پایان نامه برای اخذ مدرک کارشناسی بیوالکتریک

نام دانشجو:

مهدی گودرزی

نام استاد:

دکتر سید محمد علی پیش بین

موضوع:

تشخیص امواج مشخصه و شروه و پایان آن ها در سیگنال های الکتروکاردیوگرام، با یک روش جدید

نیمسال اخذ پروژه:

نیمسال دوم

سال:

۱۴۰۰-۱۴۰۱

بسم الله الرحمن الرحيم
الأستاذ
عبدالصادق
١٤٣٩

تقدیر و تشکر

سپاس و ستایش خداوند منان را که اثر قدرت او بر چهره ی روز روشن، تابان است و انوار حکمت او در دل شب تار، درفشان است. تشکر بی نهایت مخصوص خداوندی است که به ما خیر بسیار و منت بی کران نهاد و ما را در مسیر علم و دانش، قرار داد. آفریدگاری که خویشتن را به ما بخشید و در های علم را بر ما گشود و عمر و فرصتی عطا فرمود تا بدان، بنده های خویش را در راه علم و معرفت، بیازماید.

پس از ارادت به درگاه خداوند، لازم است کمال تشکر فراوان و قدر دانی را از استاد ارجمند، جناب آقای دکتر سید محمد علی پیش بین،داشته باشیم که ما را در این مسیر و در جهت علم و دانش، راهنمایی و همراهی کردند.

فهرست

چکیده ۱

فصل اول: ۲

مقدمه ۲

الکتروکاردیوگرام ۳

مروری بر الکتروفیزیولوژی قلب ۵

فصل دوم: ۶

تفسیر الکتروکاردیوگرام و امواج مشخصه ۶

شناسایی و کلاسه بندی ترکیب های موج های الکتروکاردیوگرام مانند QRS ۷

به کار گیری شبکه ی عصبی ۷

روش آماری (کم ترین فاصله) ۸

روش فازی (کم تریم فاصله دو بعدی) ۹

تفسیر الکتروکاردیوگرام ۹

کاغذ الکتروکاردیوگرام ۱۰

شکل الکتروکاردیوگرام و اجزای آن ۱۰

نحوه‌ی خواندن الکتروکاردیوگرام ۱۲

قدم اول: محاسبه‌ی سرعت ضربان قلب ۱۲

روش شش ثانیه ای ۱۳

روش مربع های بزرگ ۱۳

روش مربع های کوچک ۱۴

روش ترتیبی ۱۴

قدم دوم: تعیین نظم ۱۵

قدم سوم: بررسی امواج P ۱۶

قدم چهارم: تعیین فاصله ی PR ۱۶
قدم پنجم: عرض کمپلکس QRS ۱۶
زبان الکتروکاردیوگرام ۱۶
فصل سوم: ۱۸
بررسی کارایی روش جدید ۱۸
فصل چهارم: ۲۱
نتیجه گیری و پیشنهادات ۲۱
منابع و مراجع: ۲۳
ضمائم ۲۴

چکیده

زبان، از مجموعه ای بی نهایت از حرف ها و کلمه ها ساخته شده است که در نهایت جمله ها را ساخته است. همانند زبان طبیعی انسان، سیگنال الکتروکاردیوگرام نیز رایج ترین ابزار غیر تهاجمی مطالعه عملکرد قلب و تشخیص دادن چندین آریتمی غیر طبیعی می باشد، که از توالی هایی تشکیل شده است. سیگنال الکتروکاردیوگرام، دنباله ای از ضربان های قلب، مشابه جمله ها در زبان می باشد. سیگنال الکتروکاردیوگرام، به صورت کلی شامل سه یا چهار موج متمایز؛ از جمله موج P، مجتمع ORS، موج T و موج U می باشد. در این تحقیق، برای تشخیص پیک موج T و در پی آن، پایان موج T در سیگنال های الکتروکاردیوگرام، یک رویکرد جدید و نو آورانه را بررسی کرده ایم.

فصل اول:

مقدمه

الکتروکاردیوگرام

ECG مخفف واژه‌ی electrocardiogram یا electrocardiograph است. این لغت در بعضی کشورها EKG نامیده می‌شود. الکتروکاردیوگراف دستگاهی است که جریانات الکتریکی قلب را از طریق الکترودهایی که روی مناطق مختلف پوست بدن قرار داده می‌شوند دریافت کرده و آن‌ها را به شکل یک نمودار ترسیم می‌کند. این نمودار الکتروکاردیوگرام نامیده می‌شود. الکتروکاردیوگرام از سال ۱۹۰۱ تا کنون به عنوان مهمترین ابزار تشخیصی پزشکی باقی مانده و تشخیص بسیاری از بیماری‌های قلبی را آسان کرده است.

سیگنال الکتروکاردیوگرام، رایج ترین سیگنال مورد استفاده توسط پزشک ها و متخصص های قلب و عروق می باشد. برای نظارت بر عملکرد قلب، تجزیه و تحلیل دستی از سیگنال های الکتروکاردیوگرام بسیار چالش انگیز و زمان بر است. الگو های پیچیده مرتبط با آریتمی های قلبی متفاوت در سیگنال الکتروکاردیوگرام، ممکن است موجب بروز اشتباه در هنگام تجزیه و تحلیل دستی شود. بنابراین در این تحقیق ها، از تحلیلگر های خودکار برای تجزیه و تحلیل سیگنال های الکتروکاردیوگرام استفاده شده است.

اطلاعاتی که روی الکتروکاردیوگرام ضبط می شود، نشان دهنده موج های الکتریکی محرک قلب است. این موج ها، نمایش گر مرحله های مختلف تحریک های قلبی هستند. منحنی ای را که رسم می‌شود، الکتروکاردیوگرام می نامند. نمودار الکتروکاردیوگرام، شامل تغییرات پتانسیل الکتریکی ناشی از تحریک عضله قلب، به صورت ثبت شده می باشد. پزشک ها می توانند از روی این منحنی، به نحوه عمل قلب پی ببرند. هر منحنی ثبت شده در این نمودار، شامل چند موج متفاوت می باشد.

استفاده از روش های آنالیز خودکار سیگنال های الکتروکاردیوگرام، توسط الگوی یادگیری ماشین، در زمان کم و با دقت بالا به پزشک ها کمک بسیاری می کند. با توجه به علاقه ی قابل توجه در استفاده از الکتروکاردیوگرام در تشخیص های سرپایی، نظارت بر سلامت و تجهیزات الکتریکی وابسته به آن نیز، افزایش یافته است. نتیجه افزایش استفاده از الکتروکاردیوگرام، شامل استفاده از سیگنال های چند کاناله و تله متری در تجزیه و تحلیل آریتمی و ها و انحراف های موج ها می باشد.

الکتروکاردیوگراف، با اندازه گیری فعالیت های الکتریکی روی سطح بدن در ارتباط با انقباض میوکارد با توجه به زمان هر سیکل قلبی به تشخیص این فعالیت ها کمک می کند. سیگنال های ثبت شده در الکتروکاردیوگرام، به طور معمول، با دنباله ای از شکل موج ها به نام موج P، مجتمع QRS، موج T و موج U مشخص می شود. فاصله های زمانی شروع و پایان هر موج و جا به جایی در موج های مختلف در تحلیل سیگنال های الکتروکاردیوگرام، به طور کامل مشخص و قابل توجه است.

دستگاه های پوشیدنی، به یک بخش فعال از نظارت بر سلامت تبدیل شده اند. در این مدل از دستگاه ها، نظارت به صورت مداوم بر پایه ی پارامتر های سلامتی، امکان پذیر شده است. همچنین، امکانات بی پایان این دستگاه ها می تواند به توسعه ی الگوریتم پیشگیری، پیش بینی و تشخیص عوامل مداخله کننده در بیماری ها در زمینه ی قلب کمک کند. این دستگاه ها، همانند دستگاه الکتروکاردیوگراف، با توانایی ضبط طولانی، می توانند ابزاری در جهت تشخیص و درمان بیماری باشند.

برای بررسی و تحلیل موج های الکتروکاردیوگرام، باید به مطلب هایی در مورد سیکل قلبی در الکتروکاردیوگرافی، توجه کرد. در مرحله اول بطن ها و دهلیز قلب ها در حال استراحت هستند. خون تیره به وسیله بزرگ سیاه رگ های زبرین و زیرین، به دهلیز راست می ریزد. این خون، از طریق دریچه‌های دهلیزی بطنی وارد بطن ها می‌شود و آن ها را تا حدی پر می‌کند. اما برای این که خون دهلیز ها به طور کامل وارد بطن ها شود، دهلیز ها باید منقبض شوند.

هر ماهیچه ای در قلب که بخواهد منقبض شود یا استراحت کند، ابتدا باید موج انقباض یا استراحتش در تمام نقاط آن ماهیچه منتشر شود. پس برای انقباض دهلیزها، ابتدا باید پیام انقباض در سراسر آن ها منتشر شود. این کار توسط بافت گرهی دهلیز انجام می‌شود. در بین دو دهلیز، این تنها دهلیز راست است که دارای بافت گرهی است، از سوی دیگر، کانون زایش انقباض های قلب نیز که همان گره پیش آهنگ می‌باشد، در دیواره پشتی دهلیز راست و در زیر منفذ بزرگ سیاه رگ زبرین قرار دارد.

برای انقباض، ابتدا گره پیش آهنگ به صورت ریتم خود به خودی تحریک می‌شود و این پیام انقباض را از طریق سه رشته گرهیِ دهلیز راست به گره دهلیزی بطنی، هدایت می کند. طی حرکت پیام از پیشاهنگ به دهلیزی بطنی، میون های میوکارد قلب که در مسیر انتقال این پیام قرار دارند، منقبض شده و این انقباض از میونی به میون دیگر در دهلیز راست انتشار می یابد. نهایتاً این انقباض ها از طریق میون های دهلیز راست به میون های دهلیز چپ نیز منتشر شده و کل دهلیز ها را فرا می‌گیرد.

این پیام نمی‌تواند از طریق میون‌های دهلیزها به میون‌های بطن ها منتقل شود، چون در دیواره بین بطن ها و دهلیز ها، بافت پیوندیِ رشته ای عایق قرار دارد، که باعث می‌شود انتقال پیام از دهلیز ها به بطن ها تنها از طریق بافت گرهی که از وسط این عایق رد می‌شود، صورت گیرد. اگر این بافت عایق نبود، دهلیز ها و بطن ها به صورت هم زمان به هم منقبض می شدند و کارایی قلب بسیار پایین می‌آمد. چرا که پس از پمپاژ کمی خون به بطن ها، آن ها نیز همین مقدار کم را به سمت بدن پمپ می‌کردند.

پس از این که این پیام به طور کامل سراسر دهلیز را فرا گرفت، در الکتروکاردیوگرام موج P ثبت می گردد. بلافاصله بعد از آن، مدت استراحت عمومی قلب، یعنی ۰/۴ ثانیه به اتمام می رسد. در ابتدای دیاستول، بیش از ۷۵٪ خون، از دهلیز ها به بطن ها بر اثر وزن خون وارد می شوند. همچنین، در سراسر دهلیز ها، موج انقباض دهلیز ها انتشار می یابد و موج P در الکتروکاردیوگرام ثبت می شود. دریچه های سینی در این مدت بسته و دریچه های لختی برای ورود خون به بطن ها، باز هستند.

در ابتدای مرحله ی دوم که انقباض دهلیز ها می باشد، بلافاصله دهلیز ها منقبض می شوند و ۲۵٪ خون باقی مانده را نیز وارد بطن ها می‌کنند. حالا در هر بطن ۱۲۰ میلی لیتر خون موجود است، یعنی به طور کلی ۲۴۰ میلی لیتر در هر دو بطن خون وجود دارد. این انقباض، به مدت ۰/۱ ثانیه طول می کشد و از انتهای موج P تا انتهای موج R را در الکتروکاردیوگرام در بر می گیرد. در انتهای دیاستول، دهلیز ها منقبض می شوند، انقباض بطن ها منتشر می شود و صدای اول قلب شنیده می شود.

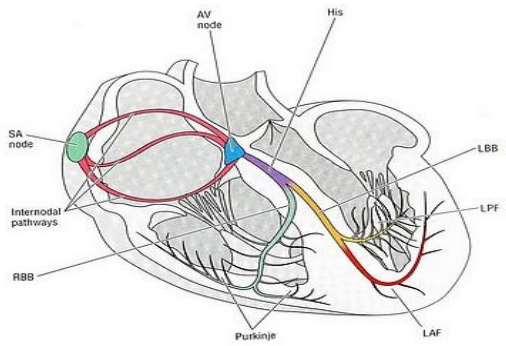
بلافاصله با انتشار پیام انقباض، بطن ها شروع به انقباض می کنند و خون را با فشار بالای سیستولی به سمت سرخرگ ها پمپ می کنند. این خون با فشار خود از سویی دریچه های یک طرفه لختی را که فقط به سمت بطون باز می‌شوند، بسته و باعث شنیده شدن صدای اول قلب می‌شوند؛ و از سوی دیگر با فشار دریچه‌های سینی را که فقط به سمت سرخرگ ها باز می شوند، باز کرده و وارد سرخرگ ها می شود. تمامی این مرحله ها در مدت زمان بسیار کوتاه و در موج S روی می دهند.

همچنین، دهلیز ها بعد از پایان انتشار پیام استراحت، تا ۰/۷ ثانیه استراحت می کنند. در این مدت، خون دوباره از بزرگ سیاهرگ های زیرین و زبرین وارد دهلیز راست می شود؛ اما به دلیل بسته بودن درچه های لختی، خون نمی تواند وارد بطن ها شود و اندک اندک وارد دهلیز ها می شود. این رویه به مدت ۰/۳ ثانیه، یعنی پایان انقباض بطنی ادامه می یابد. در موج S، دریچه های سینی ابتدا باز و سپس بسته می شوند. دریچه های لختی در ابتدا بسته، و سپس باز می شوند.

در تعداد زیادی از بیماری های قلبی، تغییراتی در نوار قلب را شاهد هستیم که راه گشا می باشند. مثلاً در آریتمی قلبی، تعداد یا شکل موج ها در نوار قلب تغییر می کند. در بیماری های ایسکمیک قلب، معمولاً بسته به حاد یا قدیمی بودن، واقعه ایسکمیک و ناحیه رگ های درگیر، موج Q عمیق، موج T برعکس یا بالا و پایین رفتن قطعه S T را می بینیم. در برخی بیماری ها نیز انحراف محور قلب مشاهده می شود.. در برخی اختلال های الکترولیت های سرم نیز، تغییرات الکتروکاردیوگرام دیده می شود.

مروری بر الکتروفیزیولوژی قلب

انقباض تمام ماهیچه‌های بدن در اثر یک تغییر الکتریکی به نام دپولاریزاسیون ایجاد می شود. اگر الکترود هایی را بر روی سطح پوست بچسبانیم، این جریانات قابل دریافت هستند. قلب نیز یک ماهیچه است؛ پس از این قانون مستثنی نیست. جریان های الکتریکی قلب، به شرط شل بودن سایر ماهیچه‌های بدن، توسط دستگاه الکتروکاردیوگراف قابل دریافت و ثبت هستند. جرقه‌ی هر چرخه ی قلبی در نقطه ای از دهلیز راست قلب به نام گره سینوسی- دهلیزی زده می‌شود.



تصویر ۱-۱: جریان الکتریکی از طریق مسیر هدایتی در نقطه های مختلف قلب توزیع می شوند.

فصل دوم:

تفسیر الکتروکاردیوگرام و امواج مشخصه

شناسایی و کلاسه بندی ترکیب های موج های الکتروکاردیوگرام مانند QRS

در شناسایی و کلاسه بندی ترکیب های QRS، می توان گفت کلاسه بندی سیگنال ECG یک عمل تشخیص الگو می باشد و با روش های مختلف شناسایی الگو می توان عمل کلاسه بندی را انجام داد. روش هایی که در این مقاله مورد بررسی قرار گرفته اند و می توانند مورد استفاده قرار گیرند، را می توانیم به طور کلی به سه دسته تقسیم کنیم. روش شبکه عصبی، روش آماری و روش فازی را روش های مورد بررسی در این تحقیق، در نظر گرفتیم.

به کار گیری شبکه ی عصبی

در این روش برای کلاسه بندی سیگنال از شبکه BPP استفاده شده است که سه لایه دارد. تعداد نرون ها در لایه ورودی به تعداد ویژگی های الگوی ورودی است. تعداد نرون های لایه خروجی نیز برابر تعداد کلاس ها یا تعداد مشخصه های آن ها است. پارامتر هایی چون تعداد لایه های مخفی و تعداد نرون های آن ها، تعداد کلاس ها و میزان شباهت آن ها و نیز تعداد ویژگی های الگو ها، تعیین کننده سرعت یادگیری شبکه و بازدهی آن می باشند.

در این الگوریتم، تعدادی ویژگی مربوط به ترکیب QRS از سیگنال استخراج شده و به ورودی شبکه اعمال می شود. هر چه تعداد این ویژگی ها بیش تر باشد، سرعت یادگیری شبکه بیش تر شده و کارآیی آن بالا تر می رود. در این روش باید فاصله ویژگی های کلاس های مختلف از هم زیاد باشد تا شبکه بتواند آموخته شود. جدول ۲-۱، ویژگی های مربوط به کلاس های مورد آزمایش را نشان می دهد. همان طوری که از روی جدول مشخص است، بیش تر کلاس ها ویژگی های نزدیک به هم دارند.

جدول ۲-۱: ویژگی های کلاس های مختلف در این جدول نشان داده شده است.

خصوصیت کلاس	F_0	F_1	F_2	F_3	f_4	F_5
C0	۵	۵	۴	۴	۷	۱
C1	۱۱	۸	۱۱	۷	۱۱	۴
C2	۲۰	۷	۱۹	۴	۴۸	۲
C3	۳	۵	۳	۳	۵	۳
C4	۳	۴	۳	۴	۷	۴
C5	۷	۴	۵	۵	۳	۲
C6	۵	۴	۴	۴	۱۱	۲
C7	۱	۲	۱	۱	۸	۲
C8	۷	۴	۷	۶	۳۳	۴
C9	۲	۳	۲	۳	۵	۲

در مواردی فقط یک یا دو ویژگی، چند کلاس را از هم متمایز می سازد. در عمل و هنگام آموزش شبکه، چنین ویژگی هایی مغلوب اکثریت شده و بنابراین، شبکه آموخته نخواهد شد. برای رهایی از این تنگنا باید کلاس های مختلفی که دارای ویژگی های مشترک هستند را به عنوان یک کلاس در نظر گرفت و هم چنین، تعداد ویژگی ها را افزایش داد. هیچ یک از این راه حل ها عملی نیست زیرا شکل سیگنال های مربوط به این کلاسها، از هم متمایز بوده و نمی توانند در یک کلاس قرار گیرند.

روش آماری (کم ترین فاصله)

در روش حداقل فاصله تا میانگین ، از بین کلاس های موجود، نزدیک ترین کلاس به الگوی ورودی مشخص می شود و به عنوان کلاس الگوی مورد نظر معرفی می شود. این الگوریتم ویژگی هایی از کلاس ها را به عنوان مشخصه کلاس انتخاب می کند و کلاسه بندی را با توجه به این ویژگی ها انجام می دهد. برای افزایش کارایی و قابلیت اطمینان الگوریتم، باید تعداد ویژگی ها زیاد و شباهت کلاس ها به هم کم باشد. بر خلاف روش شبکه عصبی، در این روش تک تک ویژگی ها تعیین کننده می باشند. بطوری که اگر دو کلاس مشابه فقط یک یا دو ویژگی متمایز داشته باشند، عمل کلاسه بندی می تواند با تقریب قابل قبولی صورت پذیرد.

در زمان جمع آوری اطلاعات، ابتدا ویژگی های متمایز کننده یک کلاس مشخص می شوند. سپس همه نمونه الگو های این کلاس بررسی می شود و ویژگی های آن ها استخراج می گردد. آن گاه میانگین و انحراف استاندارد تک تک ویژگی ها محاسبه می شود و به عنوان مشخصه کلاس ثبت می گردند. این فرایند برای هر یک از کلاس ها تکرار می شود و اطلاعات به دست آمده، در مرحله کلاسه بندی مورد استفاده قرار می گیرند. الگوریتم شناسایی ترکیب QRS، شامل دو مرحله استخراج ویژگی ها و کلاسه بندی QRS می باشد.

الگوریتم شناسایی به محض تشخیص وقوع یک QRS، ویژگی های مربوط به این ترکیب را استخراج می کند. از آن جا که الگوریتم شناسایی، بلافاصله می باشد و باید بدون وقفه عمل کلاسه بندی را انجام دهد، به این جهت، تنها ویژگی هایی زمانی از ترکیب QRS انتخاب شده و از ویژگی های فرکانسی مثل مولفه های FFT سیگنال صرف نظر شده است. محاسبه طیف توان سیگنال الکتروکاردیوگرام می تواند اطلاعات ارزشمندی در باره طیف فرکانسی ترکیب QRS به دست آورد.

مطالعه های صورت گرفته درباره ی منحنی طیف سیگنال و ترکیب ORS مربوط به ۳۸۷۵ تپش، نشان می دهد که فرکانس ترکیب حدود ۱۷ هرتز است. این ویژگی می تواند در شناسایی ترکیب های QRS و متمایز نمودن آن ها از ترکیب های مشابه (نویز) موجود در سیگنال مفید واقع شود. این ویژگی ها علاوه بر اینکه در ایجاد شکل ظاهری ECG های مختلف موثرند، تغییرات احتمالی در آن ها می تواند نشان دهنده انواع آریتمی های قلبی باشد.

روش فازی (کم تریم فاصله دو بعدی)

دو پارامتر، میزان پراکندگی مقدار ویژگی ها از میانگین انحراف استاندارد و فراوانی این پراکندگی، اساس کلاسه بندی به روش فازی (فاصله دو بعدی) را تشکیل می دهند. فاصله یک بعدی مقدار ویژگی از میانگین، در هر دو کلاس برابر است در حالیکه با در نظر گرفتن نمودار فراوانی هیستوگرام در کلاس، این ویژگی به خصوصیات کلاس یک نزدیک تر است و باید به این کلاس مربوط شود. بنابراین، برخلاف روش قبل که میانگین و انحراف استاندارد ویژگی های یک کلاس به عنوان مشخصه ها و پارامتر های آن کلاس استفاده می شد، در این روش باید هیستوگرام ویژگی های کلاس نگه داری شوند.

بدیهی است که این روش، هزینه بیش تری در پی خواهد داشت. در زمان جمع آوری اطلاعات یا آموزش الگوریتم، همه نمونه الگو های یک کلاس بررسی شده و تک تک ویژگی های آن استخراج می گردند. سپس با توجه به مقدار یک ویژگی خاص در همه نمونه الگو های کلاس، هیستوگرام آن ویژگی محاسبه شده و به عنوان پارامتر آن ویژگی برای کلاس مورد نظر ذخیره می شود. این فرایند برای همه ویژگی ها در تک تک کلاس ها صورت می گیرد. نکته قابل توجه این است که هر چه تعداد نمونه الگوهای یک کلاس بیش تر باشد، هیستوگرام ویژگی های آن دقیق تر و دارای اطلاعات با ارزش تری خواهد بود.

اگر هر یک از ویژگی های مورد استفاده به عنوان متغیر های فازی در نظر گرفته شوند، در آن صورت هیستوگرام این ویژگی ها نقش توابع عضویت را در کلاسه بندی فازی بر عهده خواهند داشت. چون هیستوگرام ها در زمان آموزش الگوریتم تشکیل می شوند پس تابع های عضویت ویژگی های یک کلاس، کاملا به خصوصیات آن کلاس بستگی دارند و در بیشتر مورد ها، توزیع آن ها نرمال است.

موتور استنتاج در کلاسه بندی فازی از روش بیش ترین عضویت استفاده می کند. بعد از استخراج ویژگی های سیگنال ورودی، تابع عضویت هر یک از ویژگی ها، در همه کلاس ها مشخص شده و بیش ترین مقدار عضویت، شماره کلاس ویژگی را تعیین می کند. همانند روش قبل، با توجه به نتیجه های مربوط به هر یک از ویژگی ها، کلاس با بیش ترین تعداد دفعه عضویت، کلاس سیگنال الکتروکاردیوگرام ورودی را تعیین خواهد کرد.

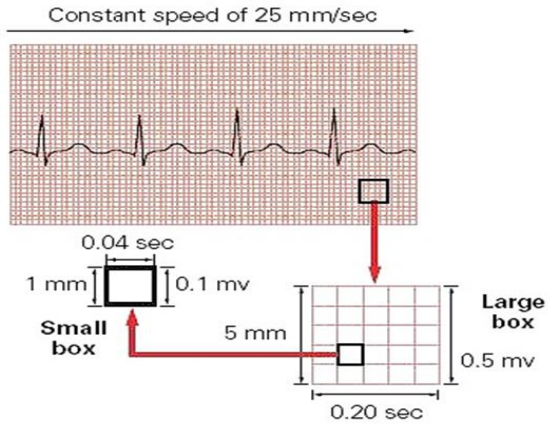
تفسیر الکتروکاردیوگرام

مبانی تفسیر الکتروکاردیوگرام به چهار مرحله زیر تقسیم می شود

- کاغذ الکتروکاردیوگرام
- شکل ECG و نام‌گذاری اجزای آن
- خصوصیات امواج الکتروکاردیوگرام
- نحوه‌ی خواندن الکتروکاردیوگرام

کاغذ الکتروکاردیوگرام

امواج الکتریکی قلب توسط دستگاه الکتروکاردیوگراف بر روی کاغذ مخصوصی ترسیم می‌شوند. این کاغذ شطرنجی بوده و از تعدادی مربع ریز و درشت تشکیل شده است. هر ضلع مربع‌های ریز، یک میلی‌متر طول دارد. هر ۵ مربع ریز، با یک خط تیره از هم جدا شده‌اند، در نتیجه هر ۲۵۵ مربع ریز تشکیل یک مربع درشت‌تر را می‌دهند. هر ضلع مربع‌های بزرگ ۵ میلی‌متر طول دارد. بر روی کاغذ الکتروکاردیوگرام، محور افقی نشان دهنده‌ی زمان و محور عرضی نشان دهنده‌ی شدت جریان الکتریکی است.



تصویر ۱-۲: در کاغذ الکتروکاردیوگرام، هر مربع یک میلی متری بر روی محور افقی، معادل ۰/۰۴ ثانیه، و هر مربع ۵ میلی متری معادل ۰/۲ ثانیه می باشد.

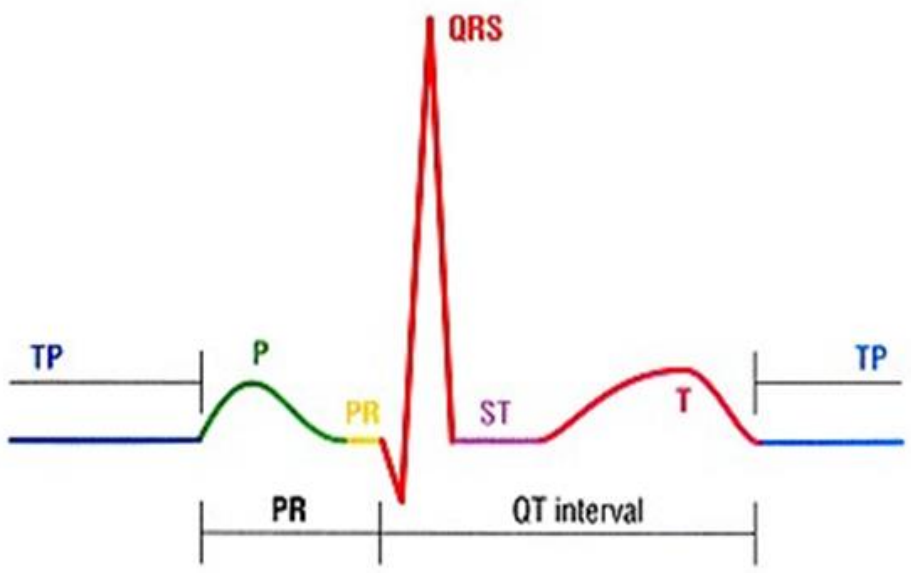
دستگاه الکتروکاردیوگراف به طور استاندارد، به نحوی تنظیم شده است که یک جریان الکتریکی با شدت یک میلی ولت موجی به اندازه‌ی ۱۰ میلی‌متر بر روی کاغذ الکتروکاردیوگرام ترسیم خواهد کرد. بدین ترتیب، هر مربع کوچک بر روی محور عرضی، معادل ۰/۱ میلی ولت و هر مربع بزرگ معادل ۰/۵ میلی ولت می باشد. اگر هیچ انرژی الکتریکی وجود نداشته باشد، دستگاه الکتروکاردیوگرام به صورت خودکار، یک خط صاف را بر روی کاغذ ترسیم می‌کند.

شکل الکتروکاردیوگرام و اجزای آن

شکل الکتروکاردیو الکتروکاردیوگرام یک فرد طبیعی به شکل زیر بر روی کاغذ الکتروکاردیوگرام نقش می‌بندد:

تصویر ۲-۲: تصویر یک نمونه از الکتروکاردیوگرام روی کاغذ به این صورت می باشد.

هر کدام از اجزای مشاهده شده بر روی شکل، نشان دهنده‌ی بخشی از فعالیت الکتریکی سلول‌های قلب می‌باشند. این اجزا به صورت قراردادی نام‌گذاری شده‌اند و در تمام دنیا به همین نام‌ها معروف هستند.



تصویر ۳-۲: اجزای مختلف الکتروکاردیوگرام در این تصویر قابل مشاهده است.

موج P: عبور جریان الکتریکی از دهلیزها، اولین موج ECG را ایجاد می‌کند. این موج P نام‌دارد. موج P در حالت طبیعی گرد، صاف و قرینه بوده و نشان دهنده‌ی دپولاریزاسیون دهلیزهاست. فاصله PR از ابتدای موج P تا شروع کمپلکس QRS به این نام خوانده می‌شود. این فاصله نشان دهنده زمان سپری شده برای رسیدن موج دپولاریزاسیون از دهلیز ها به بطن ها است. قسمت عمده این فاصله به علت وقفه ی ایمپالس در گره‌ی AV شکل می‌گیرد.

کمپلکس QRS: از مجموع سه موج تشکیل شده است و مجموعاً نشان دهنده‌ی دپلاریزاسیون بطن‌ها است. اولین موج منفی بعد از P، موج Q نام دارد. اولین موج مثبت بعد از P را موج R ، و اولین موج منفی بعد از R را S می نامند. چون هر سه موج ممکن است با هم دیده نشوند، مجموع این سه موج را با هم یک کمپلکس QRS می‌نامند.

قطعه ی ST: از انتهای کمپلکس QRS تا ابتدای موج Tرا قطعه ی ST نام گذاری کرده‌اند. این قطعه نشان دهنده مراحل ابتدایی رپولاریزاسیون بطن ها است.

موج T: موجی گرد و مثبت می‌باشد که بعد از QRS ظاهر می‌شود. این موج نشان دهنده‌ی مراحل انتهایی رپولاریزاسیون بطن‌ها است.

فاصله‌ی QT: از ابتدای کمپلکس QRS تا انتهای موج P می باشد و نشان دهنده‌ی زمان لازم برای مجموع فعالیت بطن ها در طی یک چرخه ی قلبی است.

موج U: موجی گرد و کوچک می باشد که بعد از T ظاهر می شود. این موج همیشه دیده نمی شود.

جدول ۲-۲: جدول خصوصیات موج های الکتروکاردیوگرام قابل مشاهده می باشد.

	ارتفاع (میلی‌متر)	زمان (ثانیه)
موج P	کمتر از ۲/۵	کمتر از ۰/۱۱
فاصله PR	-	۰/۱۲-۰/۲
کمپلکس QRS	متغیر	۰/۰۶-۰/۱
قطعه ST	کمتر از ۱ میلی‌متر اختلاف نسبت به خط ایزوالکتریک	متغیر
فاصله‌ی QT	-	کمتر از نصف فاصله‌ی R-R
موج T	کمتر از ۵ در لیدهای اندامی کمتر از ۱۰ در لیدهای سینه‌ای	متغیر
موج U	کمتر از ۲	متغیر

نحوه‌ی خواندن الکتروکاردیوگرام

برای تفسیر و اصطلاحاً خواندن یک ریتم قلبی، مسئله‌ی مهم، توجه به تمام اجزا، موج ها، قطعه ها و فاصله های موجود بر روی نوار ریتم، قبل از قضاوت در مورد آن، می باشد. جهت جلوگیری از سردرگمی، باید یک توالی منطقی را در ذهن خود ترسیم کنیم، و در مواجه شدن با هر ریتم قلبی، از آن توالی پیروی کنیم. بیشتر روش پنج مرحله ای که به شرح زیر است، پیشنهاد شده است:

قدم اول: محاسبه ی سرعت ضربان قلب.

قدم دوم: پیدا کردن نظم.

قدم سوم: مشاهده کردن امواج P.

قدم چهارم: توجه کردن به به فاصله های PR.

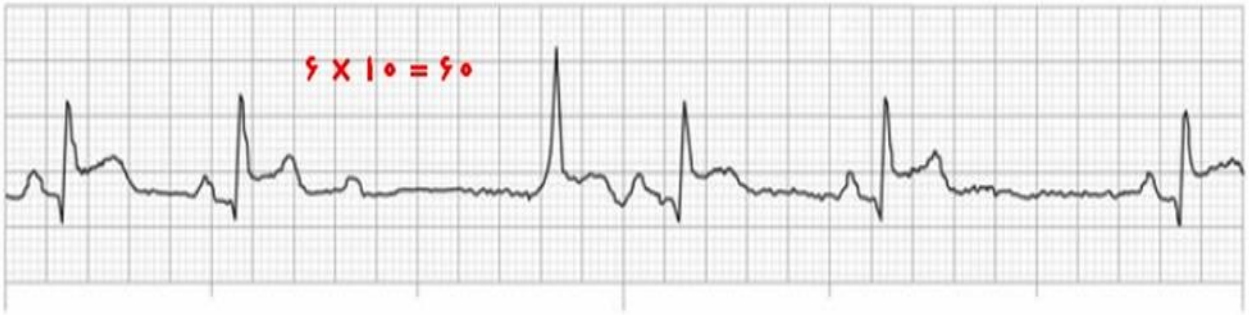
قدم پنجم: بررسی کردن عرض کمپلکس‌های QR.

قدم اول: محاسبه‌ی سرعت ضربان قلب

برای تعیین سرعت ضربان قلب از روی الکتروکاردیوگرام، روش‌های متعددی وجود دارند. ما به بررسی چهار روش شایع تر، یعنی روش شش ثانیه ای، روش مربع های بزرگ، روش مربع های کوچک و روش ترتیبی، می پردازیم.

روش شش ثانیه ای

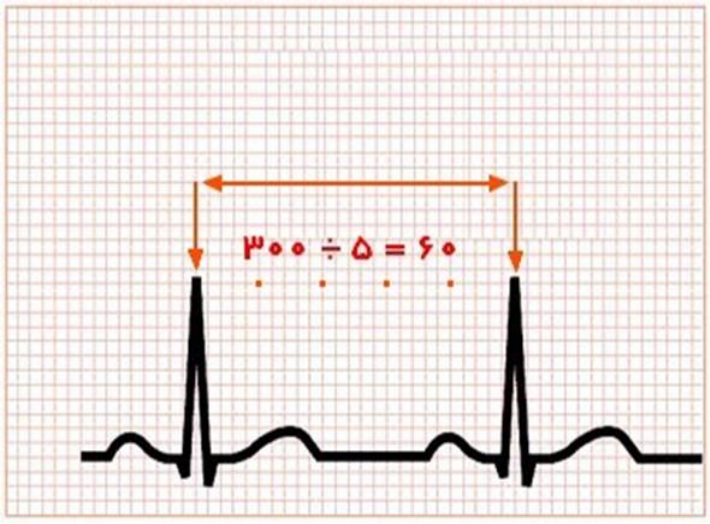
این روش ساده ترین، سریع ترین و فراوان ترین روش اندازه گیری سرعت ضربان قلب از روی الکتروکاردیوگرام می‌باشد؛ که برای محاسبه ی ریتم های نا منظم و برادیکارد، نسبت به سه روش دیگر اولویت دارد. در این روش، ۶ ثانیه از یک نوار ریتم انتخاب می‌شود (۳۰ مربع بزرگ)، و سپس تعداد کمپلکس های QRS در این فاصله ۶ ثانیه ای شمرده و در عدد ۱۰ ضرب می‌شود تا تعداد ضربان قلب در یک دقیقه، به دست آید.



تصویر ۴-۲: روش شش ثانیه ای برای تعیین تعداد ضربان قلب در یک دقیقه از روی نوار الکتروکاردیوگرام.

روش مربع های بزرگ

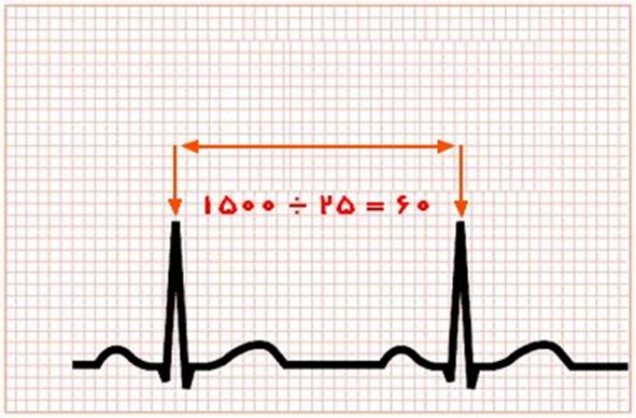
هر مربع برگ بر روی محور افقی، معادل ۰/۲ ثانیه است. با این پیش زمینه، در این روش، تعداد مربع های برگ بین دو کمپلکس QRS متوالی شمرده می شود و بر عدد ۳۰۰ تقسیم می شود.



تصویر ۵-۲: استفاده از روش مربع های بزرگ به جهت تعیین تعداد ضربان قلب در یک دقیقه، از روی نوار الکتروکاردیوگرام.

روش مربع های کوچک

هر مربع کوچک بر روی محور افقی، معادل ۰/۰۴ ثانیه است. با این پیش زمینه، در این روش، تعداد مربع های کوچک بین دو کمپلکس QRS متوالی شمرده می شود و بر عدد ۱۵۰۰ تقسیم می گردد.



تصویر ۶-۲: روش محاسبه ی تعداد ضربان قلب با روش مربع های کوچک، در نوار الکتروکاردیوگرام قابل مشاهده است.

روش ترتیبی

در این روش یک موج را که دقیقاً بر روی یک خط تیره ی بزرگ قرار گرفته است، پیدا می کنیم. خط های تیره ی بعدی به ترتیب معرفی کننده ی ۳۰۰، ۱۵۰، ۱۰۰، ۷۵، ۶۰ و ۵۰ هستند. یعنی اگر موج R بعدی، روی خط تیره ی بعد افتاده باشد، تعداد ضربان قلب ۳۰۰ و اگر روی خط تیره ی دوم افتاده باشد، تعداد ضربان قلب ۱۵۰۰ است.

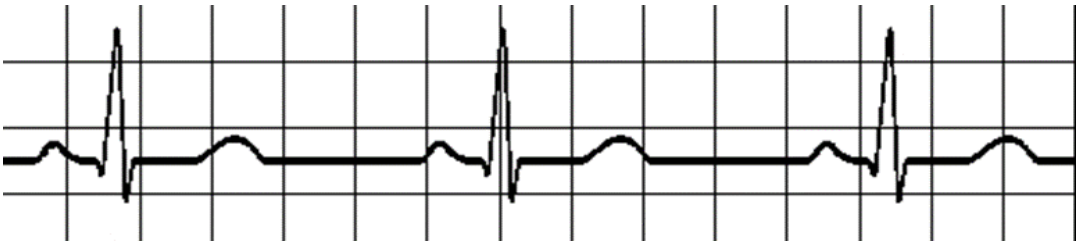
در بسیاری از مورد ها، به دلیل این که موج R بعدی دقیقاً بر روی خط تیره واقع نمی شود، این روش یک محاسبه ی تخمینی است؛ اما چون به محاسبه ی خاصی احتیاج ندارد، روشی بسیار پر طرفدار می باشد.تعداد ضربان طبیعی قلب بین ۶۰ تا ۱۰۰ ضربه در دقیقه می باشد. اگر تعداد ضربان قلب از ۶ ضربه در دقیقه کم تر باشد، ریتم مورد نظر، برادیکاردی و اگر از ۱۰۰ ضربه در دقیقه بیش تر باشد، تاکیکاردی نام دارد.

تصویر ۷-۲: روش محاسبه ی تعداد ضربان قلب، با استفاده از روش ترتیبی، در تصویر نشان داده شده است.

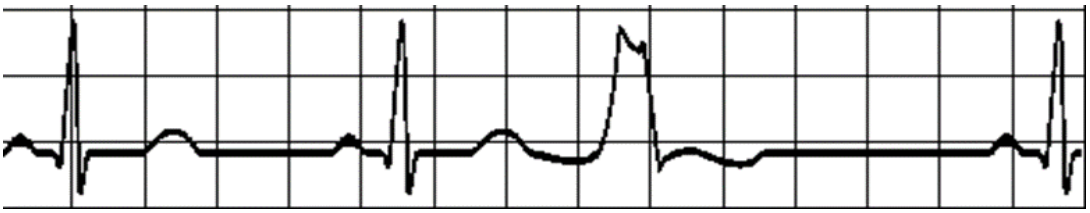
قدم دوم: تعیین نظم

در این مرحله به فواصل R-R نگاه می کنیم. ۴ وضعیت زیر ممکن است وجود داشته باشد:

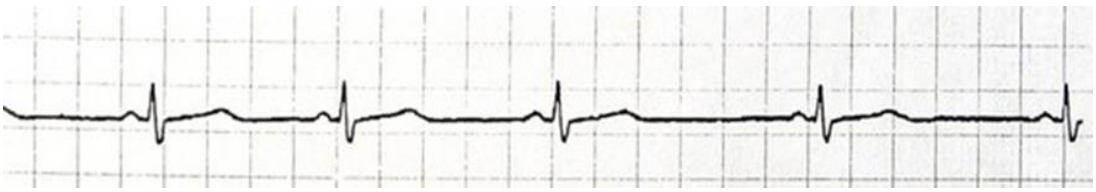
۱- کاملاً منظم



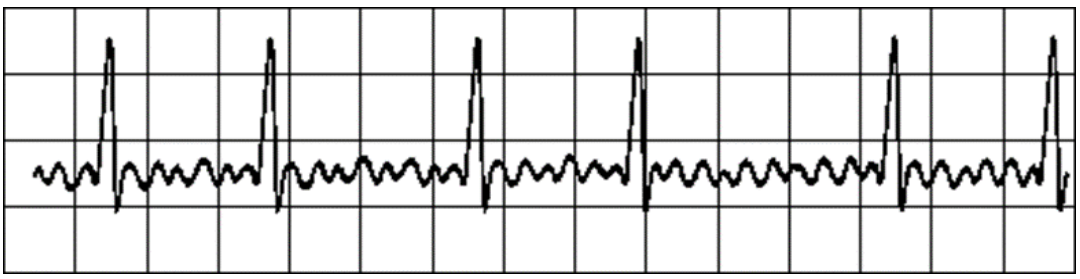
۲- گاهی نامنظم



۳- بی‌نظمی منظم



۴- کاملاً نامنظم



قدم سوم: بررسی امواج P

در این مرحله ۴ سوال زیر را از خود می پرسیم:

۱- آیا امواج P دیده می‌شوند؟

۲- آیا شکل تمام موج های P به هم شبیه هستند؟

۳- آیا فاصله های P-P منظم هستند؟

۴- آیا قبل از هر کمپلکس QRS یک موج P دیده می شود؟

قدم چهارم: تعیین فاصله ی PR

در این مرحله دو مورد زیر را بررسی می کنیم:

۱- فاصله‌ی PR چقدر است؟ (به یاد داریم که نرمال این فاصله ۰/۲تا ۰/۱۲ ثانیه است.)

۲- آیا فاصله های PR در تمام نوار ریتم ثابت هستند؟

قدم پنجم: عرض کمپلکس QRS

در این مرحله عرض کمپلکس QRS اندازه گیری می شود. این فاصله می بایست به طور طبیعی بین ۰/۰۴ تا ۰/۲ ثانیه باشد. علاوه بر این، بررسی می کنیم که آیا این اندازه، در تمام کمپلکس های QRS هم اندازه هستند یا نیستند.

زبان الکتروکاردیوگرام

با توجه به وجود الگو های پیچیده در تشخیص آریتمی های قلبی در نوار های الکتروکاردیوگرام، برای مقابله با مشکل های مربوط به تجزیه و تحلیل سیگنال های الکتروکاردیوگرام از تکنیک های آنالیز خودکار بهره گرفتیم. استفاده از این تکنیک های آنالیز خودکار، علاوه بر صرفه جویی در زمان تشخیص، بسیار دقیق تر از تجزیه و تحلیل های دستی می باشد. الگوی یادگیری ماشین در تشخیص آریتمی ها، در سیگنال های الکتروکاردیوگرام، چهار مرحله ی اصلی را در بر می گیرد.

در این چهار مرحله، ابتدا گردش و پردازش انجام می شود. پس از آن می توان گفت که در این چهار مرحله که شامل نمونه برداری مجدد، حذف نویز ها با استفاده از فیلتر های باند گذر و غیره، استاندارد سازی سیگنال های عادی، تقسیم بندی ضربان قلب که در تشخیصیک با استفاده از الگوریتم های مشخص و غیره انجام می گردد. از تکنیک ها و روش های یادگیری کانند پرسپترون چند لایه برای ماشین های کلاسیک تشخیص، ایتفاده می شود.

از پردازش زبان می توان در کاربرد ها و هدف های مختلفی استفاده کرد. برای مثال در کاربرد های زیستی و پزشکی، داده های جمع آوری شده، سیگنال های الکتروکاردیوگرام هستند. می توانیم سیگنال های الکتروکاردیوگرام را همان گونه که در قبل اشاره شد، همانند یک زبان برای تحلیل و بررسی در نظر بگیریم. بندی و تشخیص ضربان قلب که مستلزم اختصاص یک سرعت خاص به آن می باشد و پیش بینی وقوع اریتمی های قلبی را می توان رایج ترین کاربرد های پردازش زبان در نظر گرفت.

با الهام گرفتن از پردازش زبان طبیعی، می توانیم از چندین رویکرد متفاوت استفاده کنیم. می توانیم بجای موج های مختلف، از کلمه ها یا واژه های دیگر استفاده کنیم. هر موج با مقدار خاص و عدد صحیح، برای یک کار خاص بر روی سیگنال الکتروکاردیوگرام رمز گذاری شده است. جاسازی موج یا بردار شدن موج، در نمودار، اعداد صحیح را در بر می گیرد. واژه های رمز گذاری شده و بردار جاسازی برای هر موج مانند واژه ها در نمودار وجود دارد. دلیل اصلی جاسازی این کلمه، این است که به ما اجازه می دهد از یادگیری ماشینی پیشرفته مانند شبکه های عصبی مصنوعی استفاده کنیم.

فصل سوم:

بررسی کارایی روش جدید

بازدهی الگوریتم به کار رفته برای تشخیص ترکیب های QRS و استخراج آن ها از سیگنال، برای ECG های منظم، تقریباً صد در صد است. اما اگر ترکیب های QRS متوالی در یک سیگنال، با هم اختلاف ساختاری شدیدی داشته باشند، الگوریتم نمی تواند خود را با این تغییرات سازگار کند و بنابراین، در تشخیص دچار مشکل می شود. به عنوان راه حل می توان از واریانس وزنی (مشتق) به همراه میانگین وزنی در الگوریتم پیشگویی حدود آستانه استفاده کرد.

کلاسه بندی ترکیب های QRS با استفاده از شبکه های عصبی، زمانی مناسب است که تعداد ویژگی ها زیاد و تعداد کلاس ها، کم باشد. هر چه پراکندگی کلاس های مختلف از یک دیگر بیش تر باشد نتیجه کلاسه بندی دقیق تر و مطمئن تر خواهد بود. اگر ویژگی های کلاس های مختلف ترکیب QRS خاصیت های مشترک داشته باشند، مدت زمان آموزش شبکه طولانی شده و در مورد هایی شبکه به هیچ عنوان آموخته نخواهد شد.

به کار گیری ویژگی های بیش تری از سیگنال، انتخاب نمونه الگو های مناسب تر از هر کلاس، گزینش سیگنال های کاملا متفاوت ECG به عنوان کلاس ها و افزایش پیچیدگی و حساسیت شبکه مورد استفاده می تواند شبکه عصبی را به عنوان روش قدرتمند و قابل اعتماد کلاسه بندی سیگنالهای ECG در آورد که در شبکه های عصبی، یک یا چند ویژگی مخالف با بیشترین مقدار، به طور معمول مغلوب شده و تأثیر آن در کار شبکه مشهود نخواهد بود.

هر چند این خصوصیت شبکه، قابلیت اعتماد آن را بالا می برد، ولی به همان نسبت از حساسیت آن می کاهد. به کار گیری روش های آماری در جهت افزایش حساسیت الگوریتم، نتیجه های قابل قبولی را ارائه می دهد. سیگنال ورودی، در تشخیص کلاس مربوطه شرکت فعال و تعیین کننده دارند و نتیجه کلاسه بندی بر اساس میزان رأی است و کلاسی برگزیده می شود که بیش ترین دفعه های انتخاب را به خود اختصاص داده باشد. البته به شرطی که میزان رأی، از یک حد آستانه تجاوز کند.

تصویر ۳-۱، نتایج حاصله از کلاسه بندی را برای چندین سیگنال ECG که از پایگاه داده MIT/BIH انتخاب شده اند نشان می دهد. در این روش، اگر هیستوگرام ویژگی ها تقریبا نرمال باشد، در آن صورت میانگین ویژگی ها می تواند نماینده قابل اعتمادی از آن ها برای عمل کلاسه بندی باشد. در غیر این صورت، روش حداقل فاصله از میانگین جواب نمی دهد زیرا این روش، توجهی به هیستوگرام ندارد و تنها به میانگین ویژگی ها وابسته است.

تعداد QRS	تعداد ناشناخته	تعداد خطا	سیگنال ECG
۷۹	۰	۰	۱۲۲
۶۷	۱	۴	۱۱۱
۴۹	۰	۰	۱۱۷
۸۶	۱۴	۵	۱۰۵
۱۰۰	۱۹	۱	۲۰۵
۱۰۹	۴	۳	۲۱۵

تصویر ۳-۱: تصویر، نتیجه های کلاسه بندی به روش حداقل فاصله از میانگین را نشان می دهد.

تعداد QRS	تعداد ناشناخته	تعداد خطا	سیگنال ECG
۷۹	۴	۰	۱۲۲
۶۷	۰	۶	۱۱۱
۴۹	۰	۰	۱۱۷
۸۶	۲۵	۱	۱۰۵
۱۰۰	۱۹	۳	۲۰۵

تصویر ۳-۲: در این تصویر، نتیجه های کلاسه بندی به روش فازی نشان داده شده است.

اما روش حداقل فاصله دو بعدی که هیستوگرام ویژگی ها را به عنوان تابع های عضویت متغیر های فازی به کار می برد، به طور ضمنی روش قبل را نیز در بر می گیرد. زیرا قله هیستوگرام های تقریبا نرمال، به میانگین ویژگی مربوط می شود. اگر نمونه الگوهای یک کلاس شباهت زیادی به هم نداشته باشند، در آن صورت ممکن است هیستوگرام ویژگی، بیش از یک قله داشته باشد. بدیهی است که استفاده از فاصله یک بعدی در این مورد تشخیص نادرستی را نتیجه می دهد، در حالیکه روش فازی می تواند این اشتباه را جبران کند.

فصل چهارم:

نتیجه گیری و پیشنهادات

در این مطالعه، یک روش جدید برای تجزیه و تحلیل علامت های سیگنال های الکتروکاردیوگرام، پیشنهاد دادیم. در صورتی که سیگنال های الکتروکاردیوگرام، به گونه ی صحیح شناخته و بررسی شوند، می توانند بسیاری از ناهنجاری های مختلف قلبی را دسته بندی کنند و تشخیص آن را آسان تر کنند. بنابراین، با درمان به موقع به بیمار ها کمک می کنند.

روش جدیدی که پیشنهاد داده شده است، با طبقه بندی ضربان قلب، منجر به پیشرفت عملکرد در هنگام تشخیص و جلوگیری از بیماری های آریتمی قلبی می شود. در آینده، می توانیم امیدوار باشیم که این روش جدید نه تنها در بررسی و تشخیص آریتمی های قلبی، بلکه در تشخیص و جلوگیری از بسیاری از بیماری های قلبی، کمک کننده باشد.

منابع و مراجع:

1. https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260721000341
2. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350453312003116
3. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0927024801001143
4. https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography

ضمائم

جدول ۴-۱: برخی از خصوصیات الکتروکاردیوگرام در بیماری PVC.

سرعت	سرعت زمینه‌ای قلب
نظم	گاهی نامنظم (ضربان زودرس)
امواج P	در ضربان زودرس یا وجود ندارد و یا بعد از QRS و وارونه
فاصله PR	غیر قابل اندازه‌گیری
عرض QRS	پهن و غیر طبیعی، موج T اغلب جهتی وارونه با QRS دارد

جدول۴-۲: برخی از خصوصیات الکتروکاردیوگرام در بیماری گردش دور یک نقطه.

سرعت	۱۵۰-۳۰۰ بار در دقیقه
نظم	منظم یا نامنظم
امواج P	وجود ندارند
فاصله PR	غیر قابل اندازه‌گیری
عرض QRS	پهن و غیر طبیعی، طول امواج به تدریج تغییر می‌کند