

ترکیب خوشه‌بندی و تئوری فازی جهت بهبود طبقه‌بندی سیگنال‌های ECG

پریسا ایران نژاد^۱

^۱ کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد تبریز رشته مهندسی پزشکی بیو الکترونیک

چکیده

الکترو دیگرام یکی از تکنیک‌های مفید در راستای نظارت بر قلب افراد را فراهم می‌کند که از طریق آنالیز ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال‌های ECG می‌توان به انواع نارسایی‌های قلبی پی برد. یکی از مسائل متداول در این زمینه، سیستم‌هایی برای طبقه‌بندی این سیگنال‌ها می‌باشد. در این مقاله، یک روش جدید طبقه‌بندی سیگنال ECG با استفاده از ترکیب خوشه‌بندی و تئوری فازی جهت افزایش حساسیت طبقه‌بندی سیگنال ارائه می‌شود. به عبارت دیگر، در این تحقیق روشی برای تشخیص بیماری‌های قلبی ارائه شده که بردارهای ویژگی بر اساس ویژگی انرژی تجزیه و ولت به دست آمده و دسته‌بندی کننده ELM آموزش دیده و ساخته می‌شوند. ELM دسته‌بندی صحیح بردارهای ویژگی را آموخته و سعی می‌کند سیگنال‌های قلب را به درستی دسته‌بندی نماید. ارزیابی عملکرد روش پیشنهادی و مقایسه آن با کارهای پیشین عملکرد مناسب روش پیشنهادی را نشان داد.

واژه‌های کلیدی: بیماری قلبی، طبقه‌بندی سیگنال، خوشه‌بندی، تئوری فازی

۱. مقدمه

اکوی قلب (اکوکاردیوگرافی) یک روش گسترده و غیر تهاجمی است که در آن با استفاده از امواج صوتی بی ضرر برای انسان تصویر اجزا قلب و میزان سرعت جریان خون تعیین می‌شود. با استفاده از این روش می‌توان نمای دقیقی از دیواره‌های قلبی، دریچه‌ها و ابتدای سرخرگ‌های بزرگ را بدست آورد. غیر تهاجمی بودن این آزمون از امتیازهای خاص آن به شمار می‌رود.

اکوکاردیوگرافی بر اساس هدایت امواج صوتی با فرکانس بالا به قلب و دریافت پژواک آن توسط گیرنده خاصی می‌باشد. امواج صوتی ساده برای تصویر برداری مورد استفاده قرار می‌گیرند و هیچگونه اشعه یا موج خطرناکی به فرد انتقال پیدا نمی‌کند [۱-۳]. الکترو دیانگرام یکی از تکنیک‌های مفید در راستای نظارت بر قلب افراد را فراهم می‌کند که از طریق آنالیز ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال‌های ECG می‌توان به انواع نارسایی‌های قلبی پی برد. یکی از مسائل متداول در این زمینه، سیستم‌هایی برای طبقه‌بندی این سیگنال‌ها می‌باشد. الکتروکاردیوگرام (ECG) ظهور الکتریکی فعالیت‌های انقباضی قلب است و به آسانی می‌تواند به وسیله الکتروودهای سطحی روی اندام‌های حرکتی (دست و پا) یا سینه ثبت شود. از این پدیده به منظور اطلاع از کارکرد قلب و کنترل آن استفاده می‌شود [۴-۶].

تشخیص سیگنال‌های غیر طبیعی یک مرحله کلیدی در اهداف نظارتی برای بیماران می‌باشد. اغلب، بیماران به صورت پیوسته، به مانیتورهای قلب در بیمارستان متصل می‌شوند. این مانیتورینگ پیوسته نیاز به پزشکان ناظر برای تشخیص دارد. وابسته به تعداد زیاد بیماران در واحد مراقبت‌های شدید و نیاز بی‌مشاهده پیوسته آنها، چندین روش برای طبقه‌بندی و تشخیص اتوماتیک در چند دهه گذشته توسعه پیدا کرده است [۷-۸].

در اکوی دو بعدی تصویر دقیقی از آناتومی قلب ایجاد می‌شود و در این نوع اکوکاردیوگرافی بیشتر برای اندازه‌گیری اندازه قلب و اجزا و میزان کارایی آنها مورد استفاده قرار می‌گیرند. از سوی دیگر قدرت عضلانی قلب و بویژه توانایی بطن چپ در بیرون راندن خون از قلب توسط اکوی قلبی قابل ارزیابی می‌باشد.

قلب یک عضو عضلانی است که در کیسه فیبروزی بنام پریکاردیوم قرار دارد و در سینه جای گرفته است. فاصله باریک بین قلب و پرده پریکاردیوم را مایعی آبکی پر می‌کند که به عنوان لاپریکانت (لغزنده کننده) جهت حرکت قلب عمل می‌کند. دیواره‌های قلب به طور عمده از سلول‌های عضله قلبی تشکیل شده و در اصطلاح میوکاردیوم نامیده می‌شود. سطح داخلی دیواره‌های قلب که در تماس با خون است، بوسیله یک لایه نازک از سلول‌ها بنام اندوتلیال پوشیده می‌شود که در اصطلاح اندوتلیوم نامیده می‌شود (این لایه پوششی نه تنها سطح داخل قلب بلکه سطح داخلی تمام عروق را می‌پوشاند). قلب انسان به دو نیمه راست و چپ تقسیم می‌شود که هر یک شامل یک دهلیز و یک بطن است. در بین هر یک از دهلیزها و بطن‌ها یک دریچه دهلیزی-بطنی (AV) وجود دارد که اجازه جریان خون از دهلیز به بطن را می‌دهد اما از بطن به دهلیز را نمی‌دهد. دریچه AV سمت راست تری کاسپید و دریچه AV چپ میترال نامیده می‌شود. باز و بسته شدن این دریچه‌ها بصورت غیر فعال و بر اثر اختلاف فشار بین دو سمت دریچه‌ها می‌باشد. هنگامی که فشار خون در دهلیز بیشتر از بطن مربوطه باشد دریچه باز می‌شود و جریان از دهلیز به بطن برقرار خواهد بود. برعکس هنگامی که بطن منقبض شود فشار داخلی بیشتری نسبت به دهلیز پیدا می‌کند و دریچه بین آنها به شدت بسته می‌شود. بنابراین خون بطور طبیعی بدرون دهلیزها برگشت داده نمی‌شود بلکه از بطن راست بدرون تنه شریان ششی و از بطن چپ بدرون آئورت رانده می‌شود. برای جلوگیری از برگشتن دریچه‌ها به سمت دهلیزها (در اثر فشار)، دریچه‌ها به برجستگی‌های عضلانی (بنام عضلات پاپیلری) توسط رشته‌های فیبری محکم می‌شوند. این عضلات باعث باز و بسته شدن دریچه نمی‌شوند. آنها فقط حرکت دریچه‌ها را محدود می‌کنند و مانع برگرداندن آنها می‌شوند [۹].

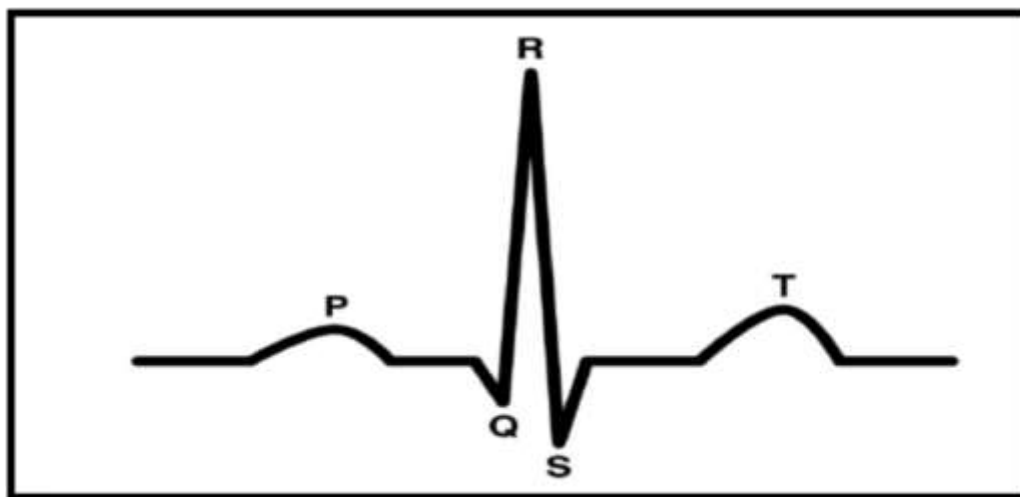
در این مقاله با ترکیب الگوریتم خوشه بندی و تئوری فازی یک روش جدید برای افزایش دقت طبقه بندی سیگنال های ESG ارائه می شود. در واقع با بهره گیری از خوشه بندی و دسته بندی داده ها به تعدادی خوشه تلاش می شود که دقت دسته بندی افزایش پیدا کند.

در ادامه این مقاله در بخش ۲ به مرور ادبیات روش های طبقه بندی سیگنال پرداخته خواهد شد، در بخش ۳ به بیان جزئیات روش پیشنهادی پرداخته می شود در بخش ۴ به ارزیابی روش پیشنهادی پرداخته می شود و در نهایت در بخش به جمع بندی این مقاله انجام می شود.

۲. مروری بر کارهای پیشین

سیگنال الکترودیوگرام نتیجه پلاریزه شدن متناوب عضله قلبی است که از گره سینوسی - دهلیزی آغاز شده و به تمام عضله قلبی سرایت می کند. یک سیکل کامل این سیگنال که در یک انسان سالم بین ۷۰۰ تا ۱۰۰۰ میلی ثانیه طول می کشد دارای شکل موج مشخص است که هر جز از آن حاصل عملکرد فیزیولوژیکی خاصی در قلب است [۱۰-۱۲]. به یک سیکل کامل از سیگنال ECG یک ضربه یا تپش گفته می شود که در این تحقیق به عنوان ضربان الکتروکاردیوگرام از آن یاد می شود. هر عاملی که باعث اختلال در کار ماهیچه قلبی شود منجر به تغییر شکل اجزا ضربان الکترو کاردیو گرام می گردد. بنابراین شناسایی و طبقه بندی خود کار ضربان الکترودیوگرام^۱ موضوع بسیار مهمی برای تشخیص خودکار انواع بیماری ها و آریتمی های قلبی به شمار می رود. [۱۳]

در گذشته الگوریتم های بسیاری برای آشکارسازی و طبقه بندی ضربان ECG ابداع و گزارش شده اند. در بسیاری از این مقالات از ویژگی های حوزه زمان و یا فرکانس سیگنال ECG برای طبقه بندی آن استفاده شده است. از جمله این ویژگی ها می توان به مشخصات ساختاری شکل موج ECG مانند فاصله دو پیک متوالی R، عرض کمپلکس QRS، طول قطعه ST [۱۴]، نرخ ضربان قلبی [۱۵]، ضرایب خود بازگشتی سیگنال ECG و واریانس سیگنال در مقیاس های مختلف تبدیل موجه اشاره کرد. در ادامه این بخش قصد داریم به مروری بر ادبیات سیگنال ECG بپردازیم. یک الکترودیوگرام یا ECG نمایان گر فعالیت الکتریکی عضله قلب است که از طریق سطح بدن ضبط می شود. یک موج ساده ECG شامل یک سیکل قلبی در شکل زیر نشان داده شده است که شامل یک موج P، مجموعه QRS و یک موج T می باشد. پروسه ای که در آن این موج ها شکل می گیرند در این بخش بررسی شده است.



شکل ۱- سیگنال پایه ECG [۱۶]

^۱ ECG beat recognition

قلب برای خود سیستم الکتریکی خود ساخته ای دارد که به آن سیستم انتقال می گویند، شکل را نگاه کنید. سیستم انتقال، سیگنال های الکتریکی را از قلب خارج می کند که منتج به زمان بندی و هماهنگی و ریتمیک بودن الگوی ضربان قلب مطابق آنچه در شکل بالا نشان داده شده است خواهد شد. سیگنال های الکتریکی، یا ضربات، از قلب توسط یک توده ای از بافت تخصصی به نام گره سینوسی تولید می شود. هر بار که گره سینوسی یک ضربه الکتریکی تولید می کند، این ضربه به محفظه بالایی قلب که دهلیز چپ و راست نامیده می شوند ارسال می گردد. این ضربه الکتریکی، همین طور که به دو دهلیز وارد می شود، آنها را به منقبض شدن تحریک می کند و خون را به بطن های چپ و راست پمپ می کند. انقباض دهلیز منجر به تولید موج P نشان داده شده در شکل بالا می باشد. ضربه الکتریکی آن گاه وارد گره دهلیزی شده که دسته دیگری از بافت های تخصصی واقع بین دهلیز و بطن است [۱۶]. گره دهلیز برای مدتی انتشار ضربه الکتریکی را کند می کند تا بطن چپ و راست از انقباض خارج شوند. این وقفه نتیجه بین موج P و موج Q در شکل زیر از گره دهلیزی، ضربه به یک سیستم از الیاف تخصصی به نام "شاخه HIS" و در شاخه راست و شاخه چپ منقل می شود. این الیاف ها ضربات الکتریکی را به تمام قسمت های بطن های چپ و راست پخش می کنند و آنها را تحریک به انقباض در یک مسیر هماهنگ می کنند. با این انقباض، خون از بطن راست به ریه ها و از بطن چپ به کل بدن پمپ می شود. این عملیات منجر به مجموعه QRS می شود. در آخر، در پلاریزه شدن سلول های بطن دقیقاً بعد از QRS شروع و تا آخر موج T ادامه خواهد داشت

۳. روش پیشنهادی

تشخیص سیگنال های غیر طبیعی یک مرحله کلیدی در اهداف نظارتی برای بیماران می باشد. اغلب، بیماران به صورت پیوسته، به مانیتورهای قلب در بیمارستان متصل می شوند. این مانیتورینگ پیوسته نیاز به پزشکان ناظر برای تشخیص دارد. وابسته به تعداد زیاد بیماران در واحد مراقبت های شدید و نیاز بی مشاهده پیوسته آنها، چندین روش برای طبقه بندی و تشخیص اتوماتیک در چند دهه گذشته توسعه پیدا کرده است [۸]. تشخیص آریتمی های قلبی سیگنال الکترودیگرام به دلیل تشخیص بهنگام شرایط خطرناک قلب از اهمیت زیادی برخوردار است و آنالیز دستی برای تشخیص آریتمی های قلبی زمان قابل توجهی می طلبد. به علاوه آنالیز دستی همواره مستعد خطا می باشد. روش هایی که تا کنون ارائه شده است نسبت به یکدیگر در چگونگی استخراج ویژگی ها و همچنین نوع سیستم طبقه بندی بکار رفته، تفاوت دارند و هیچ کدام از روش ها به طور کامل طبقه بندی سیگنال ها را انجام ندادند لذا در این تحقیق، یک روش برای طبقه بندی سیگنال های قلبی با بکارگیری خوشه بندی فازی برای افزایش دقت و حساسیت طبقه بندی برای شناسایی بیماری های قلبی ارائه خواهد شد. در واقع در این تحقیق روش پیشنهادی در این تحقیق برای تشخیص بیماری قلبی به کمک سیگنال های قلب ارائه می شود. روش ارائه شده بر مبنای دسته بندی کننده ELM خواهد بود که در نهایت خروجی لایه آخر برای دسته بندی و تشخیص بردارهای ویژگی مورد نظر و تشخیص وجود و یا عدم وجود بیماری دیابت به کار خواهد رفت. در این روش بعد از محاسبه بردارویژگی از سیگنال مورد نظر بر اساس روش ویولت، بردار ویژگی به ELM داده می شود به این امید که سیگنال های دریافتی را دسته بندی کند. هدف اصلی این تحقیق بررسی این موضوع می باشد که آیا ELM در ترکیب با روش استخراج ویژگی ویولت می تواند دقت تشخیص بیماری های قلبی را نسبت به روشهای معمول همچون شبکه های عصبی و ماشین بردار پشتیبان ارتقا دهد یا نه. برای بررسی این موضوع نتیجه دسته بندی بردارها با شبکه عصبی پرسپترون دولایه و ماشین بردار پشتیبان مقایسه خواهد شد. در روش پیشنهادی، ابتدا بردارهای ویژگی از سیگنال های مغزی بر اساس خوشه بندی و روش ویولت استخراج شده و پس از تشکیل داده های آموزشی ساخته می شود. برای تعیین پارامترهای ELM از روش محاسبه مستقیم و بدون خواهد داد به کمک داده های آموزشی ساخته می شود. برای تعیین پارامترهای ELM از روش محاسبه مستقیم و بدون استفاده از روش پس انتشار خطا استفاده شده است. برای استخراج بردار ویژگی ابتدا تجزیه ویولت انجام شده سپس

براساس ضرایب به دست آمده انرژی و آنتروپی بر مبنای تعاریفی که پیشتر ارائه خواهیم نمود به دست آمده و برای دسته بندی سیگنال مورد نظر به کار می رود. شکل ۲ فلوچارت روش پیشنهادی را به صورت شماتیک نمایش می دهد.



شکل ۲: فلوچارت روش پیشنهادی برای تشخیص بیماری های قلبی بر اساس ELM.

همان طور که در فلوچارت دیده می شود که یکی از مراحل که این روش را نسبت به روش های پیشین دسته بندی سیگنال متمایز کرده استفاده از خوشه بندی فازی است. همان طور که در مجموعه های غیر فازی، توابع نمایانگر یک رابطه بین دو مجموعه از اعداد هستند در منطق فازی نیز می توان روابطی فازی را بین اعداد تعریف کرد که تفاوت آنها با روابط غیر فازی در این است که درجه عضویت یک زوج مشترک متعلق به رابطه دیگر صفر با یک نیست و می تواند مقداری بین این دو داشته باشد.

در روابط فازی نیز مانند روابط غیر فازی می توان خواصی مانند انعکاس، تقارن و ترایایی را تعریف نمود.

اگر رابطه فازی R روی مجموعه مرجع X تعریف شده باشد:

رابطه R را یک رابطه انعکاسی می گویند اگر و فقط اگر برای هر $(x, x) \in R, x \in X$ باشد.

رابطه R را یک رابطه متقارن می گویند، اگر و فقط اگر برای هر $(y, x) \in R, (x, y) \in R$ باشد که در آن $x, y \in X$ می باشند.

رابطه R را یک رابطه تراییبی می گویند، اگر و فقط اگر هنگامی که دو زوج مشترک (x, y) و (y, z) عضو R باشند، (x, z) نیز عضو R باشد که در آن $x, y, z \in X$ می باشند.

طبقه بندی داده ها توسط روابط تعادل فازی یکی از راه های شناسایی الگو است. رابطه تعادل فازی رابطه ایست که مشخصات انعکاسی، تقارن و تراییبی را داشته باشد. اگر رابطه ای تنها دو مشخصه اول را داشته باشد یک رابطه سازگاری فازی خواهد بود. با اینکه به دست آوردن یک رابطه تعادل فازی به صورت مستقیم معمولاً دشوار است ولی یک رابطه سازگار فازی را می توان با اعمال یک تابع فاصله از خانواده مینکوفسکی به دست آورد. عبارت عمومی برای محاسبه این خانواده از تابع فازی فاصله به صورت زیر می باشد:

$$R(x_i, x_j) = 1 - \delta \left(\sum_{l=1}^n |x_{il} - x_{jl}|^q \right)^{1/q}$$

که در آن δ ضریب نرمالیزاسیون n تعداد داده های ورودی و q پارامتر فاصله می باشد. توجه کنید که در کار برد شناسایی الگو، n همان بعد بردار ویژگی و در حقیقت تعداد ویژگی هایی است که از سیگنال استخراج شده است. به عنوان نمونه در روشی که برای استخراج ویژگی در اینجا در نظر گرفته شده است طول بردار ویژگی برابر با ۱۶ در نظر گرفته شده است و به این ترتیب $n=16$ خواهد بود.

ایده بنیادین در خوشه بندی فازی به این ترتیب است که فرض کنیم هر خوشه مجموعه ای از عناصر است، سپس با تغییر در تعریف عضویت عناصر در این مجموعه از حالتی که یک عنصر فقط بتواند عضو یک خوشه باشد (حالت افزایی)، به حالتی که هر عنصر می تواند با درجه عضویت های مختلف داخل چندین خوشه قرار بگیرد، دسته بندی هایی که انطباق بیشتری با واقعیت دارند ارائه شود. یکی از اولین روش های خوشه بندی فازی که بر مبنای تابع هدف و استفاده از فاصله اقلیدسی بنا شده بود در سال ۱۹۷۴ توسط دان ارائه داده شد.

این مدل با هدف ارایه یک مدل یکپارچه است که همه روش های مطرح شده در بالا را که در ابتدا با عنوان ELM مطرح نشده اند را نیز در بر می گیرد.

مدل ELM در ابتدا برای SLFN ها پیشنهاد شد و سپس برای SLFN های تعمیم یافته گسترش داده شد. تابع خروجی SLFN های تعمیم یافته به صورت زیر است.

$$(2) \quad f(x) = h(x)\beta = \sum_{i=1}^L \beta_i h_i(x)$$

تابع $h(x)$ در واقع فضای d بعدی ورودی را به یک فضای L بعدی نگاشت می کند. بین لایه نهان و لایه خروجی وزن وجود دارد. ادعا می شود اگر نگاشت مناسب در لایه نهان انتخاب شود می توان هر تابعی را توسط این مدل تخمین زد. برای یک مساله دسته بندی دودسته ای تابع تصمیم گیر برای این مدل به صورت زیر است.

$$(2) \quad f(x) = \text{sign}(h(x)\beta)$$

برخلاف روش های معمول یادگیری مدل ELM نه تنها سعی می کند خطای داده های آموزش را حداقل کند، سعی در حداقل کردن نرم وزن های خروجی نیز دارد. بر اساس تئوری بارلت^۲ برای SLFN ها کاهش نرم وزن ها در کنار کاهش خطای آموزش به تعمیم پذیری بهتری می رسد. بنابراین تابع هدف ELM که سعی در کاهش خطای آموزش و نرم وزن های خروجی دارد به صورت زیر است.

$$(3) \quad \text{Minimize: } ||H\beta - T||^2 \text{ and } ||\beta||$$

که H در آن ماتریس لایه نهان است و به صورت زیر تعریف می شود.

^۲ Bartlett's Theory

$$H = \begin{bmatrix} h(x_1) \\ \vdots \\ h(x_N) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_1(x_1) & \dots & h_L(x_1) \\ \vdots & & \vdots \\ h_1(x_N) & \dots & h_L(x_N) \end{bmatrix}$$

همانطور که مشاهده می‌شود، حداقل کردن $\|\beta\|$ در واقع معادل حداکثر کردن فاصله حاشیه دو دسته در دسته بندی دودسته‌ای یعنی حداکثر کردن $\frac{2}{\|\beta\|}$ می‌باشد.

۴. ارزیابی روش پیشنهادی

در این فصل در مورد نتایج به دست آمده از انجام آزمایشات برای دسته بندی ۵ نوع سیگنال قلب بحث می‌شود. روش پیشنهادی بر مبنای استخراج ویژگی های سیگنال بر اساس تجزیه ویولت و استفاده از مقادیر آنتروپی و انرژی که در فصل قبل توضیح داده شده است محاسبه می‌شود. پس از استخراج بردارهای ویژگی از سیگنال های قلب، به کمک دسته بندی کننده بردارهای ویژگی که از قطعات سیگنال به دست می‌آیند مورد ارزیابی و دسته بندی قرار می‌گیرند. دسته بندی کننده مورد از نوع ELM بوده که روشی بر مبنای تئوری ماشین بردار پشتیبان بوده و مقادیر پارامترهای آن به سادگی محاسبه می‌شود. حدود ۵۰٪ درصد داده ها که بردارهای استخراج شده از قطعات سیگنال های عددی می‌باشند برای فرآیند آموزش ماشین بردار پشتیبان مورد استفاده قرار گرفته و ۵۰٪ مابقی برای ارزیابی دسته بندی کننده به کار رفته اند. در ادامه به معرفی مجموعه داده های سیگنال قلب پرداخته و به نحوه استخراج بردارهای ویژگی و ارائه نتایج پرداخته خواهد شد.

سیگنالهای مختلف به کاررفته در این تحقیق از سایت معتبر physionet.org از پایگاه داده MIT-BIH به دست آمده اند. برای انجام آزمایشات از ۵ نوع سیگنال مربوط به ۴ نوع بیماری و یک نوع سیگنال قلب نرمال، برای انجام آزمایشات و ارائه نتایج به کاررفته است.

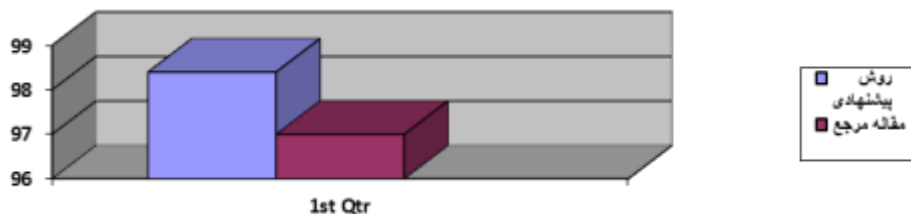
بعد از استخراج بردارهای ویژگی ۱۱۵ بردار ویژگی که تقریباً ۵۰٪ کل بردارهای ویژگی استخراج شده است، به عنوان مجموعه آموزشی در نظر گرفته شده و برای آموزش روش دسته بندی ELM به کار می‌رود. همچنین ۵۰٪ باقی مانده داده ها به تعداد ۱۱۰ بردار ویژگی نیز به عنوان مجموعه تست برای ارزیابی روش پیشنهادی مورد استفاده قرار گرفته و نتایج در جدول ۱ گزارش شده است. بردارهای ویژگی متعلق به ۵ نوع سیگنال قلب بوده و روش دسته بندی ELM باید بتواند بعد از به کار بردن بردارهای آموزشی و تعیین پارامترهای خود مجموعه تست را به درستی تشخیص داده و ۵ نوع سیگنال مختلف قلب را به درستی تشخیص دهد. ساختار ELM دارای دو لایه از نرونها شامل ۶۰ نرون در لایه میانی و ۲ نرون در لایه خروجی می‌باشد. در نهایت مشاهده می‌شود که روش دسته بندی قادر می‌باشد که بردارهای ویژگی را با دقت ۱۰۰٪ و بردارهای ارزیابی را با دقت ۹۸٪ شناسایی نماید.

جدول ۱: نتایج به دست آمده از دسته بندی سیگنال های قلب

تعداد ردارهای آموزش	تعداد بردارهای ارزیابی	دقت دسته بندی داده های آموزش	دقت دسته بندی داده های ارزیابی
۱۱۵	۱۱۰	۱۰۰٪	۹۸,۴٪

برای اثبات کارایی روش پیشنهادی در این بخش قصد داریم که نتایج به دست آمده در این تحقیق را با نتایج به دست آمده در مرجع [۱۷] مقایسه نماییم. روش ارائه شده در مرجع مورد نظر با کمک ویژگی های مورفولاجیک و ویژگی های زمانی مربوط به سیگنال قلب سعی در دسته بندی و تشخیص ۵ نوع سیگنال قلب داشته است. در روش ارائه شده

از خوشه بندی و طبقه بندی فازی به عنوان دسته بندی کننده برای تشخیص نوع سیگنال دریافتی استفاده شده است. شکل ۲ نتایج به دست آمده از هر نوع روش مورد نظر را نمایش می دهد که نشان دهنده برتری روش پیشنهادی در دسته بندی سیگنال های قلب می باشد.



شکل ۲- مقایسه عملکرد روش پیشنهادی

۵. نتیجه گیری

شدت رقابت ها در عرصه های علمی، اجتماعی، اقتصادی، سیاسی، نظامی و پزشکی اهمیت سرعت یا زمان دسترسی به اطلاعات را دو چندان کرده است. بنابراین نیاز به طراحی سیستم هایی که قادر به اکتشاف سریع اطلاعات مورد علاقه کاربران با تأکید بر حداقل مداخله انسانی باشند از یک سو و روی آوردن به روش های تحلیل متناسب با حجم داده های حجیم از سوی دیگر، به خوبی احساس می شود. در این تحقیق از روش خوشه بندی فازی به همراه استخراج ویژگی سیگنال بر اساس ویولت به همراه روش دسته بندی ELM برای حل مسئله تشخیص بیماری های قلبی استفاده شود تا شاید به دقت بالاتری نسبت به روش های قبلی رسید. در این پروژه از یک ELM ۲ لایه استفاده شده است. استخراج بردارهای ویژگی و آموزش و ساخت دسته بندی کننده ELM در محیط نرم افزار Matlab با کمک توابع مفید آن انجام شده است. همچنین روش پیشنهادی با یکی از روش های جدید در این حوزه مقایسه شد و نتایج نشان دهنده کارایی بهتر روش پیشنهادی می باشد. روش دسته بندی ELM بدون نیاز به پروسه آموزش، سرعت یادگیری بالایی دارد ولی اغلب نیازمند نرونها های بیشتری در مقایسه با شبکه پرسپترون دو لایه می باشد که با پس انتشار خطا آموزش دیده است. از طرفی پروسه آموزش این روش دسته بندی بسیار ساده بوده و رسیدن به پارامترهای مناسب با روابط خطی ریاضی میسر می باشد.

به عنوان کارهای آتی میتوان به روش های مختلف برای ارتقاء روش دسته بندی ELM همچون ساختارهای جدید و یا الگوریتم های آموزش بهتر اشاره کرد. همچنین می توان از روش های همچون شبکه های عصبی چند لایه و عمیق و یا ELM عمیق برای دسته بندی بردارهای ویژگی استخراج شده از سیگنال های قلب اشاره کرد. همچنین برای افزایش دقت می توان از روش های دیگر استخراج ویژگی از سیگنال قلب و یا روش های ترکیبی اشاره کرد. با ترکیب ساختارها و روش های مختلف یادگیری عمیق می توان به شبکه های قوی تر و کاراتری رسید که دقت دسته بندی بردارهای ویژگی را بیشتر و بیشتر افزایش می دهند.

مراجع

- [۱] بابک شکبیا باروق، "تشخیص بیماری های قلبی به کمک ویژگی های استخراج شده از روش خوشه بندی"، ۱۳۹۰.
- [۲] مهدی ذوالفقارزاده کرمانی؛ سیدمحمدرضا هاشمی گلپایگانی؛ محمدعلی خلیل زاده و سیداحمد اشجعی، "ارائه روشی جدید برای کمی سازی چینش نقاط بازسازی شده از سیگنالهای زیستی در فضای فازو به کارگیری آن به عنوان ویژگی بیومتریک برای سیگنال ECG"، پنجمین کنفرانس ملی مهندسی برق و الکترونیک ایران، ۱۳۹۲.
- [۳] بهزاد عزیزپور، "بهینه سازی تشخیص سیگنال ECG با استفاده از شبکه های عصبی در حوزه زمان و موجک"، اولین کنفرانس ملی نوآوری در مهندسی کامپیوتر و فناوری اطلاعات، ۱۳۹۲.
- [۴] S.Taheri, S.H.Ong, V.F.H.Chong, "Level-set Segmentation of Heart Volume using a Threshold-based Speed Function", Image and Vision Computing ۲۸ (۲۰۱۰) ۲۶-۳۷.
- [۵] Kaihua Zhang, Lei Zhang, Huihui Song, Wengang Zhou, "Active Contour with Selective Local or Global Segmentation: A new Formulation and Level set method", ELSEVIER Image and vision Computing ۲۸(۲۰۱۰), ۶۶۸-۶۷۶.
- [۶] J.H. Abawajy, A.V. Kelarev, M. Chowdhury, "Multistage approach for clustering and classification of ECG data", Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. ۱۱۲, pp. ۷۲۰-۷۳۰, ۲۰۱۳.
- [۷] Shirin. Shadmand, Behbood Mashoufi, A new personalized ECG signal classification algorithm using Block-based Neural Network and Particle Swarm Optimization, Biomedical Signal Processing and Control ۲۵ (۲۰۱۶) ۱۲-۲۳
- [۸] وحید نصرالله پور نیازی، "طراحی طبقه‌بند مقاوم در برابر نویز برای سنجش نارسایی های قلبی"، پایان نامه کارشناسی ارشد، ۱۳۹۳.
- [۹] Anahita Fathi Kazerooni, Alireza Ahmadian, Nassim Dadashi serej, Hamidreza Saligheh Rad, Hooshang Saberi, M.D, Hossein Yousefi, Parastoo Farnia, "Segmentation of Heart in Images using Multi-Scale Gradient Vector Flow", Preprint Submitted to ۳۳rd Annual International IEEE EMBS Conference Recived April ۱۵, ۲۰۱۱.]
- [۱۰] اردلان قاسم زاده؛ رضا میرزایی و رضا کاظم زاده، "استخراج ویژگی ها و طبقه بندی سیگنال ECG با استفاده از تبدیل موجک و شبکه های پیشرفته عصبی فازی (FANN)"، اولین کنفرانس ملی کامپیوتر، فن آوری اطلاعات و ارتباطات، ۱۳۹۳.
- [۱۱] Jinshan Tang, "A multi-direction GVF Snake for Segmentation of Skin Cancer Images", ELSEVIER Pattern Recognition ۴۲(۲۰۰۹), ۱۱۷۲-۱۱۷۹.
- [۱۲] E.Ben George, M.Karnan, "Heart Volume Image Enhancement Using Filtering Techniques", International Journal of Computer Science & Engineering Technology (IJCSET), vol.۳, No.۹, Sep ۲۰۱۲.
- [۱۳] Jie Zhao, Shizahng Jiang, Faling Yi, Zhanpeng Huang and Guohua Chen, "Segmentation of Medical Serial Based on K-means and GVF Model", The open Automation and Control Systems Journal, ۲۰۱۳, ۵. ۱۸۱-۱۸۶.

- [۱۵] Minakshi Sharma, Dr.Sourabh Mukherjee, "Fuzzy C-means and Snake Model for Segmentation Astrocytoma-A Type of Heart", Special Issue : Proceedings of ۲nd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Management, ICETEM ۲۰۱۳.
- [۱۶] A.Rajendran, R.Dhanasekaran, " Heart Volume Segmentation on MRI Brain Images with Fuzzy Clustering and GVF Snake Model", INT J Comput Commun, vol.۷(۲۰۱۲), No.۴(September), pp.۵۳۰-۵۳۹
- [۱۷] Shirin Shadmand , Behbood Mashoufi, A new personalized ECG signal classification algorithm usingBlock-based Neural Network and Particle Swarm Optimization, Biomedical Signal Processing and Control, ۲۰۱۶, pp۱۲-۲۳.