تفکیک هوشمند آریتمی‌های قلبی با استفاده از شبکه موجک

محمد تقی شاکری[۱]، وحید رضا سبزواری[۲]، اسد عازمی[۳]، مرتضی خادمی[۴]، حسین قلی زاده[۵]

۱- دانشیار گروه پزشکی اجتماعی و بهداشت، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد

۳- دانشیار گروه برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

۴- استادیار گروه برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

۵- دانشجوی دکترای کنترل، گروه برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۵/۲۹ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۶/۲۶

چکیده

مقدمه: آریتمی های قلبی از جمله رایج ترین علل مرگ و میر در جهان به شمار می آیند. سیگنال الکتروکاردیوگرام بعنوان ابزاری مفید و غیر تهاجمی در تشخیص این گونه بیماری‌ها همچنان دارای نقشی بی بدیل می باشد. تفکیک هوشمند آریتمی‌های قلبی یکی از بهترین و مطمئن ترین روشهای تشخیص سریع و صحیح علایم موجود در این سیگنال می باشد.

مواد و روشها: شبکه های عصبی مصنوعی ابزاری کارآمد در حل مسائل گوناگون بوده و در برخورد با مسائل مختلف بصورت هوشمند عمل می کنند. این شبکه ها بعنوان مدلی ساده از سیستم عصبی، سعی در شبیه سازی فرایند یادگیری و تصمیم گیری مغز انسان دارند. مدلسازی قوی، سادگی ساختار و موازی بودن عملیات محاسباتی از جمله دلایل موفقیت این شبکه ها می باشد.

در این پژوهش برای نخستین بار از شبکه موجک جهت تفکیک آریتمی های قلبی استفاده شده است. این شبکه تلفیقی از قابلیت‌های بسیار خوب شبکه عصبی در یادگیری و پیش بینی؛ همچنین دقت بالا و تجزیه و تحلیل چند دقتی تبدیل موجک می‌باشد. از جمله برتریهای شبکه موجک بر شبکه عصبی، قابلیت انتخاب توابع فعالیت گره ها با توجه به ساختار سیگنال و وجود الگوریتمهای مشخص جهت تعیین ساختار بهینه شبکه است.

نتایج: در روش پیشنهادی از داده‌های موجود در پایگاه داده استاندارد MIT-BIH استفاده شده و دقتی بیش از ٪۹۸/۸ در تفکیک پنج دسته از افراد با بیماری های مختلف قلبی بدست آمده است که مبین بهبود قابل ملاحظه در تفکیک آریتمی های قلبی نسبت به روشهای موجود می‌باشد.

بحث و نتیجه گیری: با مقایسه نتایج بدست آمده در روش پیشنهادی و نتایج تحقیقات انجام گرفته در این زمینه از جمله کاربرد مجزای شبکه عصبی و تبدیل موجک، دقت بالاتر روش پیشنهادی بر روشهای دیگر مشخص می شود. از جمله دلایل اصلی این دقت بالا، انتخاب ویژگی مناسب برای تفکیک بین آریتمی ها و مزیت ذاتی شبکه موجک بر روشهای هوشمند رایج می باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۲، پاییز۸۵ : ۲۴-۱۷)

واژگان کلیدی: آریتمی‌های قلبی، شبکه موجک، شبکه عصبی مصنوعی، تبدیل موجک

* **نویسنده مسؤول: محمدتقی شاکری**

آدرس: گروه پزشکی اجتماعی و بهداشت، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد.

m_t_shakeri@yahoo.com

تلفن: ۸۴۰۰۴۹۴- (۵۱۱) ۹۸+

Archive of SID

www.SID.ir

۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی بنا بر آمارهای سازمان جهانی بهداشت شایعترین علت فوت را در میان سایر بیماری‌ها به خود اختصاص می دهند. تشخیص سریع و مراقبت ویژه پزشکی از بیماران مبتلا به این امراض میتواند تا حد زیادی از مرگ ناگهانی آنها جلوگیری نماید. تغییر و اعوجاج در هریک از پارامترهای اصلی سیگنال الکتروکاردیوگرام[1] می‌تواند نشان دهنده یک بیماری قلبی باشد که ممکن است به هرعلتی ایجاد شده باشد. هر یک از این تغییرات نابهنجار به طورکلی یک "آریتمی قلبی" نامیده می شود. گفتنی است که علل و عواملی نظیر ارث، استعمال دخانیات، ابتلا به چاقی وغیره تحت عنوان ریسک فاکتورها سبب تشدید خطر ابتلا به بیماری‌های قلبی خواهد شد. بعضی از انواع این آریتمی‌ها بسیار خطرناک هستند، که در این تحقیق به بررسی پنج نوع از آنها پرداخته می شود.

مجموعه داده‌هایی که در مورد بیماری‌های قلبی جمع آوری شده است شامل ویژگی های متفاوتی می‌باشد. دسته‌ای از آنها فقط بر اساس داده‌های آزمایشگاهی تشکیل شده است، در حالی که سایر مجموعه داده‌ها شامل علائم بالینی نیز می‌باشد. یکی از مهمترین و معتبرترین پایگاههای داده در زمینه سیگنال الکتروکاردیوگرام پایگاه MIT-BIH [۱] است، که در این تحقیق نیز از آن استفاده شده است. در خصوص این مجموعه داده، روشهای مختلف تشخیص الگو پیاده شده است. لی [۲] با استفاده از شبکه های عصبی مصنوعی سه نوع از آریتمی‌ها را با دقت ۹۹/۵۵٪، ۹۷/۷۵٪، ۵۷/۱٪ طبقه بندی نموده است. چی و همکاران [۳] با استفاده از سه شبکه عصبی آریتمی‌های بطنی را با دقت متوسط ۹۵/۱٪ دسته بندی کرده‌اند. کارلیک و همکاران [٤] با استفاده از شبکه عصبی مصنوعی ده نوع از آریتمی‌ها را با دقت متوسط ۹۵٪ دسته بندی نموده‌اند. همچنین در سال ۱۹۹۷، یو و همکاران [۵] با استفاده از دو شبکه عصبی مصنوعی خود سازمانده با دقت ۹۱/۳٪ و LVQ[2] با دقت ۹۰/۳٪ ضربانات قلبی را طبقه بندی کرده‌اند. در سال ۲۰۰۱، حسینی و همکاران [٦] با استفاده از یک شبکه عصبی مصنوعی چند مرحله ای شامل دو پرسپترون چند لایه[3]، پنج نوع از آریتمی‌ها را با دقت ۸۱/۸٪ برای پرسپترون چند لایه مرحله اول و ۸۸/۳٪ برای پرسپترون چند لایه مرحله دوم طبقه بندی کرده‌اند.

مشکل موجود در تمامی مقالات فوق آن است که در آنها از تبدیل هایی نظیر موجک که در تحلیل و استخراج ویژگی از سیگنالهای غیر ایستای زیستی همچون الکتروکاردیوگرام کارآیی بالایی دارند استفاده نشده است و این ایراد، سبب هزینه زمانی زیاد و دقت متوسط این روشهاست.

از اینرو تبدیل موجک در مقالات مختلف طبقه بندی آریتمی‌های قلبی کاربرد وسیعی یافته است؛ ازجمله: در سال ۱۹۹۷، یانگ و همکاران [۷] تبدیل موجک دودویی[4] را برای

1- Electrocardiogram: ECG

2- Linear Vector Quantization: LVQ
3- Multi Layer Perceptron: MLP
4- Dyadic

www.SID.ir

استخراج ویژگی و شبکه عصبی خود سازمانده کوهانن را برای طبقه بندی بکار برده و به دقت ۹۷/۷۷٪ در تشخیص امراض قلبی دست یافته‌اند. در سال ۱۹۹۹، دکور و همکاران [۸] با استفاده از تبدیل موجک گسسته به طبقه‌بندی ده نوع از آریتمی‌های قلبی با دقت ۹۷٪ پرداخته‌اند، همچنین در سال ۲۰۰۰، چازال و همکاران [۹] با کاربرد ۱۵ مجموعه ویژگی حاصل از ۳ رتبه متفاوت موجک دابیچز، بیماری‌های مختلف قلبی را طبقه بندی نموده و حداکثر دقت ۷٤/۲٪ را گزارش کرده‌اند، و سرانجام در سال ۲۰۰۱، دکور و همکاران [۱۰] با بهره گیری از تبدیل موجک و شبکه عصبی آموزش دیده با الگوریتم ژنتیک به طبقه بندی ده نوع از آریتمی‌های قلبی پرداخته و به دقت ۹٦٪ دست یافته‌اند. عمده مشکل مقالات فوق عدم ایجاد یک مدل مناسب از سیگنال الکتروکاردیوگرام و عدم بهینه سازی در فضای ویژگی ها (تعداد و نوع آنها) می‌باشد.

۲- مواد و روشها

در این مقاله از شبکه موجک به عنوان جایگزینی کارا برای شبکه عصبی مصنوعی در مسأله تفکیک آریتمی‌های قلبی استفاده شده است. این شبکه با ایجاد مدلی دقیق از سیگنال ورودی در طی فرایند آموزش، به طبقه بندی آریتمی‌هایی که در مرحله آزمون به آن وارد می‌شود پرداخته و با دقت بالایی آنها را تفکیک می‌نماید. در ساختار این شبکه از موجکی متناسب با خواص سری زمانی الکتروکاردیوگرام استفاده شده و روند مناسبی نیز برای آموزش آن بکار گرفته شده است.

۲-۱ تبدیل موجک

تبدیل موجک به عنوان یکی از ابزارهای کارآمد در تحلیل و بازنمایی زمان- فرکانس سیگنالها به شمار می‌رود. این تبدیل، بخصوص در پردازش و استخراج ویژگی از سیگنالهای زیستی همچون الکتروکاردیوگرام کاربرد فراوانی دارد. خواص جالب این ابزار همچون محلی سازی، داشتن توابع پایه (مادر) متفاوت سبب دامنه وسیع کاربرد آن شده است.

۲-۲ شبکه موجک

شبکه های عصبی مصنوعی به خاطر این که می‌توانند بصورت غیر پارامتری و غیر خطی مدلی از داده های موجود ایجاد کنند و بر اساس آن به شناسایی الگوها در داده مورد نظر بپردازند، همواره مورد توجه بوده و از دیدگاه یادگیری ماشینی ابزار قدرتمندی می‌باشند. این در حالی است که تلاش در مورد بهینه‌سازی ساختار و روشهای یادگیری آن همچنان ادامه دارد، در این راستا شبکه موجک با تلاشهای ژنگ و همکاران [۱۱] در سال ۱۹۹۲ تحقق یافت.

این شبکه همان طور که ذکر شد، شبکه عصبی پیشرویی است که از موجک‌ها به عنوان تابع فعال ساز استفاده می‌نماید[۱]، لذا این شبکه تلفیقی از قابلیت‌های بسیار خوب شبکه های عصبی در یادگیری، پیشرو بودن و قدرت در پیش بینی؛ همچنین دقت بالا و تجزیه و تحلیل چند دقتی در آنالیز موجک می‌باشد. البته نوع دیگری از این شبکه موجود است که جزء موجک از بلوک آموزش مجزا می‌باشد که در این تحقیق مورد نظر نمی‌باشد. از جمله خواص مهم این شبکه که در مقالات [۱۲ و ۱۳] به آن اشاره شده است، سه خاصیت ذیل قابل ذکر است:

۱- خروجی هر گره در این شبکه بصورت ضرب داخلی سیگنال ورودی و تابع فعالیت گره خواهد بود(برای کسب اطلاعات بیشتر به[۱۱] ر.ک.)

Archive of SID
www.SID.ir

• دارا بودن خاصیت تقریب گری عمومی همانند شبکه‌های عصبی

• وجود ارتباطی صریح بین ضرایب شبکه و تبدیل موجک متناسب با آن

• دستیابی به دقتی مشابه با شبکه عصبی متناظر و با ابعادی کمتر از آن

خاصیت دوم شبکه موجک، در ایجاد سطوح تصمیم گیری مشخص و متمایز در مسائل بازشناسی الگو و نیز مقدار دهی اولیه مناسب در الگوریتم یادگیری، نقشی منحصر به فرد دارد. ویژگی نهایی نیز نوید بخش شبکه ای با ساختار کارا، تعداد پارامتر و هزینه زمانی کم است که از آزمون خسیسانه بودن مدل[1] سربلند بیرون می‌آید. در ادامه معرفی کوتاهی از این شبکه خواهد آمد. تبدیل موجک بسط یک سیگنال را به مجموعه ای از توابع که با مقیاس[2] و انتقال[3] یک تابع موجک مادر ψ فراهم شده‌اند، به شکل مجموعه زیر فراهم می‌نماید:

$$\psi_{a,b}(t)=\frac{1}{\sqrt{a}}\psi(\frac{t-b}{a});(a,b,t\in R,a>0) \quad (۱)$$

تابع موجک مادر، تابعی با میانگین صفر، بسرعت نزولی و نوسانی می‌باشد. بر این اساس خروجی شبکه موجک [۱۱] بصورت زیر است:

$$g(t)=\sum_{i=1}^{N} w_i\psi\left[D_i R_i(t-t_i)\right]+\bar{g} \quad (۲)$$

که در این رابطه پارامترهای، t_i, R_i, D_i, w_i به ترتیب وزنهای شبکه، بردار قطری مقیاس، ماتریس دوران و بردار انتقال می‌باشند و همگی در حین آموزش بهینه می‌شوند. پارامتر بایاس $\bar{g}$ برای جلوگیری از صفر شدن خروجی شبکه در نظر گرفته شده زیرا همان طور که ذکر شد تابع ψ میانگینی مساوی صفر دارد.

۲-۳ طبقه بندی کننده

در این مقاله جهت پیاده سازی شبکه موجک که به عنوان طبقه بندی کننده در مسأله تفکیک آریتمی‌های قلبی بکار گرفته شده نکات زیر مورد توجه قرار گرفته است:

انتخاب تابع کلاه مکزیکی[4] (با توجه به شبه گوسی بودن شکل قله‌های سیگنال قلبی[5]) با رابطه $(1-x^2)e^{-\frac{x^2}{2}}$ به عنوان تابع فعالیت نرونهای لایه مخفی شبکه موجک،

استفاده از معیار خطای پیش بینی نهایی[6] جهت بهینه کردن تعداد موجک های مورد نیاز در لایه مخفی، این معیار تعداد موجک ها را بر اساس حداقل نمودن عبارت زیر پیدا می‌کند. در این مقاله طول داده ورودی ۲۰۰ نمونه است.

$$J_{FPE}(\hat{g})=\frac{1+n_d/N}{1-n_d/N}\cdot\frac{1}{2N}\sum_{k=1}^{N}(\hat{g}_k-g_k)^2; \quad (۳)$$
$$(n_d=m(d+2)+d+1)$$

1- Parsimony Model
2- Dilation
3- Translation

4- Mexican Hat

۵- حتی پیک R سیگنال الکتروکاردیوگرام نیز با تمرکز و تجمع چند تابع گوسی نظیر تابع کلاه مکزیکی به خوبی تقریب زده می شود.

6- Final Prediction Error

Archive of SID
www.SID.ir

در رابطه۳ پارامترهای $g_k, \hat{g}_k$ بترتیب خروجی های واقعی و بازسازی شده شبکه، N طول داده ورودی و n_d تعداد پارامترهای شبکه است. بخاطر اینکه پارامترهای مقیاس برای مقدار دهی اولیه شبکه بکار می‌روند، هر موجک دارای ۱ پارامتر مقیاس، d انتقال و ۱ پارامتر بایاس (در مجموع $d+2$ پارامتر) می‌باشد. به علاوه شبکه دارای $d+1$ ارتباط خطی مستقیم و m تا موجک است. برای آموزش شبکه مورد نظر از معیار میانگین مربعات خطا[1] و حداکثر دفعات تکرار ۱۰۰ مرتبه استفاده شده و الگوریتم یادگیری آن شیب تصادفی[2] است.

۲-۴ مجموعه داده‌ها

در این مقاله از نمونه هایی که دارای داده اشتقاقهای اندامی- دوقطبی MLII و سینه ایV1 از پایگاه داده آریتمی MIT-BIH هستند، استفاده شده است. همچنین با توجه به قابلیتهای فراوان نرم افزار MATLAB در مسأله شناسایی الگو، در این تحقیق از این نرم افزار استفاده شده است. این شبیه سازی ها برای تشخیص پنج دسته از آریتمی‌ها انجام شده است. گروه اول افرادی هستند که فعالیت قلب آنها طبیعی بوده و از ریتم سینوسی نرمال برخوردار هستند. افرادی که دچار انقباض زودرس بطنی[3]، بلوک شاخه ای چپ و راست[4] و پیس ریتم[5] هستند، گروه های دوم تا پنجم را تشکیل می دهند. در جدول ۱ داده‌های بکار رفته در شبیه سازی به همراه مشخصه بیمارانی که داده‌های هر کلاس مربوط به آنها می باشد ارائه شده است. برای استفاده از این داده‌ها در شبکه موجک، پس از اینکه شبکه مدلی دقیق از سیگنال ورودی در طی فرایند آموزش ایجاد نمود، به طبقه بندی آریتمی‌هایی که در مرحله آزمون به آن وارد می‌شود پرداخته و با دقت بالایی آنها را تفکیک می‌نماید.

جدول ۱: مشخصات داده‌های مورد استفاده در شبیه سازی‌ها

شماره کلاس	مشخصه بیمار در پایگاه داده	توضیح
۱	۱۰۱و۱۰۵	Normal Beat ریتم طبیعی قلب
۲	۲۰۰و۲۱۳	PVC انقباض زودرس بطنی
۳	۲۰۷و۲۱٤	LBBB بلوک شاخه ای چپ
٤	۱۱۸و۲۱۲	RBBB بلوک شاخه ای راست
٥	۱۰۷و۲۱۷	P پیس ریتم

به این منظور داده‌ها به دو گروه آموزش و آزمون تقسیم شده‌اند و از هر دسته از آنها تقریباً به طور تصادفی حدود دو سوم برای آموزش و یک سوم باقیمانده برای آزمون انتخاب

1- Mean Square Error: MSE
2- Stochastic Gradient
3- Premature Ventricular Contraction: PVC
4- Left & Right Bundle Branch Block: L&RBBB
5- Pace Rhythm: P

Archive of SID
www.SID.ir

شـده است. نتایـج شبیه سـازی‌هـا حاکـی از قـدرت بـالای شبکه در مسأله تفکیک آریتمی‌های قلبی می‌باشد.

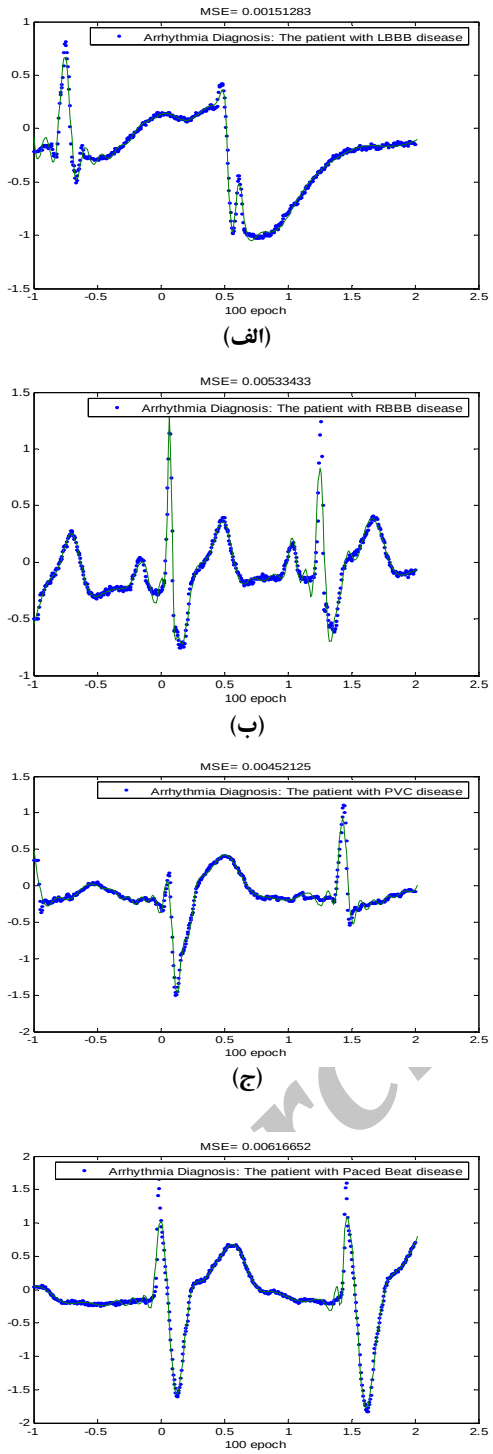
۳- نتایج

در این بخش گوشه ای از شبیه سازی‌های انجام شده با روش پیشنهادی به صورت مختصر ارائه می‌گردد. شبکه موجک در تفکیک پنج دسته آریتمی یاد شده دارای صحت ۱۰۰٪ در مرحله آموزش و بیش از ۹۸٪ در مرحله آزمون می‌باشد. این نتایج مبین بهبودی قابل ملاحظه در مقایسه با جدیدترین مقالات در این زمینه [۱۵ و ۱٤] می‌باشد.

در شکل ۱ نتایج حاصله در مرحله آزمون روش پیشنهادی در مقاله مشاهده می‌شود. در تمامی این اشکال سیگنال ورودی آزمون با نماد "نقطه" و سیگنال خروجی شبکه با نماد "خط" مشخص شده است و تشخیص صحیح نوع آریتمی‌نیز قابل مشاهده است. گفتنی است جهت رعایت اختصار تنها این چهار شکل از اجرای شبکه آورده شده است و سایر نتایج نیز دارای دقتی مشابه می‌باشند. در جدول ۲ توزیع داده‌های بکار رفته در شبیه سازی و میزان صحت طبقه بندی مربوط به هر کـدام از کلاس‌ها بر حسب تشخیصهای صحیح در مرحله آزمون به کل ضربانات در آن کلاس آورده شده است.

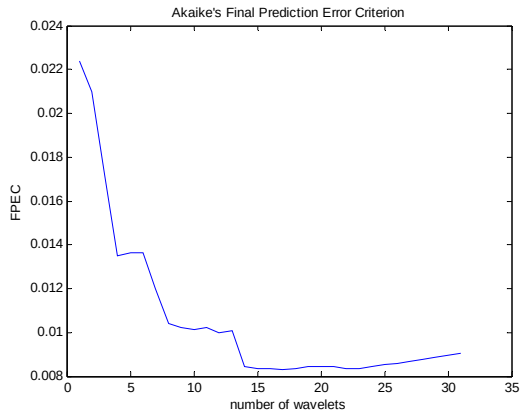
جدول ۲: توزیع داده‌ها و نتایج تفکیک آنها به طور مجزا در پنج کلاس

شماره کلاس	تعداد ضربان در مرحله آموزش	تعداد ضربان در مرحله آزمون	تعداد تشخیصهای صحیح در مرحله آزمون	دقت تشخیص (درصد)
۱	۱۰۰	۵۰	۵۰	۱۰۰
۲	۱۰۰	۵۰	٤۸	۹٦
۳	۱۰۰	۵۰	٤۹	۹۸
٤	۱۰۰	۵۰	۵۰	۱۰۰
۵	۱۰۰	۵۰	۵۰	۱۰۰
کل	۵۰۰	۲۵۰	۲٤۷	۹۸/۸



شکل ۱: نتایج حاصل از اجرای شبکه در مرحله آزمون برای بیمارانی با الف) بلوک شاخه ای چپ، ب) بلوک شاخه ای راست، ج) انقباض زودرس بطنی و د) پیس ریتم.

www.SID.ir



شکل ۲: نمودار حاصل از اعمال معیار خطای پیش بینی نهایی، برای انتخاب بهینه تعداد موجک‌های لازم جهت استفاده در لایه مخفی شبکه موجک و برای حالت (الف) شکل ۱.

در شکل۲ نیز نمودار حاصل از اعمال معیار خطـــای پیـش بیـنی نهـایی را برای حالت (الف) شکل ۱ می‌بینیم، که حـداقل این نمودار بازای عدد ۱۷ حـــاکی از انتخاب بهینه این تعداد موجک در لایه مخفی شبکه و به منظور برآورده کردن حداقل پارامترها جهت تحقق شبکه می‌باشد.

٤- بحث و نتیجه گیری

در این مقاله سعی شد برای نخستین بار با استفاده از ابزار نوین و کارآمد شبکه موجک به روشی قدرتمند در تشخیص آریتمی‌های قلبی دست یابیم. برای این تحقیق ۷۵۰ نمونه از داده‌های موجود در پایگاه داده آریتمی MIT-BIH که شامل پنج نوع آریتمی مختلف است، استفاده گردید. شبکه موجک با ایجاد مدلی دقیق از سیگنال ورودی در طی فرایند آموزش، به طبقه بندی آریتمی‌هایی که در مرحله آزمون به آن وارد می‌شود پرداخته و با دقت بالایی آنها را تفکیک می‌نماید. دقت شبکه در مرحله آزمون بیش از ٪۹۸/۸ می‌باشد، که مبین بهبودی قابل ملاحظه نسبت به کارهای اخیر در زمینه تفکیک آریتمی‌های قلبی است. توجه به این نکته ضروری است که اکثر مقالات یاد شده در بخش منابع بر روی همین آریتمی‌ها و حتی کمتر از این تعداد کار کرده‌اند. البته عده‌ای از مراجع مذکور نیز تعداد بیشتری از آریتمی‌های قلبی را مورد تحقیق قرار داده‌اند که با توجه به دقت‌های بسیار پایینشان، اساساً با نتایج این مقاله قابل مقایسه نیستند.

از جمله ویژگی های شبکه موجک کاهش تعداد پارامترهای مؤثر و دقت بالاتر نسبت به شبکه های عصبی مصنوعی می‌باشد که ناشی از تلفیق قابلیت‌های شبکه های عصبی و آنالیز موجک می‌باشد. نکته ای که در استفاده از این ماشین تشخیص بایستی به آن توجه نمود نیاز آن به داده های بیشتر برای تعمیم تصمیمات سیستم است. از جمله کاربردهای روش پیشنهادی در این مقاله می‌توان به استفاده از آن در پزشکی از راه دور و سیستم های موبایل اشاره نمود که به راحتی می‌تواند در دسترس عموم مردم قرار گرفته و بدین صورت در جلوگیری از صدمات قلبی خطر آفرین مؤثر واقع شده و در تشخیص دقیق و صحیح این امراض به پزشک و حتی خود فرد کمک شایانی نماید.

منابع

1. MIT-BIH arrhythmia database directory [Online]. Available from: http://physionet.fri.uni-lj.si/physiobank /database/mitdb/.
2. Lee SC, Using A Translation-Invariant Neural Network to Diagnose Heart Arrhythmia, Proc. of 11th Annual International Conference of the IEEE Eng of Med & Biology Society, 1989; 11(6): 2025-2026.

Archive of SID
www.SID.ir

3. Chi Z, Jaberi M A, Identification of Supraventricular and Ventricular Arrhythmias Using a Combination of 3NNs, Proc. of Computers in Cardiology, 1991: 169-172.

4. Karlik B, Ozbey Y, A New Approach for Arrhythmia Classification, Proc. of 18th Annual International Conference of the IEEE Eng. of Med. & Biology Society, 1996; 18(4): 1646-1647.

5. Yu Hen Hu, Palreddy S, and Tompkins WJ, Customization of ECG Beat Classifiers Developed Using SOM&LVQ, Proc. of 19th Annual Inter. Conf. of the IEEE Eng. of Med. & Biol. Soc., 1997; 19(1): 813-814.

6. Hosseini H G, Reynolds KJ, Powers D, A Multi-Stage NN. Classifiers for ECG Events, Proc. of 23rd Annual Inter. Conference of the IEEE Eng. of Med. & Biology Society, 2001; 23(2), 1672-1675.

7. Yang M.-Yao, Hu W.-Chih and Shyu L.-Yu, ECG Events Detection and Classification Using Wavelet and Neural Nets., Proc. of 19th Inter. Conf. IEEE/EMBS, Oct. 30-Nov. 2, 1997; 19(1): 280-281.

8. Dokur Z, Olmez T. and Yazgan E, Comparison of discrete wavelet and Fourier transforms for ECG beat classification, IEEE Electronic Letters, September 1999; 35(18): 1502-1504.

9. Chazal P de, Celler BG, and Reilly RB, Using wavelet coefficients for the classification of the electrocardiogram, Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, July 23-28, 2000; 22(1): 64-67.

10. Dokur Zumray, and Olmez Tamer, ECG beat classification by a novel hybrid neural network, ELSEVIER, Computer Methods and Programs in Biomedicine 2001; 23(66): 167–181.

11. Zhang Qinghua, and Benveniste Albert, Wavelet Networks, IEEE Transactions on Neural Networks, November 1992; 3(6): 889-898.

12. Dickhaus Hurtmut, and Heinrich Hurtmut, Classifying Biosignals with Wavelet Networks, IEEE Eng. in Med. and Biology Magazine, September/October 1996; 5(15): 103-111.

13. Zhang Qinghua, Using Wavelet Networks in Nonparametric Estimation, IEEE Transactions on Neural Networks, March 1997; 8(2): 227-236.

14. Shyu Liang-Yu, Wu Ying-Hsuan, and Hu Weichih, Using Wavelet Transform and Fuzzy Neural Network for VPC Detection From the Holter ECG, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, July 2004; 51(7): 1269-1273.

۱۵. سبزواری وحید رضا، قلی زاده حسین، خادمی مرتضی و عازمی اسد، تشخیص و طبقه بندی هوشمند آریتمی‌های قلبی با استفاده از تبـدیل موجک و آنالیز ICA، مجموعه مقالات چهاردهمین کنفرانس مهندسی برق ایران، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران، اردیبهشت ۱۳۸۵.

Archive of SID

www.SID.ir