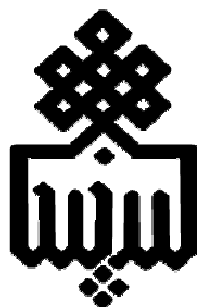


بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه بیرجند

دانشکده مهندسی

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مهندسی برق - الکترونیک

طراحی سیستمی هوشمند برای تشخیص بیماری‌های جدی قلبی با استفاده از

سیگنال‌های قلب

نگارش:

امید مخلصی

استاد راهنما:

دکتر ناصر مهرشاد

استاد مشاور:

دکتر سید محمد رضوی

زمستان ۱۳۸۹

تأییدیه هیات داوران

(برای پایان نامه)

یک نسخه اصل فرم مربوطه

تقدیم نامہ:

نہال راہبان بید،

تا بشوید غبار نشسته بر برگ ہائش،

و سیرابش کند از آب حیات،

و آفتاب بید تا تاباند سیرور،

و محکم کند شاخہ های تازه روئیدہ را،

به نام مادر بوسہ ای بید زو، به یاد دست ہائی کہ می شویند غبار محنتی روزگار را

و سیراب می کنند روح تشنه را

به نام پدر بوسہ ای بید زو، به یاد دست ہائی کہ می تابانند سیرور را

و محکم می کنند استواری پایہ های زیستن را

تقدیم به پدر و مادرم.

و

تقدیم به آنکہ نیمہ شیرین تر زندگی ام را ارزانی ام کرد و مہربانی اش پناہگاہی برای تنہائی و خستگی ام شد

به ہمسرم.

و تقدیم به بچندہای تمام بچہ های زندگیم،

به برادرانم.

تشکرنامه:

باسپاس و قدردانی فراوان از اساتید گرانقدر، دکتر ناصر مهرشاد و دکتر سید محمد رضوی که نه تنها با یاری این تحقیق بر عمده داشتند بلکه باعث گردیدند از

تحصیل در دوره کارشناسی ارشد، مرخصی و فایده‌تی فراوان باشد.

چکیده

در سالیان اخیر استفاده از سیستم‌های هوشمند در علوم مهندسی به‌ویژه در تشخیص بیماری به‌طور چشم‌گیری افزایش پیدا کرده است. در زمینه‌ی تشخیص هوشمند بیماری‌های قلبی با استفاده از سیگنال‌های صوتی و سیگنال‌های الکتروکاردیوگراف نیز روش‌های متعددی ارائه شده است. از جمله‌ی این روش‌ها می‌توان به مدل‌های مبتنی بر آنالیز چند جمله‌ای سیگنال‌های قلبی، شبکه‌های عصبی، الگوریتم‌های مبتنی بر منطق فازی، ماشین‌های بردار پشتیبان و سایر روش‌های مقایسه‌ای بر پایه‌ی پارامترهای آماری اشاره نمود. علاوه بر این، روش‌های ترکیبی زیادی نیز بر اساس ترکیب نتایج الگوریتم‌های ذکر شده‌ی فوق مطرح شده‌اند. در این پایان‌نامه از یک الگوریتم سه مرحله‌ای برای تشخیص شش نوع بیماری و کارکرد طبیعی قلب با استفاده از سیگنال‌های صوتی قلب و نیز تشخیص چهار نوع بیماری و کارکرد طبیعی قلب با استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگراف استفاده شده است. در روش پیشنهادی ابتدا به‌منظور کاهش نویز و انتخاب سیکل ضربانی شامل بیماری مورد نظر یک مرحله پیش‌پردازش روی سیگنال انجام می‌شود. در مرحله‌ی بعد ویژگی‌های زمانی و طیفی مناسب، از روی سیگنال انتخاب شده و با یکدیگر ترکیب می‌شوند. بردارهای ویژگی حاصل با استفاده از چند سیستم مرکب چند مرحله‌ای با ساختار عصبی مختلف طبقه‌بندی شده و تشخیص بیماری مربوط به آن سیگنال به کمک ترکیب در سطح تصمیم انجام می‌شود. نتایج حاصل از روش پیاده‌سازی در مقایسه با روش‌های موجود، در حد قابل ملاحظه‌ای بهبود یافته است. این امر نشان می‌دهد که ارائه‌ی روش‌های مناسب برای ترکیب در سطح تصمیم، که در حقیقت مدلی از مشاوره‌ی پزشکی می‌باشد، قادر است تشخیص بیماری را با ضریب اطمینان بیشتری انجام دهد.

کلیدواژه: طراحی سیستم‌های هوشمند، سیگنال‌های صوتی، سیگنال‌های الکتروکاردیوگراف،

ویژگی‌های زمانی، ویژگی‌های طیفی، سیستم‌های مرکب چند مرحله‌ای، شبکه‌ی عصبی مصنوعی.

صفحه	عنوان
ی	فهرست جدول‌ها
ل	فهرست شکل‌ها
ن	فصل ۱- مقدمه و مروری بر کارهای گذشته
۱	۱-۱- مقدمه
۲	۲-۱- بررسی منابع و تاریخچه
۲	۱-۲-۱- الکتروکاردیوگرافی
۲	۱-۱-۲-۱- تاریخچه
۳	۲-۱-۲-۱- مروری بر تحقیقات گذشته در زمینه تشخیص بیماری‌های قلبی با استفاده از ECG
۵	۲-۲-۱- فونو کاردیوگرافی
۵	۱-۲-۲-۱- تاریخچه
۷	۲-۲-۲-۱- مروری بر تحقیقات گذشته در زمینه تشخیص بیماری‌های قلبی با استفاده از PCG
۱۰	فصل ۲- مبانی پزشکی و بیماری‌های قلبی
۱۰	۱-۲- مبانی پزشکی
۱۰	۱-۱-۲- آناتومی قلب
۱۱	۲-۲- ECG و نحوه ثبت آن
۱۵	۱-۲-۲- شکل موج ECG
۱۷	۲-۲-۲- فیزیوپاتولوژی ریتمی و آریتمی‌های قلبی
۱۸	۳-۲-۲- آریتمی‌های قلبی
۲۱	۳-۲- PCG و نحوه ثبت آن
۲۲	۱-۳-۲- سوفل و دریچه‌های قلبی
۲۴	۲-۳-۲- شکل موج PCG
۲۵	۳-۳-۲- فیزیوپاتولوژی دریچه‌های قلبی
۲۶	۴-۳-۲- بیماری‌های مربوط به دریچه‌های قلبی موسوم به مورمورهای قلبی
۲۸	فصل ۳- ابزارهای ریاضی مورد نیاز جهت طراحی سیستم
۲۸	۱-۳- پیش‌پردازش داده‌ها

۲۸.....	۱-۱-۳ - نرمالیزه کردن
۲۸.....	۲-۳ - استخراج ویژگی
۲۸.....	۱-۲-۳ - ویژگی‌های موجک
۲۹.....	۱-۱-۲-۳ - رزولوشن در صفحه‌ی زمان فرکانس
۳۰.....	۲-۱-۲-۳ - گسسته‌سازی موجک
۳۴.....	۲-۲-۳ - ویژگی‌های زمانی
۳۵.....	۳-۳ - کاهش ابعاد ویژگی‌های استخراج شده
۳۶.....	۱-۳-۳ - روش‌های مبتنی بر انتخاب ویژگی
۳۶.....	۲-۳-۳ - روش‌های مبتنی بر استخراج ویژگی
۳۶.....	۱-۲-۳-۳ - الگوریتم PCA استاندارد
۳۹.....	۴-۳ - ابزارهای طبقه‌بندی و تشخیص ویژگی‌ها
۳۹.....	۱-۴-۳ - مقدمه‌ای بر شبکه‌های عصبی
۴۳.....	۲-۴-۳ - شبکه‌ی چند لایه‌ی پرسپترون
۴۴.....	۱-۲-۴-۳ - آموزش شبکه‌ی عصبی با ساختار پرسپترون
۴۴.....	۲-۲-۴-۳ - الگوریتم آموزشی پس انتشار خطا
۴۵.....	۳-۴-۳ - شبکه‌ی عصبی پایه‌ی شعاعی
۴۷.....	۴-۴-۳ - شبکه‌ی عصبی خودبازگشتی المن
۴۸.....	۵-۳ - ترکیب و ادغام اطلاعات
۴۹.....	۱-۵-۳ - ترکیب و ادغام اطلاعات در سطح ویژگی
۴۹.....	۱-۱-۵-۳ - ترکیب اول POV
۴۹.....	۲-۱-۵-۳ - ترکیب دو PWTIV
۵۰.....	۲-۵-۳ - ترکیب و ادغام اطلاعات در سطح تصمیم
۵۱.....	۱-۲-۵-۳ - اهمیت ترکیب طبقه‌بندی‌کننده‌ها
۵۱.....	۲-۲-۵-۳ - ترکیب طبقه‌بندی‌کننده‌ها
۵۳.....	فصل ۴ - پیاده‌سازی روش پیشنهادی
۵۳.....	۱-۴ - مقدمه
۵۴.....	۲-۴ - جمع‌آوری سیگنال‌ها، ثبت داده
۵۶.....	۳-۴ - پیش‌پردازش

۵۶	کاهش نویز	۱-۳-۴
۵۶	نویز تصادفی ناشی از برق شهر	۱-۱-۳-۴
۵۶	نویز ناشی از انحراف خط زمینه	۲-۱-۳-۴
۵۸	قطعه‌بندی	۲-۳-۴
۶۰	استخراج ویژگی	۴-۴
۶۰	اعمال تبدیل موجک	۱-۴-۴
۶۱	آنالیز موجک بر روی سیگنال‌های ECG	۱-۱-۴-۴
۶۱	آنالیز موجک بر روی سیگنال‌های PCG	۲-۱-۴-۴
۶۳	آنالیز ویژگی‌های زمانی بر روی سیگنال‌های ECG	۲-۴-۴
۶۴	ترکیب ویژگی‌ها	۵-۴
۶۴	استخراج ویژگی‌های ترکیبی مناسب برای هر یک سیگنال‌های ECG با استفاده از PCA	۱-۵-۴
۶۶	طبقه‌بندی و ترکیب در سطح تصمیم	۶-۴
۶۶	طبقه‌بندی‌کننده‌ی GS-BPA	۱-۶-۴
۶۸	طبقه‌بندی‌کننده‌های MLP، MIX-MLP و MIX-RBF-MLP	۲-۶-۴
۶۸	طبقه‌بندی‌کننده‌ی MLP	۱-۲-۶-۴
۷۱	طبقه‌بندی‌کننده‌ی MIX-MLP	۲-۲-۶-۴
۷۷	طبقه‌بندی‌کننده‌ی MIX-RBF-MLP	۳-۲-۶-۴
۸۰	طبقه‌بندی‌کننده‌ی MLP، Elman و RBF	۳-۶-۴
۸۱	فصل ۵- نتیجه‌گیری و پیشنهادات	
۸۱	نتیجه‌گیری	۱-۵
۸۲	پیشنهادات	۲-۵
۸۳	فهرست مراجع	

فهرست جدول‌ها

صفحه	عنوان
۶۰	جدول ۱-۴: ۱۵ ویژگی موجک استخراج شده از سیگنال‌های ECG.
۶۲	جدول ۲-۴: ویژگی زمانی برای تشخیص مولفه‌های شناختی از سیگنال ECG.
۶۴	جدول ۳-۴: تعداد مقادیر ویژه انتخابی برای هر دو ترکیب.
۶۵	جدول ۴-۴: پارامترهای ساختاری برای الگوریتم‌های PSO و GSA.
۶۶	جدول ۵-۴: مقایسه‌ی نتایج سه روش برای ۱۰۰ درصد داده‌های آموزشی
۶۶	جدول ۶-۴: مقایسه‌ی نتایج سه روش برای ۹۰ درصد داده‌های آموزشی
۶۷	جدول ۷-۴: مقایسه‌ی نتایج سه روش برای ۸۰ درصد داده‌های آموزشی
۶۷	جدول ۸-۴: پارامترهای به کار رفته در شبکه‌ی عصبی MLP
۶۸	جدول ۹-۴: صحت تشخیص MLP در ترکیب PWTIV، به ازای آموزش ۱۰۰ و ۸۰ درصدی
۶۹	جدول ۱۰-۴: صحت تشخیص MLP در ترکیب POV، به ازای آموزش ۱۰۰ و ۸۰ درصدی
۶۹	جدول ۱۱-۴: میزان صحت طبقه‌بندی MLP به ازای ۵ کلاس آموزشی
۷۱	جدول ۱۲-۴: پارامترهای به کار رفته در شبکه‌های عصبی ۱-۲-۲ - MIX-MLP
۷۱	جدول ۱۳-۴: پارامترهای به کار رفته در شبکه‌های عصبی ۲-۳ - MIX-MLP
۷۲	جدول ۱۴-۴: صحت تشخیص ۱-۲-۲ - MIX-MLP در PWTIV، به آموزش ۱۰۰ و ۸۰ درصدی
۷۳	جدول ۱۵-۴: صحت تشخیص ۱-۲-۲ - MIX-MLP در POV، به آموزش ۱۰۰ و ۸۰ درصدی
۷۴	جدول ۱۶-۴: صحت تشخیص ۲-۳ - MIX-MLP در PWTIV، به آموزش ۱۰۰ و ۸۰ درصدی
۷۵	جدول ۱۷-۴: صحت تشخیص ۲-۳ - MIX-MLP در POV، به آموزش ۱۰۰ و ۸۰ درصدی
۷۵	جدول ۱۸-۴: صحت طبقه‌بندی MIX-MLP به ازای ۵ کلاس آموزشی
۷۶	جدول ۱۹-۴: پارامترهای به کار رفته در شبکه‌های عصبی ۱-۲-۲ - MIX-RBF-MLP
۷۶	جدول ۲۰-۴: پارامترهای به کار رفته در شبکه‌های عصبی ۲-۳ - MIX-RBF-MLP
۷۷	جدول ۲۱-۴: صحت تشخیص ۱-۲-۲ - MIX-RBF-MLP در PWTIV، به آموزش ۱۰۰٪ و ۸۰٪
۷۸	جدول ۲۲-۴: صحت تشخیص ۲-۳ - MIX-RBF-MLP در PWTIV، به آموزش ۱۰۰٪ و ۸۰٪
۷۸	جدول ۲۳-۴: میزان صحت طبقه‌بندی MIX-RBF-MLP برای ۵ کلاس آموزشی

- جدول ۴-۲۴: پارامترهای به کار رفته در سه شبکه‌ی عصبی MLP ، Elman و RBF ۷۹
- جدول ۴-۲۵: میزان صحت طبقه‌بندی برای ۷ کلاس آموزشی در Elman MLP و RBF ۷۹

فهرست شکل‌ها

صفحه	عنوان
صفحه	عنوان
۱۱	شکل ۱-۲: سیستم قلب.
۱۲	شکل ۲-۲: سیستم هدایت الکتریکی قلب.
۱۳	شکل ۳-۲: برهم نهی پتانسیل‌های قسمت‌های مختلف قلب.
۱۳	شکل ۴-۲: لیدها.
۱۴	شکل ۵-۲: ECG از دیدگاه ۱۲ لید استاندارد.
۱۵	شکل ۶-۲: شکل موج ECG.
۲۲	شکل ۷-۲: شمایی از ساختار سلول ماهیچه‌ای قلب.
۲۳	شکل ۸-۲: نمای قدامی از دریچه‌های قلبی.
۲۴	شکل ۹-۲: صداهای قلبی.
۲۹	شکل ۱-۳: نمایش رزولوشن در صفحات مختلف.
۳۲	شکل ۲-۳: نمایش نحوه گسسته‌سازی موجک سه مرحله‌ای با استفاده از بانک فیلتر.
۳۲	شکل ۳-۳: مراحل تجزیه سیگنال و تولید ضرایب موجک.
۳۲	شکل ۴-۳: بازسازی ضرائب Approximation و Detail از یک مرحله از آنالیز موجک
۳۵	شکل ۵-۳: انتخاب محورهای جدید برای داده‌های دو بعدی.
۳۶	شکل ۶-۳: داده‌های دوبعدی اولیه به جهت اعمال PCA بر روی آنها.
۳۷	شکل ۷-۳: داده‌های نرمال‌سازی شده به همراه بردارهای ویژگی ماتریس کواریانس
۴۰	شکل ۸-۳: یک نرون مصنوعی.
۴۰	شکل ۹-۳: انواع توابع تحریک غیرخطی برای آموزش شبکه عصبی
۴۲	شکل ۱۰-۳: ساختار شبکه‌ی عصبی پرسپترون دو لایه.
۴۵	شکل ۱۱-۳: ساختار شبکه‌ی عصبی پایه‌ی شعاعی.
۴۶	شکل ۱۲-۳: ساختار شبکه‌ی عصبی خودبازگشتی المن.
۴۷	شکل ۱۳-۳: شمای کلی از ادغام اطلاعات.

- شکل ۳-۱۴: شمای کلی ترکیب POV. ۴۸
- شکل ۳-۱۵: شمای کلی ترکیب PWTIV. ۴۹
- شکل ۴-۱: بلوک دیاگرام مراحل تشخیص بیمارهای قلبی. ۵۳
- شکل ۴-۲: نمونه‌ای سیکل ۴۰ تایی ECG قلب با نویز تصادفی. ۵۵
- شکل ۴-۳: نمونه‌ای سیکل ۴۰ تایی ECG قلب با خط زمینه انحرافی. ۵۶
- شکل ۴-۴: حذف نویز پس از اعمال فرآیند کاهش نویز از سیگنال ECG نمونه. ۵۶
- شکل ۴-۵: حذف نویز پس از اعمال فرآیند کاهش نویز از سیگنال PCG نمونه. ۵۷
- شکل ۴-۶: نمونه‌ای از این سیگنال‌های ECG حاوی بیماری. ۵۸
- شکل ۴-۷: نمونه‌ای از این سیگنال‌های PCG حاوی بیماری. ۵۹
- شکل ۴-۸: تمایز ۱۵ ویژگی موجک استخراج شده از هر پنج کلاس سیگنال‌های ECG. ۶۰
- شکل ۴-۹: الگوی یک سیگنال PCG همراه با ۱۵ سطح سیگنال جزئیات. ۶۱
- شکل ۴-۱۰: تمایز ۱۵ ویژگی موجک استخراج شده از هر هفت کلاس سیگنال‌های PCG. ۶۲
- شکل ۴-۱۱: تمایز ۱۵ ویژگی زمانی استخراج شده از هر پنج کلاس سیگنال‌های ECG. ۶۳
- شکل ۴-۱۲: مکانیزم پیاده‌سازی روش PCA. ۶۴
- شکل ۴-۱۳: مکانیزم پیاده‌سازی شبکه‌ی مرکب ۱-۲-۲. ۷۰
- شکل ۴-۱۴: مکانیزم پیاده‌سازی شبکه‌ی مرکب ۲-۳. ۷۱

فصل ۱ - مقدمه و مروری بر کارهای گذشته

۱-۱ - مقدمه

استفاده از سیگنال‌های قلبی الکتروکاردیوگرافی^۱ (ECG) و فونوکاردیوگرافی^۲ (PCG) در زمان مناسب جهت تشخیص سریع و دقیق بیماری‌های قلبی اهمیت بسزایی دارد. در این راستا بررسی فعالیت‌های الکتریکی قلب، که در نتیجهی ضربان‌های منظم و منسجم قلب ایجاد می‌شود، توسط پزشکان صورت می‌گیرد. چنانچه عملکرد قلب از نظم طبیعی (ریتم) خود خارج شود، گردش خون به خوبی انجام نمی‌شود و این امر می‌تواند موجبات اختلالات جدی قلبی را فراهم کند. از طرفی معمولاً نشانه‌های بحرانی اختلالات قلبی در خارج از بیمارستان رخ می‌دهد، بنابراین تشخیص اتوماتیک خارجی می‌تواند مقدمه‌ای برای افزایش نرخ امید به زندگی باشد.

ویژگی‌های موجک و زمانی سیگنال ECG، نشان از تاثیر پذیری معنی‌دار آنها از ساختار قلب بیماران و ضربان‌های آن دارد. این ویژگی‌ها قادر هستند مشخصات قلب در شرایط مختلف را به خوبی توصیف می‌کنند. این ویژگی‌های سیگنال‌های قلبی، داده‌های بسیار مناسبی هستند که اطلاعات ارزشمندی در ارتباط با سلامتی و نوع بیماری فرد ارائه می‌کنند. این اطلاعات می‌توانند در بکارگیری الگوریتم‌ها، ابزارها و سیستم‌های هوشمند بیشماری مورد استفاده قرار گیرند.

از جملهی این ابزارها، طبقه‌بندی‌کننده‌ها هستند که تصمیم‌گیری نهایی را برای سیستم‌های هوشمند بر عهده دارند. استفاده از نتایج چند طبقه‌بندی‌کننده با عنوان یادگیری دسته‌جمعی، یک رویکرد مؤثر در یادگیری ماشین است که در آن به منظور بهبود دقت یادگیری، نتایج طبقه‌بندی‌کننده‌ها با یکدیگر ترکیب شده و یک سیستم مرکب تصمیم‌گیری شکل می‌گیرد. در این یادگیری دسته‌جمعی، هر الگوریتم یادگیری با توجه به مقدار پارامترهایش، به پاسخ‌های متفاوتی برای مسأله می‌رسد و انتظار می‌رود با ترکیب این پاسخ‌ها، دقت طبقه‌بندی افزایش پیدا کند [۱].

در این پایان‌نامه، سیستم‌های تشخیص بیماری برای تشخیص آریتمی‌های قلبی و نارسایی‌های دریچه‌ای قلبی طراحی شده است که با استفاده از ویژگی‌های زمانی و موجک و ادغام آنها و نیز ترکیب نتایج در سطح تصمیم‌گیری با استفاده از شبکه‌های عصبی مختلف، تشخیصی صریح و دقیقی را در مورد این عارضه‌های قلبی ارائه می‌دهد.

¹ Electrocardiography

² Phonocardiography

این تحقیق در پنج فصل اصلی ارائه شده است. در فصل اول تاریخچه ECG و PCG و مروری بر کارهای گذشته معرفی می‌شود. در فصل دوم، مبانی پزشکی بیماری‌های قلبی و ابزارهای تشخیص بیماری‌های قلبی ارائه می‌شود. در فصل سوم ابزارهای ریاضی و روش‌های مورد نیاز در طراحی سیستم‌های هوشمند مورد نظر بررسی می‌شوند. در فصل چهارم روش پیشنهادی برای طراحی سیستم هوشمند تشخیص بیماری‌های قلبی معرفی شده است. در نهایت به بحث و نتیجه‌گیری در مورد روش‌های استفاده شده پرداخته و پیشنهادهای را برای انجام کارهای آینده ارائه شده است.

۲-۱- بررسی منابع و تاریخچه

۱-۲-۱- الکتروکاردیوگرافی

۱-۱-۲-۱- تاریخچه

پیشینه تاریخی الکتروکاردیوگرافی به اواخر قرن هجدهم باز می‌گردد. اما نخستین نمایش از فعالیت الکتریکی قلب انسان در سال ۱۸۸۷ توسط فیزیولوژیست انگلیسی به نام آگوستوس والر^۱ منتشر شد. والر اولین کسی بود که اصطلاح الکتروکاردیوگرام را در مورد ثبت فعالیت الکتریکی قلب به کار گرفت.

ویلم آینهون^۲ در سال ۱۸۹۵ پنج فاز مختلف جریان الکتریسیته را در الکتروکاردیوگرام تشخیص داد و آنها را امواج P، Q، R، S و T نامید. وی در سال ۱۹۲۴ به خاطر اختراع دستگاه الکتروکاردیوگرافی برنده جایزه نوبل گردید. آینهون را پدر الکتروکاردیوگرافی می‌خوانند زیرا وی با این اختراع، دنیای تازه‌ای را در تشخیص و درمان بیماری‌های قلبی کشف کرد.

اختراع الکتروکاردیوگرام توسط آینهون امروزه به یکی از مهم‌ترین و پرکاربردترین ابزارهای تشخیص کمی^۳ بیماری‌های قلبی در پزشکی تبدیل شده است [۲].

سیگنال‌های ECG که نشان دهنده فعالیت‌های الکتریکی قلب هستند کاربردهای گسترده‌ای در تشخیص عملکرد قلب دارند و می‌توانند در مورد سلامت یا عدم سلامت آن و نیز تشخیص ناهنجاری‌های قلب به کار گرفته شوند. یک ECG با ضربان (چرخه قلبی) طبیعی شامل یک موج P، کمپلکس QRS و موج T است. یک موج کوچک U نیز در ۵۰٪ الی ۷۰٪ ECGها به‌طور طبیعی قابل رویت است [۳].

¹ Augustus Waller

² Willem Einthoven

³ Quantitative diagnostic

تقریباً مقارن با بروز مشکلات در تحلیل ثبت‌های طولانی مدت از سیگنال قلبی و استخراج بعضی تغییرات گذرا و پر اهمیت در این سیگنال و همچنین اهمیت بسیار زیاد تشخیص زود هنگام برخی بیماری‌ها به خصوص آریتمی‌ها در زنده ماندن بیماران، اولین پروژه تحقیقاتی در دهه ۱۹۶۰ آغاز شد که نتایج آن سیستم‌های نیمه اتوماتیک ابتدایی بود که توانایی آنها در استخراج نرخ ضربان قلب خلاصه شده بود و اگر این پارامتر در رنج خطرناکی قرار می‌گرفت پزشکان با شنیدن نشان‌هایی آگاه می‌شدند.

پروژه‌های تحقیقاتی پیاپی به دنبال ساخت دستگاهی بودند که بتواند توانایی پزشکان را در تشخیص عارضه‌های قلبی مدل کند، بنابراین سیستم‌های هوشمند تشخیص می‌بایست با گرفتن ویژگی‌های مناسب و به کاربردن قواعدی مشابه قواعد پزشکان اقدام به طبقه‌بندی بیماری می‌کردند. در ابتدا کلیه تلاش‌ها بر روی ویژگی‌های ظاهری سیگنال متمرکز شده بود ولی تحقیقات در هر دو بخش پزشکی و مهندسی نشان داد که ویژگی‌های جدیدی نیز وجود دارند که به گونه بهتری بیانگر علائم برخی بیماری‌ها هستند. بخش پزشکی با بررسی بیشتر شکل ظاهری موج و همچنین بررسی دقیق‌تر علائم بالینی بیمار به تحقیق در این زمینه پرداخت و بخش مهندسی نیز با بررسی امکان استخراج اتوماتیک آسان‌تر برخی علائم حوزه زمان در دیگر حوزه‌ها و همچنین امکان یافتن ویژگی‌های دیگری که اساساً در حوزه دیگری غیرقابل شناسایی هستند، تحقیقات را ادامه داد.

۱-۲-۱-۲ - مروری بر تحقیقات گذشته در زمینه تشخیص بیماری‌های قلبی با استفاده از

ECG

سان و همکارانش از جمله اولین محققین بودند که در سال ۱۹۸۸ بر روی سیگنال‌های ECG فعالیت می‌کردند. آن‌ها با استفاده از بسط K-L و بردارهای ویژه آن به‌عنوان یک ابزار جهت تحلیل پریودهای ایسکمی استفاده کرده و نشان دادند تغییرات در شکل کمپلکس سیگنال قلبی باعث تغییر در سری K-L می‌شود [۴].

در مورد این روش این دیدگاه مدنظر بوده است که به وسیله تعداد بیشتری از اشتقاق‌ها^۱ و یا به روش‌های مهندسی ارتباطی بین اشتقاق‌ها ایجاد کرده و با توجه به وضعیت پتانسیل در نقاط مختلف ویژگی‌های جدید انتخاب کرده و تشخیص دقیقتری صورت دهند.

هرررا و همکارانش در سال ۱۹۹۱، توانستند سیگنال قلبی را به وسیله توابع متعامد مدل کنند. تابعی که مورد استفاده قرار گرفت، چند جمله ای چبیشف بود و نشان دادند که ضرایب و مانده‌های این بازنمایی می‌تواند به‌عنوان ویژگی مناسب جهت جداسازی به کار رود [۵].

^۱ Lead

چی تراپو و همکارانش در سال ۱۹۹۲، بر روی ویژگی‌های زمان - فرکانس سیگنال قلب کار کردند. آن‌ها ویژگی‌های مناسب جهت جداسازی طبقه‌ها از حوزه زمان-فرکانس را انتخاب کردند. در این حوزه ضمن آن که امکان تعریف و بررسی ویژگی‌های حوزه فرکانس، یا امکان تشخیص بهتر ویژگی‌های حوزه زمان سیگنال وجود داشت، زمان وقوع هر فرکانس نیز مشخص بود. آن‌ها نتیجه گرفتند که جهت انتخاب ویژگی یا تعریف ویژگی‌های جدید، حوزه زمان-فرکانس، حوزه غنی‌تری هستند که این امر ریشه در ماهیت نایستای سیگنال قلبی دارد [۶].

نادال و همکارانش در سال ۱۹۹۳، جهت کاهش ابعاد ویژگی سیگنال از PCA^۱ استفاده کردند. آن‌ها به‌عنوان مثال ۱۰ ضریب PCA، را به‌عنوان ویژگی به یک طبقه بندی کننده اعمال کرده‌اند و از آن جهت جداسازی آریتمی و ایسکمی از حالت نرمال استفاده کردند [۷].

اوتن و همکارانش در سال ۱۹۹۶، بر روی ویژگی‌ها در حوزه فرکانس و به طور خاص طیف توان سیگنال کار کردند. این کار را با استفاده از ضرایب بسط AR^۲، بررسی تغییرات و پراکندگی طیف فرکانسی سیگنال، طیف FFT، و تحلیل فوریه، مدل ARX، و پیک در طیف قدرت، میزان تخت بودن طیف توان و انرژی سیگنال صورت دادند و در نهایت به شناسایی آریتمی بطنی، فیبریلاسیون و پتانسیل‌های تاخیری پرداختند [۸].

رومبرگ و همکارانش در سال ۱۹۹۶، با استفاده از همبستگی^۳ و ماتریس کواریانس و سایر تکنیک‌های آماری جهت استخراج ویژگی‌ها استفاده کردند. آن‌ها در این تکنیک‌ها با استفاده از این نکته که برخی ویژگی‌های حوزه زمان، از نظر رخداد تصادفی هستند یا خیر، به شناسایی بیماری پرداختند [۹]. آلفونسو و همکارانش در سال ۱۹۹۶، تشخیص بیماری‌های قلبی را منحصراً با استفاده از فیلترسازی گزارش کرده‌اند. با این روش سعی شده است با فیلتر کردن سیگنال و ایجاد تغییرات لازم در آن، وضعیتی فراهم شود که بتوان ویژگی‌های حوزه زمان موج را ساده‌تر بازنمایی کرده یا آنکه در خروجی فیلتر، ویژگی جدیدی را ایجاد کرد [۱۰].

ساهامبی و همکارانش در سال ۱۹۹۷ از مشتق مرتبه اول تابع گاوسین به‌عنوان موجکی برای آشکارسازی مشخصه‌های ECG استفاده کردند. آن‌ها سپس با به خدمت گرفتن آنالیز موجک^۴ بر مبنای قدرمطلق ماکزیمم با استفاده از تبدیل موجک دیادیک مشخصه‌های مختلف ECG از جمله ابتدا و انتهای

¹ Principal Component Analysis

² Auto Regressive

³ Correlation

⁴ Wavelet Analysis

کمپلکس QRS، P و T را آشکارسازی کردند. همچنین نشان دادند که الگوریتم اجرا شده، برای سیگنال‌های نویزی با فرکانس بالا وانحراف خط زمینه نتیجه خوبی داشت است. این در حالی بود که ساهامی و همکارانش از روش فوق استفاده کرده و بازه‌های زمانی موجود در سیگنال ECG شامل پهنای کمپلکس QRS، P و T، ST و QT را محاسبه نمودند [۱۱].

رمولوس و کورنلیا آنالیز موجک را برای فیلتر و تجزیه و تحلیل کردن سیگنال‌های ECG بکار گرفتند و با استفاده از آن توانستند محل کمپلکس QRS را شناسایی کنند. آنها از موجک‌های db1، db3، db1 و sym در این آنالیز استفاده کردند و سپس نتایج آنها را پس از آموزش شبکه‌ی عصبی با هم مقایسه نمودند [۱۲].

محمودآبادی و همکاران سیستمی بر اساس تبدیل موجک چند تفکیکی برای استخراج مشخصه های ECG توسعه و مورد ارزیابی قرار دادند. آنها نتایج حاصل از بکارگیری دو فیلتر D4، D6 را مقایسه کردند. فیلتر موجکی که شکل تابع مقیاس‌کننده آن شباهت بیشتری به شکل ECG داشت آشکارسازی بهتری انجام می‌داد. آنها پس از نویززدایی از سیگنال ECG با استفاده از ضرایب موجک در مقیاس‌های بالاتر توانستند کمپلکس QRS را آشکارسازی کرده و دیگر نقاط مشخصه ECG را جایابی کنند [۱۳].

بدیع زادگان و همکاران با استفاده از تبدیل موجک از موجک اسپلاین درجه دوم جهت استخراج مشخصه های ECG استفاده نمودند و نتایج حاصل از تشخیص خود را با سایرین مقایسه کردند [۱۴].

۱-۲-۲-۱- فونوکار دیوگرافی

۱-۲-۲-۱- تاریخچه

در حدود ۴۰۰ سال قبل از میلاد مسیح بقراط^۱ سمع قلبی را به وسیله گوش تجویز نمود. در سال ۱۶۸۲ ویلیام هاروی^۲ در کتابش نوشت که هر کسی با دیدن اسبی که در حال نوشیدن آب است، می تواند امواج حاصله از انتقال آب به معده او را دیده و صدای حاصل از این انتقال را بشنود. موضوع نوین سمع قلب در سال ۱۸۱۶ توسط رنه^۳ عنوان شد.

امروزه یکی از مهم‌ترین قسمت‌های یک معاینه فیزیکی دقیق، سمع قلبی می‌باشد. از قدیم به سه روش عملکرد قلب را فرا می‌گرفتند:

¹ Bughrat

² Harvey

³ Reneh

۱. گوش دادن به صداهای ضبط شده قلبی
۲. رسم فونوکاردیوگرام و تأیید آن توسط فردی مجرب
۳. حفظ مهارت سمعی با تمرین روزانه در بیماران با انواع سوفل‌ها و صداهای طبیعی و غیر طبیعی

بقراط اولین کسی بود که مفهوم بنیادی سمع قلبی را شرح داد. او در دیموریس این مطلب را که "شما با چسباندن گوش به قفسه سینه، صدایی مشابه صدای سرکه جوشان را خواهید شنید" بیان می‌کند. در متون پزشکی، تا سال ۱۶۱۶ هنگامی که ویلیام هاروی صدای قلبی را به صدای تق تق حاصل از یک تلمبه آب که آب را تلمبه می‌کند تشبیه کرد، اشاره‌ی مجددی به صداهای قلبی نشد. در سال ۱۶۲۸، هاروی به این امر که با هر حرکت قلب یک ضربان اتفاق می‌افتد و صدای حاصل از آن در داخل قفسه سینه شنیده می‌شود، اشاره کرد.

در سال ۱۷۱۵، اولین اظهارنظر در مورد ارتباط صداهای قلبی با حالات پاتولوژیک مطرح شد. جیمز داگلاس^۱ شنیدن صداهای قلبی بیمار مبتلا به نارسایی آئورت را به صورت یک امر تقریباً باورنکردنی شرح داد. پس از مدتی داگلاس این صداها را شنید و بعدها این یافته در کالبدشکافی تأیید شد.

بعدها ویلیام هانت^۲ صدای ناشی از بسته شدن شریانی - وریدی را به صورت هوای در حال عبور از یک منفذ کوچک یا به صورت صدای حرف R که در قالب نجوای طولانی مدت بیان می‌شود، شرح داد. در سال ۱۸۰۶، جین نیکول کورنیسارد^۳ کاربرد صداهای حاصل از اعضای داخلی را در شناسایی بیماری‌ها شرح داد [۱۵].

فونوکاردیوگرافی، به معنی ثبت گرافیکی صداهای قلبی است به بیان دیگر ثبتی از ارتعاشات صوتی قلب و گردش خون به صورت گرافیکی در جهت تشخیص ناراحتی‌ها و مشکلات فیزیکی قلب است. اولین دستگاه فونوکاردیوگرام که بسیار شبیه وسایل مدرن امروزی بود، در سال ۱۸۹۴ توسط ویلیام آینتهون در لیدن (جنوب هلند) ساخته شد. او و گلاک، از همان نوع الکترومتر کاپیلری که اولین دستگاه الکتروکاردیوگرام نیز با آن ساخته شده بود، استفاده می‌کردند. در سال ۱۹۰۷، آینتهون از گالوانومتری نخی برای ثبت صداهای قلبی بهره گرفت که فیلتراسیون و تقویت امواج صوتی امکان پذیر نبود. تا اینکه در همان سال ۱۹۰۷ لوله خلاّ تر بود در آمریکا اختراع شد. لوله خلاّ، دوران کاملاً جدیدی را برای پزشکان به ارمغان آورد [۱۶].

¹Dagluss

²Hanter

³Cornisard

۱-۲-۲-۲- مروری بر تحقیقات گذشته در زمینه تشخیص بیماری‌های قلبی با استفاده از

PCG

هازم محمد در دانشگاه رجینا کانادا کارهایی را در زمینه شناسایی صداهای قلب و مورمورها^۱ آن برای تشخیص بیماری انجام داد وی مدل ریاضی برای شرح صداهای قلبی با تعداد محدودی پارامتر و مدل AR ارائه داد. استخراج ویژگی سیگنال بر اساس پیشگویی خطی درجه چهارم از فریم‌های سیکل قلبی انجام پذیرفت و مبتنی بر اندازه‌گیری کمترین فاصله میان ویژگی‌ها، طرح کلاس‌بندی ویژگی‌ها صورت گرفت. زو و هازاریکا بر روی این موضوع کار کردند. آن‌ها از تبدیل موجک جهت استخراج ویژگی استفاده کردند و با استفاده از شبکه‌ی عصبی پیش‌خورد^۲ ۳ لایه طبقه‌بندی را انجام دادند. این تیم صحت ۶۶٪ را گزارش کردند [۱۷].

هرینگ در سال ۱۹۹۷ الگوریتم قطعه بندی صدای قلبی را ارائه نمود. این الگوریتم صدای قلبی را به چهار دسته تقسیم می‌کرد. (صدای اول قلبی، پرپود سیستولیک^۳، صدای دوم قلبی و پرپود دیاستولیک^۴) ابتدا فونوکارديوگرام صداهای قلبی را ثبت کرده سپس با استفاده از تبدیل موجک چند مرحله‌ای تجزیه و استخراج ویژگی، جزئیات و شباهت‌ها این استخراج جداسازی شده و میزان تجاوز سیگنال از آستانه مشخص می‌گردد. در نهایت این پژوهش موفق به کسب صحت ۹۳٪ در جهت تشخیص صداهای نرمال از غیرنرمال را شده است. [۱۸].

لی و همکارانش در سال ۲۰۰۱، برای شناخت صداهای قلبی سه روش مقایسه ای را پیشنهاد دادند. در روش اول مشخصات صدای قلبی با انتگرال‌گیری از پیک‌های مهم و آنالیز متغیرهای آماری در حوزه‌ی زمان به‌دست آمد، در این روش صحت ۵۰٪ به‌دست آمده است. روش دوم آنالیز اجزاء عمده‌ی صداها در حوزه‌ی فرکانس بود و پایگاه داده‌ای جهت آموزش شبکه‌ی عصبی برای تشخیص صداهای قلبی جدید بکار برده شده است. در این روش صحت ۵۶٪ کسب گردیده است. روش سوم ایجاد پایگاه داده‌ای مشابه در حوزه‌ی زمان - فرکانس است که توسط این پایگاه داده، طبقه‌بندی صداهای قلبی در هفت کلاس انجام می‌پذیرد که صحتی برابر با ۶۴٪ گزارش شده است [۱۹].

متلگه و ابویات نمایش تبدیل فوریه زمان کوتاه و تبدیل موجک را در آنالیز سیگنال فونوکارديوگرام مطالعه کردند. آن‌ها نمایش تبدیل‌های FT ، FTST و موجک را مقایسه کرده و دریافتند که تبدیل

¹ Murmurs

² Feed Forward

³ Systolic

⁴ Diastolic