوگرام یک آزمون کم‌هزینه، غیرتهاجمی و مؤثر برای بررسی انواع آریتمی‌های مرتبط با سیستم قلبی-عروقی است. برخی آریتمی‌ها بسیار نادر هستند و برای تشخیص آنها سیگنال الکتروکاردیوگرام باید به مدت یک هفته ثبت شود [۶]. آریتمی‌های بسیاری به شکل توالی ضربان‌هایی با زمان‌بندی یا مورفولوژی غیرمعمول بروز می‌کنند. یک گام مهم در تشخیص نوع آریتمی، طبقه‌بندی ضربان قلب است. از آنجایی که در برخی موارد طبقه‌بندی ضربان قلب بسیار زمان‌بر است، در مطالعات گوناگون هرگونه پردازش خودکار سیگنال الکتروکاردیوگرام که این فرایند را تسهیل کند؛ مورد توجه قرار گرفته است.

تحقیقاتی را که تاکنون در زمینه طبقه‌بندی خودکار ضربان قلب انجام شده می‌توان بر اساس ویژگی‌های به کار رفته، روش طبقه‌بندی، دادگان و استراتژی تعلیم و تست تقسیم‌بندی کرد. از ویژگی‌های مختلفی که برای بازنمایی سیگنال الکتروکاردیوگرام به کار می‌روند، می‌توان به ویژگی‌های مورفولوژیک [۶،۵]، ویژگی‌های زمانی [۸،۷]، ویژگی‌های حوزه فرکانس [۹]، چندجمله‌ای‌های هرمیت [۱۰] و تحلیل مؤلفه‌های مستقل [۱۱] اشاره کرد. روش‌های طبقه‌بندی به کار رفته شامل شبکه‌های عصبی پس‌انتشار

خطا [۷-۵]، شبکه‌های خودسازمانده [۸]، نگاشت‌های خودسازمانده [۱۰]، ماشین بردار پشتیبان [۱۲] و غیره است. اما ممکن است در طیف توان یک سیگنال اطلاعاتی وجود داشته باشد، که دارای تفکیک‌پذیری بیشتری نسبت به اطلاعات موجود در طیف فرکانسی همان سیگنال باشد. تا کنون در تحقیقات به این موضوع کمتر توجه شده است. این مطالعه به بررسی ویژگی‌های استخراج شده از طیف توان و مقایسه آن با روش‌های قلبی می‌پردازد.

با وجود این که در تحقیقات مختلف به اجرای انواع روش‌های طبقه‌بندی خودکار ضربان قلب پرداخته شده است؛ اما از آنجایی که اجرای این روش‌ها با ویژگی‌های گوناگون و بر دادگان متفاوت بوده است، مقایسه کارایی این روش‌ها به سختی امکان‌پذیر است. برای رفع این مشکل اخیراً در مطالعه‌ای، قابلیت طبقه‌بندی چهار طبقه‌بند پرکاربرد شامل طبقه‌بندی برمبنای  $k$  نزدیکترین همسایه، شبکه‌های عصبی، تحلیل متمایزکننده<sup>۱</sup> و منطق فازی با استفاده از ویژگی‌های مورفولوژیک و دادگان یکسان با یکدیگر مقایسه شده است [۱۳]. عملکرد این چهار طبقه‌بند برای ۵ حالت ( $N^1$ ، PVC<sup>۲</sup>، LBBB<sup>۳</sup>، RBBB<sup>۴</sup> و PB<sup>۵</sup>) و از نظر قابلیت طبقه‌بندی و همچنین ظرفیت یادگیری مورد آزمایش قرار گرفته است. برای بررسی ظرفیت یادگیری دو رویکرد تعلیم در این مطالعه مورد توجه قرار گرفته است. در یک رویکرد از دادگان محدودی استفاده می‌شود که در آن به نحوی دادگان برای بیمار تحت آزمایش تطبیق داده می‌شوند. طبقه‌بندی کننده‌ای که با این روش تعلیم داده می‌شود، در برخی کاربردهای پایش آریتمی به کار می‌رود. برای مثال در اتاق مراقبت‌های ویژه، ضربان طبیعی را متخصص قلب تشخیص می‌دهد و هر نوع بی‌نظمی در ضربان قلب به صورت خودکار و برمبنای تفاوت با الگوی ضربان طبیعی مشخص می‌شود. اما در کاربردهای تجاری طبقه‌بندهایی مرجح هستند که نیازی به تفسیر زمان‌بر

<sup>1</sup> Discriminant analysis<sup>2</sup> Normal<sup>3</sup> Premature ventricular contractions<sup>4</sup> Left bundle branch blocks<sup>5</sup> Right bundle branch blocks<sup>6</sup> Paced beats

است. روش بازسازی فضای فاز تا کنون برای تخمین خواص دینامیکی نامتغیر و غیرحساس به حالت اولیه به کار رفته است و روش‌های بسیاری نیز برای تخمین بعد در این فضا پیشنهاد شده است. از جمله این روش‌ها می‌توان به بعد همبستگی [۱۵]، حجم فضای فاز کمینه [۱۶] و روش شمارش سلولی [۱۷] اشاره کرد. مرجع [۱۸] نیز ویژگی‌های آماری فضای فاز بازسازی شده را گسترش داده است. در این مطالعه از روش بازسازی فضای فاز در مرجع [۱۸] برای بهبود قدرت طبقه‌بندی برای یک مجموعه تعلیم سرتاسری استفاده می‌کنیم و نشان می‌دهیم این روش قادر به ایجاد یک طبقه‌بند خودکار ضربان قلب است که علی‌رغم مستقل از بیمار بودن، دارای کارایی بسیار بالایی است.

در بخش دوم مقاله حاضر به شرح روش‌ها و تئوری مورد استفاده می‌پردازیم و سپس در بخش سوم، دادگان و استراتژی تعلیم را معرفی می‌کنیم. در بخش چهارم نیز، نتایج حاصل را ارزیابی می‌کنیم و در نهایت بخش پنجم به بحث و نتیجه‌گیری اختصاص یافته است.

## ۲- مبانی نظری روش‌های به کار رفته

در این مطالعه از روش بازسازی فضای فاز برای تخمین تابع چگالی توأم فضا به عنوان ویژگی و تعلیم دو مدل «گوسین» و «برمبنای بین» به عنوان طبقه‌بند استفاده می‌شود. در ادامه به شرح روش‌های پردازش غیرخطی سیگنال - که در این مقاله مورد استفاده قرار گرفته است - می‌پردازیم.

### ۲-۱- بازسازی فضای فاز

در هر سری زمانی از جمله سیگنال الکتروکاردیوگرام، ضروری است که نه فقط در خود سری زمانی بلکه در تبدیل یافته آن به فضایی با بعد بالاتر، در جستجوی الگو باشیم. فضای فاز بازسازی شده - که مثالی از چنین تبدیلی است - در واقع فضایی با بعد  $n$  است که در آن یک سیگنال برحسب تأخیر یافته همان سیگنال رسم شده است. هر نقطه در فضای فاز با رابطه زیر محاسبه می‌شود:

افراد خبره ندارند و مستلزم تنظیم دستی ویژه هر بیمار نیستند. برای این کاربرد رویکرد دادگان سراسری اجرا شده است. مجموعه تعلیم سرتاسری شامل ۵ نوع کمپلکس QRS است که از تمام بیماران در پایگاه MITBIH جمع‌آوری شده است و یک طبقه‌بند مستقل از بیمار را ایجاد می‌کند. نتایج گزارش شده در این کار بر دادگان محلی قابل توجه بوده است؛ اما در رویکرد سراسری که در این مقاله از آن به عنوان مستقل از بیمار یاد شده است، نتایج قابل قبولی به دست نیامد [۱۳].

یکی از مباحث مهمی که باید در طبقه‌بندی ضربان قلب بدان توجه شود، استفاده از روش‌ها و ویژگی‌های مستقل از بیمار است. از دیدگاه فرایندهای تصادفی تنها رویکردهای خطی متداول در تحلیل و طبقه‌بندی سیگنالها - که عموماً برمبنای مشخصات فرکانسی هستند - توانایی استخراج ویژگی‌های آماری درجه اول و دوم را دارند که برای جداسازی مناسب طبقات مختلف، ناکافی است. تکنیک‌های طبقه‌بندی سیگنال برمبنای اطلاعات توان، دارای قابلیت تفکیک سیگنالهایی با طیف توان یکسان نیستند، اما چنین سیگنالهایی در فضای فاز بازسازی شده تفکیک‌پذیر هستند. بعلاوه نظریه‌های مطرح شده در فضای فاز تضمین می‌کند که دینامیک هر سیستم با بازسازی فضای فاز ناشی از هر متغیر حالت، قابل توصیف است؛ مشروط بر آنکه بعد فضای فاز بازسازی شده از دو برابر بعد شمارش سلولی<sup>۷</sup> سیستم اصلی، بزرگتر باشد [۱۴]. فضای فاز بازسازی شده به جای مشخصات محلی، اطلاعات متمایزکننده فاز سیگنال را استخراج می‌کند و برای استخراج مدل‌هایی با وابستگی کمتر به بیمار، مناسب است.

در این مقاله، ما از بازسازی فضای فاز برای تعلیم توزیع‌های آماری استفاده و سپس آنها را طبقه‌بندی می‌کنیم. این توزیع‌ها یا پارامتری و برمبنای مدل ترکیبی گوسین و یا غیرپارامتری و برمبنای بین<sup>۸</sup> و شمارش رویداد هستند. برای طبقه‌بندی، از طبقه‌بند بیزین و شبکه عصبی استفاده شده

<sup>7</sup> Box counting

<sup>8</sup> Bin based

فرایند انتخاب بعد نیز مشابه تعیین تأخیر است. تخمین بعد را می‌توان بر مبنای نزدیکترین همسایگان نادرست یا روش تجربی انجام داد [۱۹، ۱۵]. نقاط نزدیکترین همسایگی نادرست، نقاطی در فضای فاز  $n$  بعدی هستند که در این فضا نزدیک یکدیگرند اما در فضای فاز با بعد  $n+1$  در نزدیکی هم قرار نمی‌گیرند. بر اساس تعداد این نقاط می‌توان مشخص کرد که آیا باید از بعد بالاتری استفاده کرد یا نه، بدین صورت که در تعیین بعد از آستانه‌ای برای درصد نزدیکترین همسایگان نادرست استفاده می‌شود. روش تجربی انتخاب بعد نیز مشابه روش تجربی انتخاب تأخیر است. بدین ترتیب که چند آزمایش انجام می‌شود و آزمایشی که دارای بالاترین درجه صحت است، بعد بهینه را مشخص می‌کند [۱۹].

## ۲-۲- مدل‌های ترکیبی گوسین

یک مدل ترکیبی گوسین<sup>۹</sup> مجموعه‌ای از  $N$  توزیع چند بعدی گوسین است. به کمک مجموعه این مدل‌ها می‌توان توزیع دادگان را تخمین زد. مدل ترکیبی گوسین بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$p(x) = \sum_{m=1}^M w_m p_m(x) = \sum_{m=1}^M w_m N(x; \mu_m, S_m) \quad (3)$$

که  $W_m$  وزنه‌های ترکیبی است و از آنجایی که GMM به صورت یک تابع توزیع احتمال  $M$  بعدی فرض می‌شود، بنابراین  $(\sum W_m = 1)$ ،  $M$  تعداد ترکیب‌ها و  $N(x; \mu_m, S_m)$  توزیع نرمال با میانگین  $\mu_m$  و ماتریس کوواریانس  $S_m$  است. با استفاده از توزیع‌های گوسین چندگانه می‌توان هر توزیعی از دادگان را مدل‌سازی کرد [۲۱]. تعداد توزیع‌هایی که در یک مدل ترکیبی گوسین استفاده می‌شوند، وابسته به پیچیدگی توزیع دادگان است. این تعداد را می‌توان با روش تجربی و از طریق اجرای طبقه‌بندی چندگانه - که از مدل‌های ترکیبی گوسین مختلفی استفاده می‌کنند - تعیین کرد. وزنها، میانگین و ماتریس کوواریانس مدل ترکیبی گوسین با استفاده از الگوریتم<sup>۱۰</sup> EM برآورد می‌شوند [۲۲]. در

$$\bar{x}_n = [x_n \quad x_{n-\tau} \quad \dots \quad x_{n-(d-1)\tau}] ; \\ n = (1+(d-1)\tau) \dots N \quad (1)$$

که در آن  $x_n$ ،  $n$  امین نقطه در سری زمانی،  $\tau$  تأخیر زمانی،  $N$  تعداد نقاط سری زمانی و  $d$  بعد فضای فاز است. تمامی نقاط فضای فاز را می‌توان با رابطه زیر ایجاد کرد:

$$X = \begin{bmatrix} \bar{x}_{1+(d-1)\tau} \\ \bar{x}_{2+(d-1)\tau} \\ \vdots \\ \bar{x}_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{x}_{1+(d-1)\tau} & \dots & \bar{x}_{1+\tau} & \bar{x}_1 \\ \bar{x}_{2+(d-1)\tau} & \dots & \bar{x}_{2+\tau} & \bar{x}_2 \\ \vdots & & \ddots & \\ \bar{x}_N & \dots & \bar{x}_{N-(d-2)\tau} & \bar{x}_{N-(d-1)\tau} \end{bmatrix} \quad (2)$$

به منظور ایجاد فضای فاز بازسازی شده، ابتدا باید بعد و میزان تأخیر را مشخص کرد. تخمین صحیح این پارامترها تأثیر به‌سزایی بر عملکرد طبقه‌بند دارد. اگر این مقادیر بسیار بزرگ انتخاب شوند، بر پیچیدگی و تعداد دادگان موردنیاز هر آزمایش می‌افزاید. همچنین اگر این مقادیر بسیار کوچک انتخاب شوند، طبیعت پیچیده مسأله در فضای فاز قابل توصیف نیست.

دو روش متداول که برای تخمین مناسب تأخیر استفاده می‌شوند، عبارتند از: روش کمینه اطلاعات متقابل و روش دیگری بر مبنای تجربه هستند. در روش اطلاعات متقابل، اطلاعات مشترک بین انتخاب‌های مقادیر صحیح تأخیرهای متوالی مشخص می‌شود [۱۹] و از کمینه اطلاعات متقابل به عنوان تخمینی از تأخیر بهینه استفاده می‌شود. در روش دوم مقدار تأخیر بصورت تجربی برآورد می‌شود. در این روش میزان تأخیر با بررسی نتایج چند آزمایش طبقه‌بندی انجام می‌شود [۲۰]. در هر آزمایش، اثر میزان تأخیر متفاوتی بررسی و صحت طبقه‌بندی تعیین می‌شود. در نهایت تأخیری انتخاب می‌شود که به بیشترین میزان صحت منجر شده است.

<sup>9</sup> Gaussian Mixture Model

<sup>10</sup> Expectation Maximization

تعداد نقاط بین هر دو نقطه تقسیم با هم مساوی باشد و یک هیستوگرام یکنواخت را در آن جهت تولید کند. در مرحله دوم زیرفضاهای با بعد بالاتر بصورت ابرمکعب‌هایی شکل می‌گیرند که مرزهای آنها از وصل کردن نقاط مشخص شده در مرحله اول به یکدیگر، به دست می‌آید [۱۸]. از معایب سیستم مبتنی بر بین می‌توان به این موارد اشاره کرد: (۱) با افزایش بعد فضای فاز بازسازی شده، تعداد بین‌ها بصورت نمایی افزایش می‌یابد؛ (۲) مرزهای زیرفضاها ثابت هستند [۱۸].

#### ۲-۴- طبقه‌بند بیزین

در طبقه‌بند بیزین [۲۳] از قانون بیز برای محاسبه طبقه دارای بیشترین احتمال شرطی، استفاده می‌شود. قانون بیز بصورت زیر است:

$$p(\text{class}|x_n) = \frac{p(x_n|\text{class})p(\text{class})}{p(x_n)} \quad (6)$$

منظور از  $p(\text{class}|x_n)$  احتمال شرطی این است که نقطه دلخواهی از فضای فاز بازسازی شده متعلق به یک طبقه خاص باشد. از آنجایی که عبارت  $p(x_n)$  فقط یک مقدار بهنجارکننده است، در مقایسه احتمال طبقات می‌توان آن را نادیده گرفت. با این شرط طبقه‌بند بیزین به شکل زیر می‌شود:

$$\text{class} = \arg \max_{\text{class}_i \in \text{AllClasses}} p(\text{class}_i) p(x_1, \dots, x_n | \text{class}_i) \quad (7)$$

که در آن AllClasses نشان‌دهنده مجموعه طبقات ممکن است. برای محاسبه  $p(x_1, \dots, x_n | \text{class}_i)$  لازم است مجموعه وسیعی از دادگان تعلیم برای هر نقطه از فضای فاز بازسازی شده، در دسترس باشد که اغلب دادگان در دسترس ناکافی هستند. به همین دلیل در طبقه‌بند بیزین فرض می‌شود که ویژگی‌ها مستقل از طبقه هستند [۲۴]. این بدین معناست که احتمال وقوع یک مجموعه ویژگی در طبقه‌ای دلخواه، بصورت حاصلضرب هر یک از احتمالات شرطی

این روش با استفاده از مقادیر اولیه هر پارامتر و تکرار الگوریتم برای کلیه دادگان در دسترس میزان  $ML$  تخمین زده می‌شود. برای برآورد از روابط زیر استفاده می‌شود:

$$\hat{\mu}_m = \frac{\sum_{n=1+(d-1)\tau}^L (p_m(x_n) x_n)}{\sum_{n=1+(d-1)\tau}^L p_m(x_n)} \quad (8)$$

$$\hat{\Sigma}_m = \frac{\sum_{n=1+(d-1)\tau}^L (p_m(x_n) (x_n - \mu_m))}{\sum_{n=1+(d-1)\tau}^L p_m(x_n)}$$

$$\hat{w}_m = \frac{\sum_{n=1+(d-1)\tau}^L p_m(x_n)}{\sum_{n=1+(d-1)\tau}^L \sum_{m=1}^M p_m(x_n)}$$

که در آنها  $M$  تعداد ترکیب‌ها،  $p_m$  تابع توزیع احتمال و  $L$  تعداد نقاط سیگنال است [۲۲].

#### ۲-۳- مدل برمبنای بین

یک روش مستقیم برای تخمین تابع جرم احتمال گسسته<sup>۱۲</sup> مربوط به جاذب استفاده از هیستوگرام‌ها است. فضا به چندین ناحیه تقسیم می‌شود که هر یک از این ناحیه‌ها یک بین نام دارد. تعداد رویدادهای هر بین در تمام نمونه‌های تعلیم، بر کل نقاط تقسیم می‌شود و تخمینی از احتمال پسین در هر بین بدست می‌آید:

$$\hat{p}(b) = \frac{\text{number of example points in bin } b}{\text{Total number of bins}} \quad (5)$$

به منظور بهبود قابلیت اطمینان تخمین تابع جرم احتمال می‌توانیم یک سیستم ناحیه بندی تعریف کنیم به طوری که بتواند دقیقاً بیانگر توزیع اصلی باشد. توزیع نقاط در فضای فاز، غیریکنواخت است، بنابراین استفاده از زیرفضاهایی با فاصله غیریکنواخت، مناسبتر است. برای ایجاد بین‌ها از یک فرایند دومرحله‌ای استفاده می‌شود: ابتدا در جهت هر بعد، فضا به تعدادی ناحیه تقسیم می‌شود طوری که در آن بعد

<sup>11</sup> Maximum likelihood

<sup>12</sup> Discrete probability mass function (pmf)

تصادفی از انواع موجود انتخاب شده است. بدین ترتیب در مجموع ۳۷۶ کمپلکس QRS جمع‌آوری و در فرایند تعلیم و آزمون به کار برده شد. از این تعداد کمپلکس ۸۰ مورد نرمال، ۷۶ مورد PVC، ۷۴ مورد PB، ۶۸ مورد LBBB و ۷۸ مورد مربوط به RBBB هستند.

### ۳-۱- ارزیابی ده قسمتی<sup>۱۳</sup>

در آزمایشهایی که امکان دسترسی به مجموعه مجزای آزمون وجود ندارد، باید از روش اعتبارسنجی الگوریتم مستقل از بیمار استفاده شود. روشی که در اینجا استفاده شده، ارزیابی ده قسمتی نامیده می‌شود. نخستین گام در این روش، تفکیک مجموعه تعلیم به ۱۰ قسمت تصادفی است. برای تعلیم طبقه‌بند از ۹ قسمت استفاده می‌کنیم. سپس این مدلها برای طبقه‌بندی ۱۰ امین قسمت به کار می‌روند. این فرآیند ۹ بار دیگر نیز انجام می‌شود. در نهایت ۱۰ طبقه‌بندی مستقل از بیمار انجام شده و از ترکیب نتایج طبقه‌بندی صحت کل محاسبه می‌شود. در حالتی که امکان دسترسی به مجموعه آزمون مجزا وجود نداشته باشد، طبقه‌بندی مستقل از بیمار با روش ارزیابی ده قسمتی امکان‌پذیر می‌شود و قدرت تعمیم الگوریتم بر دادگان تست متفاوت افزایش می‌یابد.

### ۳-۲- اعتبارسنجی مدلها

برای مقایسه نتایج با نتایج مرجع [۱۳]، باید قدرت طبقه‌بندی فضای فاز بازسازی شده را با همان فاکتورهای مورد استفاده، بسنجیم. در مرجع [۱۳] از ۴ روش طبقه‌بندی استفاده شده است. ۴ ویژگی برای هر طبقه ضربان  $i$  محاسبه شده است: حساسیت (Sei)، اختصاصی بودن (Spi)، مقدار پیش‌بینی مثبت (PPVi) و مقدار پیش‌بینی منفی (NPVi) که در آن:

$$(i=N, PVC, LBBB, RBBB, PB)$$

این مقادیر با استفاده از روابط زیر بدست می‌آیند:

$p(x_n | class_i)$  است. بنابراین طبقه‌بند بیزین چنین می‌شود:

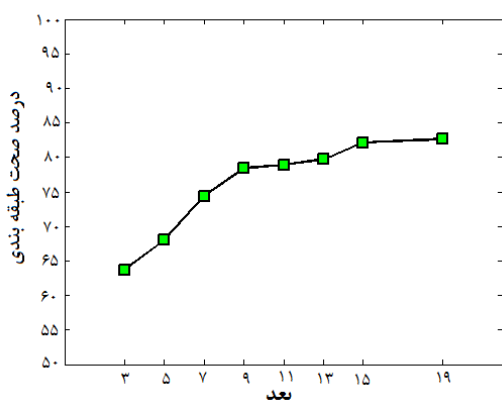
$$class = \arg \max_{class_i \in AllClasses} p(class_i) \prod_{n=1+(d-1)\tau}^N p(x_n | class_i) \quad (A)$$

که  $N$  تعداد نقاط فضای فاز بازسازی شده است و  $d$  نیز بعد فضای فاز بازسازی شده را مشخص می‌کنند. احتمالات شرطی  $p(x_n | class_i)$  با توجه به دادگان تعلیم قابل یادگیری است. بدین ترتیب طبقه هر فضای فاز بازسازی شده دلخواه با مدل‌های تعلیم یافته مقایسه شده؛ سپس طبقه‌بندی انجام می‌شود.

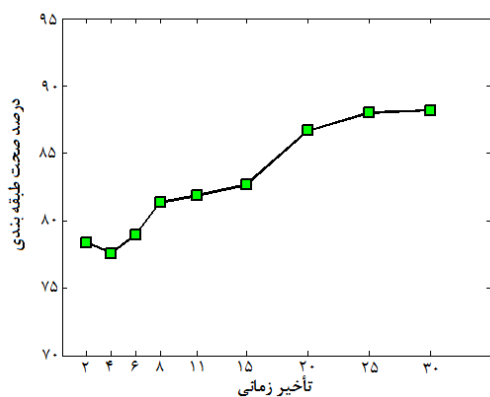
### ۳-۳- دادگان، استراتژی تعلیم و اعتبارسنجی روش‌ها

به منظور امکان مقایسه با روش به کار رفته در [۱۳] در این مطالعه نیز، از پایگاه دادگان MITBIH [۲۶] استفاده شده است. این پایگاه دادگان شامل ۴۸ ثبت الکتروکاردیوگرام بوده که مدت زمان هر ثبت ۳۰ دقیقه است و با ۲ لید انجام می‌شود. فرکانس نمونه‌برداری ۳۶۰ هرتز و میزان قدرت تفکیک ۲۰۰ نمونه بر میلی ولت است. بدلیل تنوع وسیع شکل موج‌های ضربان قلب، نحوه انتخاب مجموعه تعلیم بسیار تأثیرگذار است. از آنجایی که هدف، دستیابی به طبقه‌بند مستقل از بیمار است، مجموعه سرتاسری استفاده شده است. این مجموعه شامل ۵ نوع کمپلکس QRS بوده که از تمامی بیماران در پایگاه MITBIH جمع‌آوری شده است: (۱) ضربانهای طبیعی - ۷۴۸۲۰ مورد؛ (۲) PVC - ۶۹۷۰ مورد؛ (۳) LBBB - ۸۰۵۰ مورد؛ (۴) RBBB - ۷۲۲۰ مورد؛ (۵) PB - ۷۰۰۰ مورد. در جدول ۱ چگونگی توزیع این پنج نوع ضربان در میان کلیه ثبت‌های الکتروکاردیوگرام نشان داده شده است. از آنجایی که برای مدلسازی فضای فاز به تمامی دادگان تعلیم نیاز نداریم و تنها یک سیگنال کوتاه کافی است؛ بنابراین برای هر بیمار در دادگان، ۲ کمپلکس

طبقه‌بندی برحسب بعد با فرض ثابت بودن تأخیر و در شکل (۲) صحت برحسب تأخیر زمانی و با فرض ثابت بودن بعد، با استفاده از روش مدل ترکیبی گوسین و طبقه‌بندی بیزین نشان داده شده است. منظور از صحت طبقه‌بندی، مجموع تعداد سیگنالهای طبقه‌بندی شده بطور صحیح، تقسیم بر تعداد کل است. همانطور که در این دو شکل دیده می‌شود، افزایش میزان بعد پس از ۱۵ و افزایش تأخیر پس از ۲۵ تأثیری در صحت طبقه‌بندی ندارد بنابراین بعد را برابر ۱۵ و تأخیر را ۲۵ انتخاب می‌کنیم.



شکل (۱)- نمودار درصد صحت روش بیزین- مدل ترکیبی گوسین برحسب بعد با تأخیر ۴ واحد و ۸ ترکیب.



شکل (۲)- نمودار درصد صحت روش بیزین- مدل ترکیبی گوسین برحسب تأخیر با بعد ۱۱ و ۸ ترکیب گوسین.

#### ۴-۲- طبقه‌بندی بیزین- مدل ترکیبی گوسین

در اجرای این روش توزیع احتمال طبقات سیگنال به مدل ترکیبی گوسین تعلیم داده می‌شود. این کار با ایجاد فضای

$$Sp_i = \frac{TN_i}{TN_i + FP_i}, PPV_i = \frac{TP_i}{TP_i + FP_i} \quad (9)$$

$$NPV_i = \frac{TN_i}{TN_i + FN_i} \text{ و } Se_i = \frac{TP_i}{TP_i + FN_i}$$

منظور از  $TP_i$  (مقادیر مثبت درست)<sup>۱۴</sup> تعداد ضربان قلب بیمار متعلق به  $i$  امین طبقه است که بطور صحیح طبقه‌بندی شده‌اند؛  $TN_i$  (مقادیر منفی درست)<sup>۱۵</sup> تعداد ضربانهای سالم است که در  $i$  امین طبقه به طور درست طبقه‌بندی شده‌اند؛  $FP_i$  (مقادیر مثبت نادرست) تعداد ضربانهایی است که در  $i$  امین طبقه بطور نادرست طبقه‌بندی شده‌اند و  $FN_i$  (مقادیر منفی نادرست) تعداد ضربانهای متعلق به  $i$  امین طبقه است که در طبقه دیگری طبقه‌بندی شده‌اند.

#### ۴- نتایج

در این پژوهش سیگنال الکتروکاردیوگرام با هدف حذف خط زمینه ابتدا فیلتر شده؛ سپس به منظور انتخاب ۲ کمپلکس به بازه‌های ۲ ثانیه‌ای تقطیع و نرمالیزه شده است.

#### ۴-۱- بازسازی فضای فاز جاسازی شده<sup>۱۶</sup>

نخستین گام اجرا و ایجاد فضای فاز بازسازی شده سیگنال، تعیین بعد و تأخیر است. همان‌گونه که در [۱۷] پیشنهاد شده، از مد توزیع کمینه تابع اطلاعات خودمقابل بجای تخمین اولیه تأخیر زمانی استفاده می‌شود. به طور مشابه برای تخمین اولیه بعد نیز، از میانگین بعلاوه دو برابر انحراف معیار توزیع نزدیکترین همسایگان نادرست استفاده می‌شود.

هرچند تعیین دقیق بعد و تأخیر زمانی برای دست یابی به بالاترین قابلیت طبقه‌بندی مهم است؛ در عمل نشان داده شده که روشهای به کار رفته در گستره‌ای از مقادیر بعد و تأخیر دارای کارایی مناسبی هستند [۲۰]. با استفاده از روش به کار رفته در [۱۷] برآورد اولیه تأخیر زمانی و بعد به ترتیب مقادیر ۴ و ۱۰ به دست می‌آید. در شکل (۱) صحت

<sup>14</sup> True positives

<sup>15</sup> True negatives

<sup>16</sup> Embedded



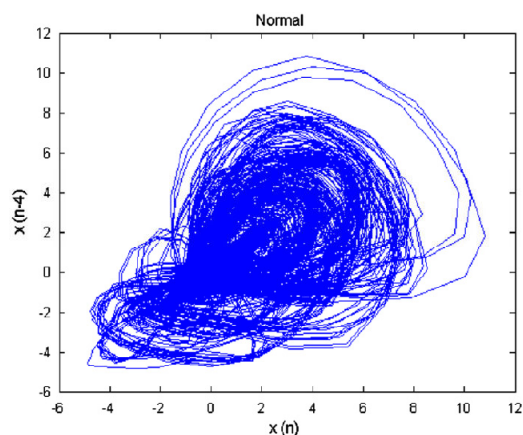
#### ۴-۳- طبقه‌بند بیزین- بین

از آنجایی که در این روش یکنواختی توزیع نقاط در هر بعد، مستقل از ابعاد دیگر در نظر گرفته شده است، توزیع نقاط در ابر مکعبهایی که از این نحوه تقسیم فضا به دست می‌آیند؛ غیر یکنواخت خواهد بود. شکل (۵) تقسیم‌بندی فضا را در حالت دو بعدی و تأخیر ۴ برای دو نوع ضربان LBBB و PB نشان می‌دهد. در این شکل ناظری که روی محور افقی یا عمودی حرکت می‌کند، تعداد نقاط را در بازه‌های متفاوت، مساوی و در نتیجه توزیع را یکنواخت خواهد دید. اما ناظری که به کل صفحه دو بعدی مشرف باشد، تقسیم‌بندی غیر یکنواخت فضا را مشاهده خواهد کرد.

علی‌رغم اینکه مفهوم مدل‌سازی فضای فاز بازسازی شده بر مبنای بین بسیار ساده است؛ بدلیل هزینه محاسباتی زیاد اجرای آن بسیار مشکل است. به کمک طبقه‌بند بیزین- مدل ترکیبی گوسین می‌توانیم یک فضای ۲۱ بعدی را به طور مناسب مدل‌سازی کنیم. اگر بخواهیم برای مدل‌سازی چنین فضایی از روش بر مبنای بین استفاده کنیم، حتی با فرض اختصاص یک بخش به هر بعد، به بیش از یک میلیون بین نیازمندیم [۸]. در حالت استفاده از فضای ۳ بعدی با تأخیر ۲۵ و ۱۰۰۰ بین، درصد صحت برابر با ۷۰/۹۳٪ و با افزایش بعد به ۵ و بکارگیری ۱۰۰۰۰۰ بین، درصد صحت حاصل برابر با ۸۴/۸۳٪ خواهد بود. قابلیت طبقه‌بندی این روش در این دو حالت در جداول (۲) و (۳) آمده است.

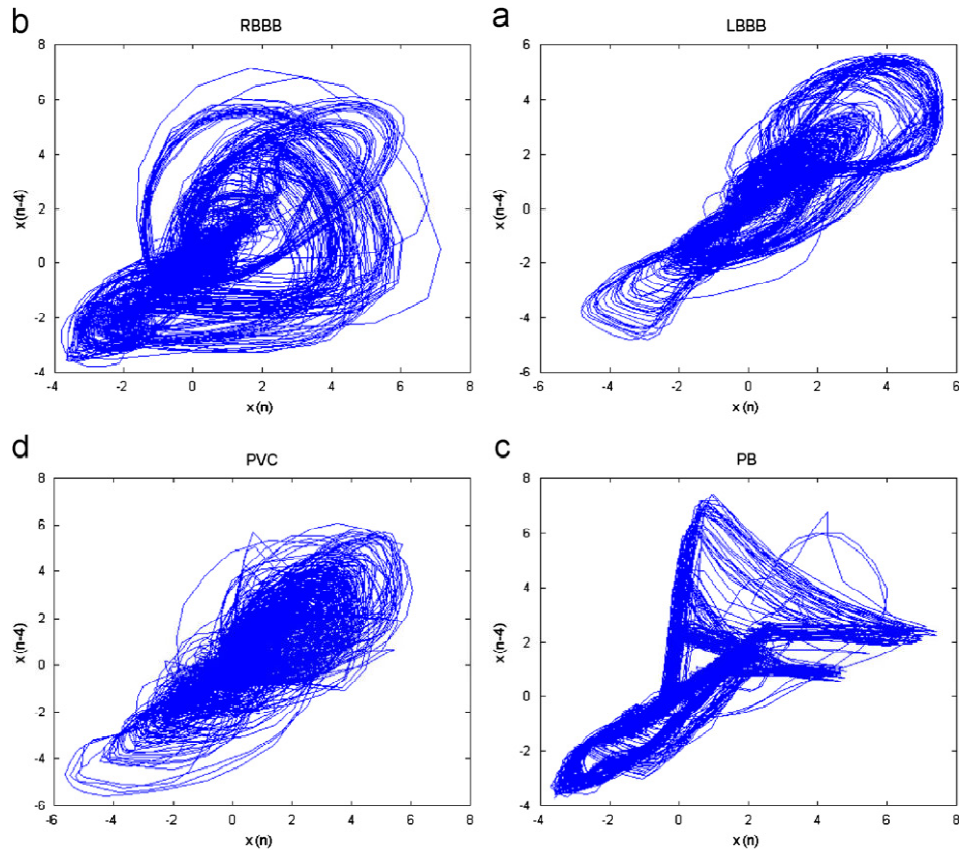
مشاهده می‌شود که عملکرد طبقه‌بند بیزین- بین به اندازه طبقه‌بند بیزین- مدل ترکیبی گوسین مناسب نیست؛ اما در مقایسه با سایر روش‌های طبقه‌بند ضربان قلب با مجموعه دادگان سرتاسری مناسب‌تر است.

فاز بازسازی شده با کمک تأخیر و بعد به دست آمده در مرحله قبل و همچنین جاسازی سیگنال‌های متعلق به طبقات مختلف در این فضا، امکان‌پذیر است. تعداد ترکیب‌های مورد نیاز، به توزیع چگالی فضای فاز بازسازی شده بستگی دارد. اگر تعداد دادگان تعلیم کافی باشد، صحت طبقه‌بندی به مقدار خاصی مجانب می‌شود [۱۷]. با به کارگیری بهترین مقادیر تأخیر تجربی، بعد و ۱۶ ترکیب، صحت طبقه‌بند بیزین- مدل ترکیبی گوسین برابر با ۹۲/۵٪ است. نمودار دوبعدی فضای فاز بازسازی شده مربوط به سیگنال‌های نرمال و چهار طبقه دیگر به ترتیب در شکل‌های (۳) و (۴) رسم شده است. این دو شکل نشان می‌دهند که الگوهای موجود در تبدیل با بعد بالاتر نسبت به خود سری زمانی، متمایزکننده‌تر خواهند بود.

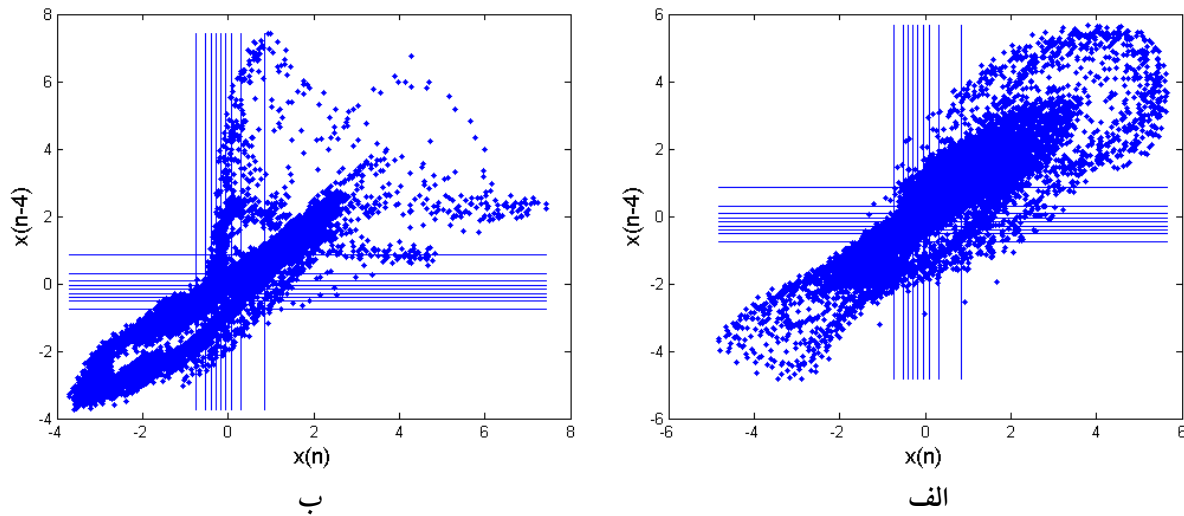


شکل (۳)- فضای فاز بازسازی شده سیگنال‌های طبیعی در حالت  $D=2$  و  $Lag=4$ .

در شکل (۶) عملکرد طبقه‌بند بیزین- مدل ترکیبی گوسین با سایر روش‌های طبقه‌بندی ضربان قلب از جمله K نزدیکترین همسایه، منطق فازی، شبکه‌های عصبی، تحلیل متمایزکننده و بیزین گوسین مقایسه شده است. این شکل نشان می‌دهد که نتایج حاصل از این روش در حالت استفاده از مجموعه دادگان سرتاسری، بسیار مناسب‌تر از روش‌های دیگر است.

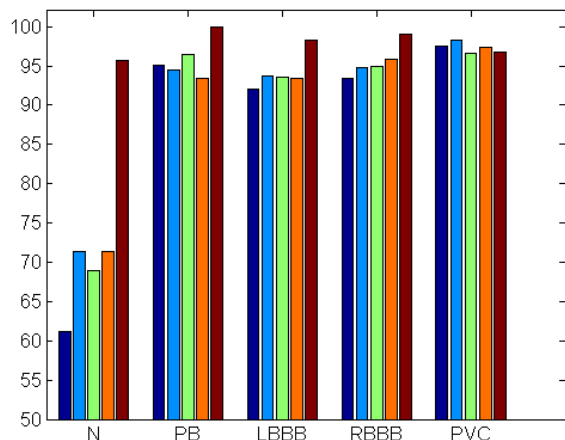


شکل (۴) - فضای فاز بازسازی شده سیگنال‌های چهار طبقه در حالت  $D=2$  و  $Lag=4$ .



شکل (۵) - بین‌های تشکیل شده در حالت  $D=2$  و  $Lag=4$ . برای ضربان‌های نوع الف (LBBB) ب (PB)

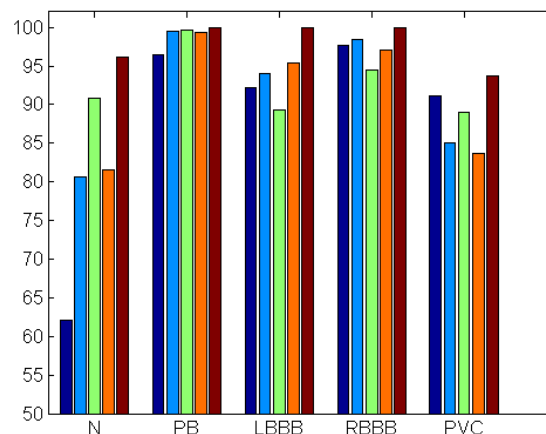
درصد مقادیر پیش بینی منفی



طبقات

(ب)

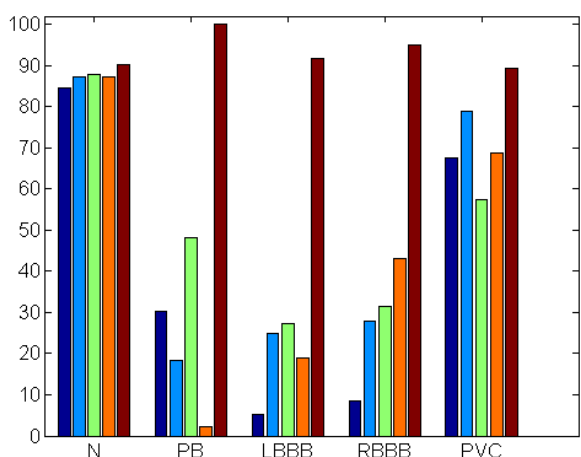
درصد اختصاصی بودن



طبقات

(الف)

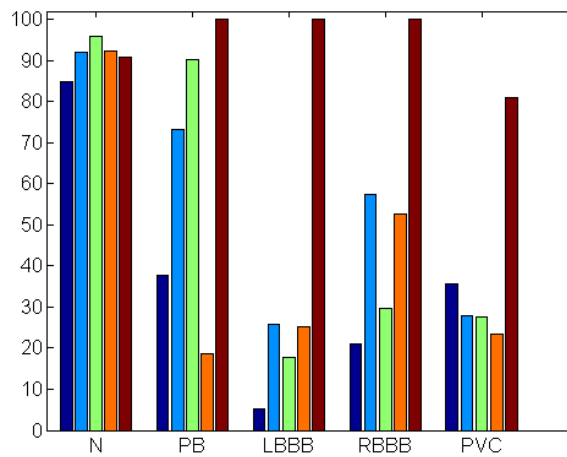
درصد حساسیت



طبقات

(د)

درصد مقادیر پیش بینی مثبت



طبقات

(ج)

شکل (۶) - مقایسه ۵ روش: میله ها از چپ به راست به ترتیب نتایج روشهای K نزدیکترین همسایه، شبکه‌های عصبی، تحلیل متمایزکننده،

منطق فازی و بیزین گوسین را برحسب طبقه نشان می‌دهند. نتایج ۴ روش اول مربوط به مرجع [۱۳] است.

(الف) میزان اختصاصی بودن، (ب) مقادیر پیش‌بینی منفی و (ج) مقادیر پیش‌بینی مثبت و (د) حساسیت

#### ۴-۴- طبقه‌بند از نوع شبکه عصبی

همان‌گونه که قبلاً نیز گفته شد، در این روش از نقاط فضای  $d+1$  بعدی مستقیماً برای تعلیم ۵ شبکه عصبی<sup>۱۷</sup> TDNN استفاده می‌شود. این شبکه‌ها بر یک پنجره زمانی به طول  $d$  از سیگنال تعلیم می‌بینند تا مقادیر بعد  $d+1$  ام را پیش‌بینی کنند [۲۹]. در مورد داده‌آزمون، سیگنال جدید به طبقه‌ای که شامل کمینه میانگین مربعات خطای پیش‌بینی است، تعلق دارد. در عمل نمی‌توان شبکه‌ها را در فضاهایی با تأخیر زمانی زیاد تعلیم داد. به هر حال، آزمایش‌ها نشان می‌دهند که با افزایش تأخیر زمانی صحت طبقه‌بندی بهبود می‌یابد. در جدول (۴) نتایج حاصل از این روش نشان داده شده است. ستون آخر شامل خطای پیش‌بینی تعلیم برای طبقه طبیعی است، صحت طبقه‌بندی برای هر پنج شبکه TDNN محاسبه شده است.

در این کار تأخیر زمانی برابر ۵ انتخاب شده و فضای ۱۶ بعدی برای تعلیم و آزمون TDNN بازسازی شده است. نتایج حاصل از این روش در جدول (۵) آورده شده است.

#### ۵- بحث و نتیجه‌گیری

این پژوهش با هدف بررسی قابلیت تفکیک‌پذیری اطلاعات موجود در طیف توان سیگنال ضربان قلب و مقایسه آن با روشهای متداول انجام شده است. برای مقایسه صحیح از گزارشهای موجود در مرجع [۱۳] استفاده شده، چرا که در این مطالعه موفق‌ترین روشهای قبلی با استفاده از ویژگیهای یکسان بررسی شده؛ همچنین با یکدیگر مقایسه شده است. در این کار دو رویکرد اصلی وجود داشته که نویسندگان، یکی از آنها را وابسته به بیمار و دیگری را مستقل از بیمار نامیده‌اند. نتایج گزارش شده مطالعه [۱۳] در رویکرد مستقل از بیمار، بسیار ضعیف است؛ اما روش به کار برده شده در مطالعه حاضر سبب بهبود نتایج این رویکرد شده است.

در این مقاله از سه روش طبقه‌بندی بر مبنای تئوری فضای فاز بازسازی شده برای بهبود طبقه‌بندی ضربان قلب مستقل از بیمار، استفاده شده است. در ابتدای هر سه روش لازم است تأخیر زمانی و بعد برآورد شود، چرا که مقادیر تخمین اولیه تأخیر و بعد قابل قبول هستند؛ اما بهینه نیستند. بنابراین آزمایشهایی برای یافتن بهترین مقادیر تجربی انجام شده؛ سپس در ادامه با استفاده از بهترین مقادیر تأخیر زمانی و بعد، فضای فاز سیگنال بازسازی شده است. در روش اول و دوم، فضای فاز بازسازی شده با استفاده از مدل ترکیبی گوسین یا بین مدل‌سازی شده؛ سپس از طبقه‌بند بیزین برای طبقه‌بندی این مدلها استفاده شده است. در روش سوم مستقیماً از فضای فاز بازسازی شده برای تعلیم شبکه TDNN استفاده شده و معیار طبقه‌بندی کمینه خطای پیش‌بینی انتخاب شده است.

بدلیل بازنمایی مناسبی که با فضای فاز بازسازی شده، به دست آمده است؛ عملکرد هر سه روش در مقایسه با تحقیقات قبلی، مناسب‌تر به نظر می‌رسد. مزیت این بازنمایی توانایی آشکار کردن می‌تواند تفاوت‌های موجود در طیف توان سیگنال است. نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که استفاده از این ویژگی می‌تواند بدون تطبیق با بیمار خاصی، عملکرد مناسبی داشته باشد. بدین ترتیب یک طبقه‌بند خودکار مستقل از بیمار حاصل شده است که می‌تواند با استفاده از تفکیک‌پذیری انواع سیگنالها در فضای فاز، نتایج چشمگیری را نشان دهد. بهترین نتایج مربوط به طبقه‌بند بیزین- مدل ترکیبی گوسین است، درصد صحت حاصل از دو روش دیگر در مقایسه با طبقه‌بند بیزین- مدل ترکیبی گوسین پایین‌تر است؛ اما با سایر روشهای گزارش شده در مقالات قابل مقایسه است.

این مزایا بدلیل قابلیت فضای فاز بازسازی شده در بازنمایی سیگنالهایی که شامل اطلاعات غیرخطی هستند، حاصل شده؛ زیرا فضای فاز بازسازی شده شامل اطلاعات قابل توجهی درباره تنوع سیگنالها است و با کمک

<sup>17</sup> Time Delay Neural Network

جدول (۱) - چگونگی توزیع پنج نوع ضربان طبیعی، PVC، LBBB، PB و RBBB در میان کلیه ثبت‌های الکتروکاردیوگرام

نوع ضربان	شماره ثبت‌های الکتروکاردیوگرام شامل انواع ضربان متناظر
N	۲۳۰، ۲۳۱، ۲۲۸، ۲۱۹-۲۲۳، ۲۱۷، ۲۱۵، ۲۱۳، ۲۱۲، ۲۰۸-۲۱۰، ۲۰۵، ۲۰۰-۲۰۳، ۱۲۱-۱۲۳، ۱۱۹، ۱۱۲-۱۱۷، ۱۰۸، ۱۰۰-۱۰۶
PVC	۲۲۱، ۲۱۹، ۲۱۷، ۲۱۳-۲۱۵، ۲۰۷-۲۱۰، ۲۰۵، ۲۰۰-۲۰۳، ۱۲۴، ۱۲۳، ۱۲۱، ۱۱۹، ۱۱۸، ۱۱۶، ۱۱۴، ۱۱۱، ۱۰۴-۱۰۹، ۱۰۲، ۱۰۰ ۲۳۴، ۲۳۳، ۲۳۱، ۲۳۰
LBBB	۲۱۴، ۲۰۷، ۱۱۱، ۱۰۹
PB	۲۳۲، ۲۳۱، ۲۱۲، ۲۰۷، ۱۲۴، ۱۱۸
RBBB	۲۱۷، ۱۰۷، ۱۰۴، ۱۰۲

جدول (۲) - نتایج روش طبقه‌بند بیزین - بین سه بعدی. (زمان اجرا: ۱۲۶۰ ثانیه)

نوع ضربان	Se (%)	Sp (%)	PPV (%)	NPV (%)
N	۶۸/۴۷	۸۱/۹۰	۶۴/۴۱	۸۴/۴۴
PVC	۷۵/۲۹	۹۳/۷۷	۵۵/۶۵	۹۰/۵۸
LBBB	۷۰/۰۰	۹۶/۵۵	۸۴/۰۰	۹۲/۵۶
PB	۹۰/۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۹۷/۲۵
RBBB	۵۰/۸۵	۷۹/۸۴	۷۸/۹۵	۸۹/۰۶

جدول (۳) - نتایج روش طبقه‌بند بیزین - بین پنج بعدی. (زمان اجرا: ۳۰۵۰ ثانیه)

نوع ضربان	Se (%)	Sp (%)	PPV (%)	NPV (%)
N	۹۵/۵۰	۸۴/۸۰	۷۳/۶۱	۹۷/۷۰
PVC	۶۹/۴۱	۹۴/۵۳	۷۹/۷۳	۹۰/۸۸
LBBB	۸۰/۰۰	۹۹/۲۶	۹۶/۰۰	۹۵/۷۴
PB	۹۸/۳۳	۱۰۰	۱۰۰	۹۹/۶۲
RBBB	۷۷/۹۷	۹۹/۲۷	۹۵/۸۳	۹۵/۴۴

جدول (۴) - نتایج روش شبکه عصبی با مقادیر مختلف بعد و تأخیر زمانی. (زمان اجرای میانگین: ۲۰ ثانیه)

تأخیر زمانی	بعد	درصد صحت طبقه‌بندی	خطای پیش‌بینی تعلیم
۱	۱۵	۵۲/۸۲	۰/۰۱
۳	۱۵	۷۱/۷۳	۰/۱۰
۵	۱۵	۷۶/۲۷	۰/۲۹
۷	۱۵	۶۸/۴۲	۰/۴۹

جدول (۵) - نتایج روش فضای فاز بازسازی شده - شبکه عصبی. (زمان اجرا: ۷ ثانیه)

NPV (%)	PPV (%)	Sp (%)	Se (%)	نوع ضربان
۸۵/۱۴	۸۶/۰۵	۹۴/۶۴	۶۶/۶۷	N
۹۱/۰۲	۵۴/۳۱	۸۰/۸۰	۷۴/۱۲	PVC
۹۴/۸۴	۸۲/۴۶	۹۵/۹۸	۷۸/۳۳	LBBS
۹۹/۵۶	۹۵/۱۶	۹۸/۷۰	۹۸/۳۳	PB
۹۳/۸۲	۷۹/۶۳	۹۵/۶۷	۷۲/۸۸	RBBB

است، این ترکیب می‌تواند بسیار مفید باشد. شبکه عصبی با توابع پایه شعاعی نیز می‌تواند یک طبقه‌بند مناسب محسوب شود، زیرا می‌تواند قابلیت‌های مدل ترکیبی گوسین و شبکه عصبی را ترکیب کند.

### مراجع

- [1] Minami H., Nakajima A., Toyoshima T., Real-time discrimination of ventricular tachyarrhythmia with Fourier-transform neural network; IEEE Trans. Biomed. Eng, 1999; 46:179-185.
- [2] Evans S., Hastings H., Bodenheimer M., Differentiation of beats of ventricular and sinus origin using a self-training neural network; PACE, 1994; 17: 611-626.
- [3] Clayton R., Murray A., Campbell R., Recognition of ventricular fibrillation using neural networks; Med. Biol. Eng. Comput, 1994; 32: 217-220.
- [4] Barro S., Ruiz R., Cabello D., Mira J., Algorithmic sequential decision-making in the frequency domain for life threatening ventricular arrhythmias and imitative artifacts: a diagnostic system; J. Biomed. Eng, 1989; 11: 320-328.
- [5] Yeap T.H., Johnson F., Rachniowski M., ECG beat classification by a neural network; in: Proceedings of the Annual International Conference on IEEE Engineering Medicine and Biology Society, 1990: 1457-1458.
- [6] Chazal P., O'Dwyer M., Reilly R.B., Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features; IEEE Trans. Biomed. Eng, 2004; 51: 1196-1206.
- [7] Maglaveras N., Stamkopoulos T., Diamantaras K., Pappas C., Strintzis M., ECG pattern recognition and classification using non-linear transformations and neural networks: a review;

روش‌های آماری می‌توان اطلاعات را در چنین فضاهاهی استخراج کرد. در حالتی که مسأله کمبود دادگان وجود دارد و ابزار مناسبی برای بررسی در فضاهاهی با بعد بالا موجود نیست، روش فضای فاز یک ابزار بازنمایی ساختار دینامیک سیستم است. از سوی دیگر در برخی کاربردها از جمله طبقه‌بندی ضربان قلب، اگر از روشهای معمول بازنمایی داده استفاده شود، بدلیل زمان کوتاه کمپلکس QRS قابلیت طبقه‌بند کاهش می‌یابد. اما در این پژوهش نشان داده شد که در صورت استفاده از روش فضای فاز بازسازی شده تنها سیگنالی با طول زمانی دو ثانیه برای طبقه‌بندی، صحیح کافی است.

مزایای ذکر شده در بالا سبب می‌شود که به طبقه‌بند مستقل از بیمار مناسبی دست پیدا کنیم. موفقیت روش فضای فاز بازسازی شده در طبقه‌بندی انواع ضربان قلب، نشان می‌دهد که فاز، یک پارامتر مهم برای تمایز بین طبقات محسوب می‌شود. بویژه طبقه PB - که دارای فضای فاز قابل تمیزی است - روشهای مبتنی بر فضای فاز بازسازی شده بسیار مناسب عمل می‌کنند.

برای ادامه پژوهش در این زمینه می‌توان اطلاعات محلی سیگنال (بازنمایی فرکانسی و ویژگی‌های مورفولوژیک) را با ویژگی‌های فضای فاز بازسازی شده، ترکیب کرد. از آنجایی که برخی اطلاعات سیگنال در حوزه فاز و برخی نیز در حوزه فرکانس و یا مربوط به شکل آن

- IEEE Trans. Knowl. Data Eng, 2004; 16(6): 779–783.
- [18] Povinelli R.J., Lindgren A.C, Ye J., Statistical Models of Reconstructed Phase Spaces for Signal Classification; IEEE Trans. Signal Process, 2006; 54(6).
- [19] Kantz H., Schreiber T., Nonlinear Time Series Analysis; Cambridge University Press, Cambridge, 1997.
- [20] Johnson M.T, Povinelli R.J., Lindgren A.C., Ye J.J., Liu X., Indrebo K.M., Time-domain isolated phoneme classification using reconstructed phase spaces; IEEE Trans. Speech Audio Process, 2005; 13(4).
- [21] Liu L., He J., On the use of orthogonal GMM in speaker recognition, presented at ICASSP; Tempe, AZ, 1999.
- [22] Moon T.K., The expectation-maximization algorithm; IEEE Signal Process. Mag, 1996: 47–59.
- [23] Mitchell T.M., Machine Learning, McGraw-Hill, New York, 1997.
- [24] Domingos P., Pazzani M., On the optimality of the simple Bayesian classifier under zero-one loss; Mach. Learn, 1997, 29: 103–130.
- [25] Waibel A., Modular construction of time delay neural networks for speech recognition; Neural Comput, 1989, 1: 39–46.
- [26] Physiobank Archive Index, MIT-BIH Arrhythmia Database.  
<<http://www.physionet.org/physiobank/database>>.
- Int. J. Med .Inf, 1998; 52: 191–208.
- [8] Hu Y.H., Palreddy S., Tompkins W.J., A patient-adaptable ECG beat classifier using a mixture of experts approach; IEEE Trans. Biomed. Eng, 1997; 44: 891–900.
- [9] Senhadji L., Carrault G., Bellanger J.J., Passariello G., Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns; IEEE Eng. Med. Biol.Mag, 1995; 14: 167–173.
- [10] Lagerholm M., Peterson C., Braccini G., Edenbrandt L., Sornmo L., Clustering ECG complexes using hermite functions and self-organizing maps; IEEE Trans. Biomed.Eng, 2000; 47: 838–848.
- [11] Ya S.N., Chou K.T., Integration of independent component analysis and neural networks for ECG beat classification; Expert Syst. Appl, 2008; 34: 2841–2846.
- [12] Kampouraki M., Manis G., Nikou C., Heartbeat time series classification with support vector machines; IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed, 2009; 13(4): 512–518.
- [13] Jekova I., Bortolan G., Christov I., Assessment and comparison of different methods for heartbeat classification; Med. Eng. Phys, 2008; 30: 248–257.
- [14] Sauer T., Yorke J.A., Casdagli M., Embedology; J. Stat. Phys, 1991, 65: 579–616.
- [15] Grassberger P., Procaccia I., Measuring the strangeness of strange attractors; Physica D9, 1983: 189–208.
- [16] Leung H., System identification using chaos with application to equalization of a chaotic modulation system; IEEE Trans. Circuits Syst. I, Fundam. Theory Appl, 1998; 45: 314–320.
- [17] JPovinelli R., Johnson M.T., Lindgren A.C., Ye J., Time series classification using Gaussian mixture models of reconstructed phase spaces;