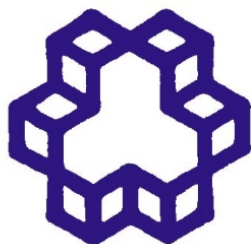


الله أكبر



۱۳۰۷

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

دانشکده مهندسی برق

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی

تشخیص بیماری ایسکمی میوکارد با استفاده از طبقه بندی کننده فازی

استاد راهنما: دکتر محمد تشنه لب

استاد مشاور: دکتر مهدی علیاری شوره دلی

نگارش: شیوا خشنود

بهار ۱۳۸۹

تقدیم به نگاه های مهربان، قامت های استوار و همیشه مقاوم
که امروزم شمره دیروز آنهاست
و کلام را توانایی و یارای بازگویی مقام والایشان نیست،

پدر و مادر عزیزم

سپاس‌گزاری

خداوند همه ستایش‌ها از آن توست، اگر موفقیتی داشته‌ام همه از نعمت‌های بیکران تو بوده است.
در آستانه‌ی راهی نو، بر خود لازم می‌دانم مراتب سپاس و قدردانی صمیمانه‌ی خویش را تقدیم به همه کسانی کنم که در این پژوهش مرا یاری نموده-

اند.

سپاس ویژه خود را تقدیم می‌کنم به خانواده عزیزم، پدر، مادر و برادر و خواهرم که در تمام مراحل زندگی و تحصیل، همواره پشتیبان و مشوق من

بوده‌اند.

از اساتید بزرگوارم دکتر محمدتنگ‌لب و دکتر مهدی علیاری شوره‌دلی به خاطر تمام راهنمایی‌ها و مساعدت‌های بی‌دریغ و ارزشمندشان در طی
مراحل انجام پروژه و تدوین پایان‌نامه، نهایت تشکر و امتنان را دارم. از تمامی دوستان و هم‌آموزانم بابت هم‌راهنمایی‌ها و مهربانی‌ها، به خاطر کمک در
انجام پایان‌نامه و هدیه‌ی ایشان سپاسگزارم.

چکیده

با توجه به ارتباط موثر بین سیگنال الکتروکاردیوگرام و فعالیت الکتریکی قلب، همچنین کم‌هزینه و غیرتهاجمی بودن آن، استفاده از این سیگنال در زمینه تشخیص بیماری‌های قلبی - عروقی توسط پزشکان متخصص افزایش یافته است. در این میان تشخیص به موقع ایسکمی میوکارد به عنوان یکی از عوامل اصلی سکتة قلبی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. دو دیدگاه اساسی در زمینه روشهای تشخیص ایسکمی وجود دارد که دیدگاه اول به تفکیک اپیزودهای ایسکمیک در سیگنال و دیدگاه دوم به تفکیک ضربان‌های ایسکمیک می‌پردازد. از آن جهت که تفکیک ضربان به ضربان پیش زمینه‌ای برای تفکیک اپیزود به اپیزود ایسکمی می‌باشد، دستیابی به روشی با دقت بالا در این مرحله بسیار حائز اهمیت است. همچنین با توجه به وجود عدم قطعیت‌های زبانی، استفاده از روشهای تعبیرپذیر در زمینه تشخیص‌های پزشکی، نسبت به سایر روشها ارجحیت بالاتری خواهد داشت.

در این پروژه، سیستمی اتوماتیک با دقت نسبی بالا، دارای قابلیت تعبیر پذیری به منظور دسته بندی و تفکیک ضربان‌های ایسکمیک از ضربان‌های سالم پیشنهاد شده است. در این الگوریتم، پس از حذف نویز و استخراج اطلاعات شکلی از سیگنال با استفاده از روش تبدیل موجک چند مقیاسی، دسته بندی این اطلاعات و استخراج دانش در زمینه تشخیص بیماری توسط سیستم فازی ممدانی انجام شده است. ارزیابی این الگوریتم بر روی سی ثبت از سیگنال‌های پایگاه داده ESC(ST-T) انجام شده است. به منظور بررسی کارایی این سیستم در مقایسه با روشهای دیگر، دسته بندی این اطلاعات با دو دسته بندی کننده دیگر - شبکه‌های عصبی - احتمالاتی و ماشینهای بردار پشتیبان - نیز انجام شده است. نتایج بدست آمده بیانگر حساسیت و خصوصیت نسبی بالا این روش در مقایسه با روشهای عصبی - احتمالاتی و ماشینهای بردار پشتیبان بوده است در کنار این واقعیت که این الگوریتم قابلیت تعبیر پذیری را نیز داراست. پس از بررسی تعبیر پذیری سیستم، تعدادی از قواعد زبانی موثر در تشخیص ایسکمی از پایگاه قواعد استخراج و به قواعد موجود در زمینه تشخیص ایسکمی افزوده گردید که این عمل باعث بهبود الگوریتم شده است.

کلید واژه: ایسکمی میوکارد، تبدیل موجک چند مقیاسی، فازی-عصبی ممدانی، شبکه عصبی -

احتمالاتی، ماشین‌های بردار پشتیبان و مفاهیم تعبیر پذیری.

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
فهرست جدول‌ها.....	د
فهرست شکل‌ها.....	ه
۱- مقدمه.....	۷
۱-۱- مقدمه.....	۷
۲- فیزیولوژی قلب و نحوه تاثیر بیماری ایسکمی بر سیگنال الکتروکاردیوگرام	۱۰
۱-۲- مقدمه.....	۱۰
۲-۲- آناتومی ظاهری قلب.....	۱۰
۲-۳- سیستم هدایت الکتریکی قلب.....	۱۱
۲-۴- نحوه ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام.....	۱۳
۲-۴-۱- ویژگی های استاندارد بالینی در سیگنال الکتروکاردیوگرام.....	۱۵
۲-۵- ارتباط تغییر در مشخصات سیگنال قلبی با گرفتگی عروق کرونری.....	۱۷
۲-۵-۱- ایسکمی یا گرفتگی عروق کرونری قلب چیست؟.....	۱۷
۲-۵-۲- تست‌های تشخیصی در زمینه تشخیص ایسکمی قلب.....	۱۹
۲-۵-۲-۱- تست ورزش.....	۱۹
۲-۵-۲-۲- اکوکاردیوگرافی.....	۲۰
۲-۵-۲-۳- آنژیوگرافی.....	۲۱
۲-۵-۲-۴- آنژیوپلاستی مجرای کرونر از طریق پوست.....	۲۱
۲-۵-۳- تغییرات الکتروکاردیوگراف ناشی از ایسکمی.....	۲۲
۲-۵-۳-۱- انواع انحراف قطعه ST.....	۲۳
۲-۶- جمع بندی فصل.....	۲۵
۳- بررسی روشهای هوشمند در زمینه تشخیص ایسکمی.....	۲۶
۳-۱- مقدمه.....	۲۶
۳-۲- مروری بر روشهای گذشته.....	۲۶
۳-۲-۱- آنالیز ECG با استفاده از PCA غیرخطی و شبکه عصبی برای تشخیص گرفتگی عروق کرونری...	۲۷
۳-۲-۲- تشخیص ایسکمی با استفاده از شبکه های عصبی مصنوعی.....	۲۸
۳-۲-۳- بازبینی بلادرنگ تغییرات ناشی از ایسکمی در سیگنال ECG با استفاده از تابع گسسته هرمیت.....	۳۲
۳-۲-۴- استفاده از یک سیستم جدید بر پایه قواعد در تشخیص تغییرات قطعه ST و موج T.....	۳۵
۳-۲-۵- تشخیص ضربان‌های ایسکمیک با استفاده از الگوریتم ژنتیک و آنالیز تصمیم‌گیری چند معیاری....	۳۶

۳۹	۶-۲-۳- تشخیص ضربان‌های ایسکمیک با استفاده از الگوریتم قوانین انجمنی
۴۱	۷-۲-۳- تشخیص ایسکمی از طریق ایجاد سیستم فازی توسط قواعد بدست آمده از درخت تصمیم‌گیری
۴۴	۳-۳- معرفی روشهای هوشمند مورد استفاده در این نوشتار
۴۵	۱-۳-۳- سیستم‌های فازی - عصبی
۴۶	۱-۱-۳-۳- سیستم‌های فازی - عصبی ممدانی
۴۹	۲-۱-۳-۳- فرآیند یادگیری
۵۰	۲-۳-۳- شبکه‌های عصبی - احتمالاتی (PNN)
۵۲	۳-۳-۳- دسته‌بندی کننده ماشین بردار پشتیبان (SVM)
۵۶	۴-۳- جمع‌بندی فصل
۵۷	۴- الگوریتم پیشنهادی و بررسی نتایج آن
۵۷	۱-۴- مقدمه
۵۷	۲-۴- پایگاه داده
۵۸	۳-۴- پیش‌پردازش سیگنال ECG
۵۹	۱-۳-۴- آشکار سازی کمپلکس QRS
۶۲	۲-۳-۴- حذف نویز
۶۳	۳-۳-۴- آشکار سازی سطح ایزو الکتریک و نقطه J
۶۴	۴-۳-۴- آشکار سازی امواج T و S، Q
۶۵	۴-۴- استخراج ویژگی
۶۷	۵-۴- خوشه بندی داده‌های نرمال
۶۸	۶-۴- دسته بندی داده‌ها
۶۸	۱-۶-۴- معیار ارزیابی
۶۹	۲-۶-۴- دسته بندی کننده شبکه عصبی - احتمالاتی
۷۰	۳-۶-۴- دسته بندی کننده ماشینهای بردار پشتیبان
۷۲	۴-۶-۴- دسته بندی کننده فازی - عصبی ممدانی
۷۴	۱-۴-۶-۴- تعبیر پذیری سیستم فازی پیشنهادی
۸۱	۲-۴-۶-۴- تفسیر قواعد اگر - آنگاه فازی
۸۶	۵-۶-۴- نتایج مقایسه سه روش
۸۷	۷-۴- جمع بندی فصل
۸۸	۵- نتیجه گیری و پیشنهادات
۸۸	۱-۵- جمع بندی تحقیقات انجام شده در پروژه
۸۹	۲-۵- ارائه پیشنهادات

فهرست جدول‌ها

عنوان	صفحه
جدول ۱-۲: مقادیر طبیعی ویژگی‌های بالینی سیگنال ECG برای یک شخص سالم.....	۱۶
جدول ۱-۳: فواصل گسسته سازی شده پارامترهای پیوسته.....	۴۱
جدول ۱-۴: نتایج آشکار سازی ضربان‌های ایسکمیک با دسته بندی کننده PNN.....	۷۰
جدول ۲-۴: نتایج آشکار سازی ضربان‌های ایسکمیک با دسته بندی کننده SVM.....	۷۱
جدول ۳-۴: نتایج آشکار سازی ضربان‌های ایسکمیک با دسته بندی کننده فازی - عصبی ممدانی.....	۸۰
جدول ۴-۴: نتیجه اعمال الگوریتم فازی - عصبی ممدانی به داده‌های ترکیبی از پنج سیگنال.....	۸۱
جدول ۵-۴: جدول درستی برای عبارت $p \rightarrow q$	۸۱
جدول ۶-۴: جدول قواعد موجود در پایگاه قواعد حاصل از تحلیل سیگنال e0104.....	۸۴
جدول ۷-۴: جدول قواعد موجود در پایگاه قواعد حاصل از تحلیل ترکیب سیگنالها.....	۸۵
جدول ۸-۴: مقایسه نتایج سه دسته بندی کننده مورد استفاده در این تحقیق.....	۸۶
جدول ۹-۴: مقایسه نتایج الگوریتم ارائه شده در این تحقیق با سایر الگوریتم‌های دسته بندی.....	۸۷

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱ بلوک دیاگرام روند تحقیق.....	۸
شکل ۱-۲ آناتومی ظاهری قلب.....	۱۱
شکل ۲-۲ بخشهای مختلف یک سیگنال ECG.....	۱۲
شکل ۳-۲ نمایش محور الکتریکی قلب و مثلث آینتهوون.....	۱۳
شکل ۴-۲ پایانه مرکزی ویلسون.....	۱۴
شکل ۵-۲ (a، b و c) اشتقاقهای تک قطبی، (d) بلوک دیاگرام برداری قلب شامل اشتقاقهای تک قطبی و دو قطبی.....	۱۴
شکل ۶-۲ (a) اشتقاقهای سینه ای ومحل آنها، (b) جهت بردارهای اشتقاقهای سینه‌ای در صفحه افقی.....	۱۵
شکل ۷-۲ ویژگی‌های بالینی در سیگنال ECG.....	۱۵
شکل ۸-۲ نمونه‌ای از سیگنال الکترو کاردیوگرام حاوی ایسکمی.....	۱۸
شکل ۹-۲ سیگنال قلبی بیمار سندرم آنژین، (a) سیگنال ECG زمانی که بیمار فاقد نشانه‌های آنژین باشد، (b) سیگنال ECG زمانی که بیمار دچار آنژین شده باشد.....	۲۲
شکل ۱۰-۲ نمونه‌ای از سیگنال ECG، در ردیف سوم اپیزود ایسکمی کاملاً مشخص می‌باشد.....	۲۳
شکل ۱۱-۲ دیاگرام انواع انحراف قطعه ST.....	۲۴
شکل ۱-۳ ساختار شبکه عصبی NLPCA.....	۲۸
شکل ۲-۳ بلوک دیاگرام کلی روش تشخیص اپیزودهای ایسکمی با شبکه‌های عصبی.....	۲۹
شکل ۳-۳ مکان دقیق نقطه J در ابتدای قطعه ST.....	۳۰
شکل ۴-۳ ساختار بلوک دسته بندی کننده عصبی.....	۳۰
شکل ۵-۳ (a) ECG اصلی (b) بسط هرمیت ECG با استفاده از ۵۰ ضریب ابتدایی.....	۳۳
شکل ۶-۳ تطبیق تابع هرمیت درجه دوم با شکل سیگنال ECG، (a) ارتباط تابع هرمیت درجه دوم با ضرایب با مقادیر مثبت بزرگ با بالا رفتن قطعه ST، (b) ارتباط تابع هرمیت درجه دوم با ضرایب صفر با سیگنال طبیعی، (c) ارتباط تابع هرمیت درجه دوم با ضرایب منفی بزرگ با افت سطح ST.....	۳۳
شکل ۷-۳ بلوک دیاگرام روش بلادرنگ با استفاده از توابع هرمیت.....	۳۴
شکل ۸-۳ سیستم تشابه با پنج ناحیه.....	۳۷
شکل ۹-۳ بهینه سازی پارامترهای توابع تعلق.....	۴۴
شکل ۱۰-۳ ساختار شبکه فازی- عصبی برپایه قواعد ممدانی.....	۴۸
شکل ۱۱-۳ ساختار شبکه عصبی- احتمالاتی.....	۵۲
شکل ۱۲-۳ یک نمونه از مسئله SVM دو کلاسه خطی جداپذیر.....	۵۳
شکل ۱۳-۳ ساختار دسته بندی کننده ماشین بردار پشتیبان غیر خطی.....	۵۶

- شکل ۱-۴ بلوک دیاگرام پیاده سازی‌های انجام گرفته در این پروژه ۵۷
- شکل ۲-۴ تشخیص ویژگی‌های پایه‌ای در سیگنال ECG با وجود انواع مختلف نویز ۵۹
- شکل ۳-۴ تجزیه چند مقیاسی سیگنال ECG با استفاده از توابع داییشز (D6) ۶۱
- شکل ۴-۴ نمودار توزیع فرکانسی سیگنال ECG به‌مراه نمودارهای توزیع فرکانسی سطوح جزئیات ۶۱
- شکل ۵-۴ نمونه‌ای از سیگنال قلبی، (a) قبل از اعمال تبدیل موجک، (b) مجذور سیگنال بعد از اعمال تبدیل موجک ۶۲
- شکل ۶-۴ نتیجه اعمال تبدیل موجک چند مقیاسی و آشکار سازی پیکهای سیگنال شماره ۰۱۱۳ e ۶۵
- شکل ۷-۴ ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال ECG به منظور تشخیص ضربان‌های ایسکمیک ۶۷
- شکل ۸-۴ توابع تعلق فازی طراحی شده برای (a) انحراف قطعه ST، (b) دامنه موج T، (c) شیب قطعه ST، (d) فاصله QT، (e) سطح زیر منحنی ST ۷۳
- شکل ۹-۴ الف) تقسیم بندی فازی غیر کامل ب) فقدان تمایز پذیری ۷۵
- شکل ۱۰-۴ ساختار تقسیم بندی فازی سخت دارای پنج متغیر زبانی ۷۶
- شکل ۱۱-۴ نمودار فراوانی آماری قوانین بر حسب داده‌های تست ۷۷
- شکل ۱۲-۴ نمودار کاهش درصد دقت بر حسب کاهش تعداد قواعد ۷۸
- شکل ۱۳-۴ سیستم فازی ممدانی طراحی شده با ۲۷ قاعده ۷۹
- شکل ۱۴-۴ سیستم فازی سوگنو طراحی شده با ۲۷ قاعده ۷۹

مقدمه

۱-۱- مقدمه

آمار و ارقام تکان‌دهنده ابتلا به بیماری‌های قلبی-عروقی در جوامع مختلف از یک طرف و روند رو به گسترش آن از طرف دیگر، محققان را بر آن داشته است تا با تشخیص بهنگام این قبیل بیماریها، حوادث قلبی-عروقی را کاهش دهند. یکی از نارسایی‌های خطرناک قلب، گرفتگی عروق کرونر^۱ (ایسکمی میوکاردا^۲) است که در صورت تشخیص صحیح و به موقع می‌توان از عوارض خطرناک بعدی آن جلوگیری نمود. آزمایشات تشخیصی در این زمینه می‌تواند شامل بررسی سیگنال قلبی در حال استراحت، تست ورزش، اسکن قلبی، تصویربرداری از عروق کرونر قلب با اشعه X (آنژیوگرافی^۳ عروق کرونر قلب) و ... باشد. هر یک از روش‌های متداول برای تشخیص این عارضه، دارای مزایا و معایبی هستند. اگرچه آنژیوگرافی به عنوان دقیق‌ترین راه در این زمینه شناخته شده است، ولی به دلیل تهاجمی بودن و آسیب‌رسانی به بدن چندان قابل اعتماد نیست و روشهای غیرتهاجمی اولویت بالاتری در این زمینه دارند. با توجه به ارتباط قوی بین سیگنال الکتروکاردیوگرافی و فعالیت الکتریکی قلب، استفاده از این سیگنال در زمینه تشخیصی بیماری‌های قلبی-عروقی توسط پزشکان متخصص افزایش یافته است. یک شکل موج قلبی، می‌تواند حاوی اشاره‌گرهای مهمی باشد، اما با توجه به غیرایستا^۴ بودن سیگنال‌های بیولوژیکی این اشاره‌گرهای مهم در مقیاس زمانی به طور تصادفی اتفاق می‌افتند. بنابراین ممکن است به منظور تشخیص‌های موثر، بررسی الگوهای ECG ساعت‌ها به طول انجامد. استفاده از این نوع روشها به دلیل عدم امکان پایش دقیق سیگنال توسط پزشک و مخفی ماندن برخی از اشاره‌گرهای بیماری از دید وی از نظر استعمال فردی دارای دقت پایین‌تری می‌باشد، که با استفاده از ابزارهایی مانند رایانه و استفاده از روشهای هوشمند، می‌توان قدرت تشخیص این تغییرات را بالا برده و در امر تشخیص، پزشک را یاری کرد.

¹ Coronary Artery

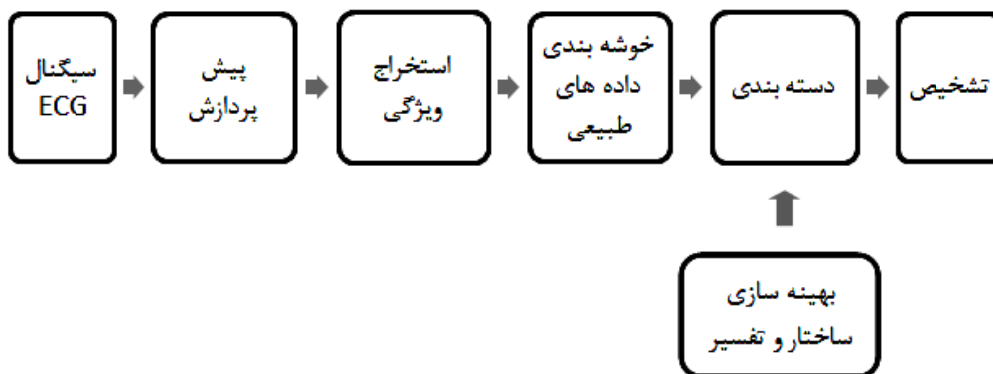
² Miocardial Ischemia

³ Angiography

⁴ Non-Stationary

تاکنون روش‌های مختلفی برای تشخیص ایسکمی پیشنهاد شده است. در هر یک از این روشها، اطلاعات زمانی یا فرکانسی سیگنال استخراج شده سپس با استفاده از روشهای مختلف دسته بندی مانند شبکه‌های عصبی [۳-۱]، روشهای بر پایه قواعد [۴-۵]، الگوریتمهای مبتنی بر قاعده کاوی [۶-۷]، سیستمهای فازی [۸]، ماشینهای بردار پشتیبان [۹]، روشهای بر پایه کاهش بعد [۱۰] و ... به تشخیص ضربان‌های بیمار می‌پردازند.

استفاده از هر کدام از روشهای فوق الذکر دارای مزایا و معایبی می‌باشد. به عنوان مثال در روشهایی مانند شبکه‌های عصبی یا ماشینهای بردار پشتیبان، که به عنوان روشهای جعبه سیاه^۱ معرفی می‌شوند، با وجود راندمان بالا به دلیل عدم مدل‌سازی کیفی دانش بشری امکان تفسیرپذیری وجود نداشته که این امر در زمینه تشخیص‌های پزشکی امری مهم و ضروری به نظر می‌رسد. روشهایی مانند روشهای بر پایه قواعد نیز با وجود داشتن تفسیرپذیری به دلیل راندمان پایین ترجیح داده نمی‌شوند. در این بین استفاده از روشهای فازی به عنوان روشهای جعبه خاکستری^۲ در زمینه تشخیص‌های پزشکی که همواره با عدم قطعیت‌های زبانی همراه می‌باشند، بسیار کارآمد بوده و علاوه بر داشتن امکان تفسیرپذیری، راندمانی در سطح قابل قبول ارائه می‌کنند. در این نوشتار سعی بر این بوده است که با بکارگیری یک سیستم فازی به تفکیک ضربان‌های ایسکمیک پرداخته و همزمان بتوان قواعد ایجاد شده در پایگاه قواعد را تفسیر نمود. شکل (۱-۱) ساختار روند تحقیق در این نوشتار را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱ بلوک دیاگرام روند تحقیق

^۱ Black box

^۲ Gray box

همانگونه که در شکل (۱-۱) مشاهده می‌شود سیگنال به عنوان یک داده خام، پس از اعمال پیش پردازش‌های لازم بر روی آن و حذف نویز و آرتیفکت‌های^۱ موجود در آن به سمت بلوک استخراج ویژگی هدایت می‌شود. در این بلوک ویژگی‌های لازم از سیگنال قلبی استخراج شده و به عنوان اطلاعات وارد مرحله دسته‌بندی می‌گردد. در این مرحله پس از دسته‌بندی ضربانها در دو گروه طبیعی و ایسکمیک و سپس بهینه‌سازی ساختار سیستم فازی به تفسیر قواعد می‌پردازیم.

این نوشتار مشتمل بر پنج فصل می‌باشد. فصل دوم به بررسی آناتومی قلب و نحوه ثبت یک سیگنال قلبی، ویژگی‌های استاندارد بالینی در آن، ایسکمی و نحوه تاثیر آن بر سیگنال قلبی اختصاص دارد. در فصل سوم پس از مروری کوتاه بر تحقیقات گذشته به معرفی روشهای دسته‌بندی هوشمند مورد استفاده در این نوشتار می‌پردازیم. در فصل چهارم به توضیح پایگاه داده استفاده شده، نحوه پیش پردازش سیگنال‌ها، ویژگی‌های استخراج شده، کلاس‌بندی داده‌ها و تفسیر قواعد اشاره شده است. فصل پنجم به نتیجه‌گیری و ارائه پیشنهاداتی در جهت پیشرفت و بهبود روش پیشنهادی اختصاص دارد.

^۱ Artifact

فیزیولوژی قلب و نحوه تاثیر بیماری ایسکمی بر سیگنال الکتروکاردیوگرام

۲-۱- مقدمه

سیگنال الکتروکاردیوگرام در راستای کمک به تشخیص بیماری‌های قلبی کاربرد بسیاری دارد. فهم الکتروکاردیوگرام به داشتن دانش کافی از کار الکتریکی قلب و درک درست از انواع اختلالات قلبی نیازمند است. بنابراین ابتدا به مطالعه آناتومی قلب و چگونگی ایجاد سیگنال قلبی می‌پردازیم، در ادامه ارتباط تغییرات سیگنال الکتروکاردیوگرام با بیماری ایسکمی و چگونگی استفاده از این تغییرات در زمینه تشخیص این بیماری مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۲-۲- آناتومی ظاهری قلب

قلب از چهار حفره تشکیل شده است. دو دهلیز و دو بطن که دو پمپ مجزا و به دنبال هم را تشکیل می‌دهند. مطابق شکل (۱-۲)، دهلیزها حفره‌هایی با فضای کم فشارند که در حین انقباض بطن‌ها خون را ذخیره می‌کنند و حین انقباض بطن‌ها خون را به بطن‌ها باز می‌گردانند. دو دهلیز با دیواره نازک بین دهلیزی از هم جدا می‌شوند. بطن‌ها حفره‌های پرفشاری هستند که خون را به ریه‌ها و بافت‌های محیطی تلمبه می‌کنند. دهلیزها و بطن‌ها توسط دریچه‌های دهلیزی - بطنی^۱ از هم جدا می‌شوند. دریچه میترا^۲، دریچه‌ای دولختی است که دهلیز و بطن چپ را از هم جدا می‌کند. دریچه تریکوسپید^۳ سه لختی است و دهلیز و بطن راست را از هم جدا می‌کند. طنابهای وتري سطح بطنی این دریچه‌ها را به عضلات پاپیلری^۴ بطن مربوطه متصل می‌کنند. عضلات پاپیلری در واقع امتداد میوکارد طبیعی به داخل حفره بطنی‌اند و به بسته شدن دقیق دریچه کمک می‌کنند. دریچه‌های هلالی^۵ حدفاصل بطن‌ها و شریان‌ها قرار می‌گیرند.

¹ Atrioventricular (AV)

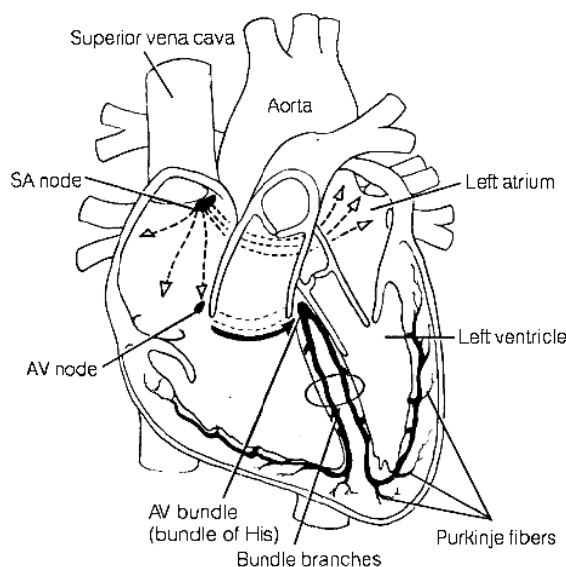
² Mitral valve

³ Tricuspid valve

⁴ Papillary Muscle

⁵ Semilunar

دریچه آئورت، بطن چپ را از آئورت جدا می‌کند و دریچه ریوی، بطن راست را از شریان ریوی جدا می‌کند. این دریچه‌ها فاقد طنابهای وتري هستند، اما خود بافت رشته ای دارند و لبه هایشان در هنگام بسته شدن کاملاً با هم جفت می‌شود. هر یک از این چهار دریچه توسط حلقه فیبری^۱ احاطه شده‌اند که به استحکام ساختار قلب کمک می‌کند. تمام دریچه‌ها هنگام بازبودن، اجازه عبور آزادانه خون به حفره یا رگ بعدی را می‌دهند و هنگام بسته بودن به طرز مؤثری جلوی بازگشت خون را می‌گیرند [۱۱].



شکل ۱-۲ آناتومی ظاهری قلب

۲-۳- سیستم هدایت الکتریکی قلب

قلب دارای یک سیستم کنترل ریتمیک ویژه است که شامل قسمت‌های زیر می‌باشد: (۱) گره سینوسی دهلیزی^۲، (۲) گره دهلیزی-بطنی^۳ و (۳) یک سیستم هدایتی سریع از فیبرهای پورکینژ که ایمپالسهای قلبی را به تمام قسمت‌های قلب هدایت می‌کنند. همانگونه که در شکل (۱-۲) نشان داده شده است، شروع انقباض قلب با ضربان الکتریکی در گره سینوسی - دهلیزی است. این گره در واقع از مجموعه‌ای سلول‌های ضربان-ساز تشکیل شده است و در قسمت فوقانی دهلیز راست بین ورید اجوف فوقانی و زائده دهلیز راست واقع

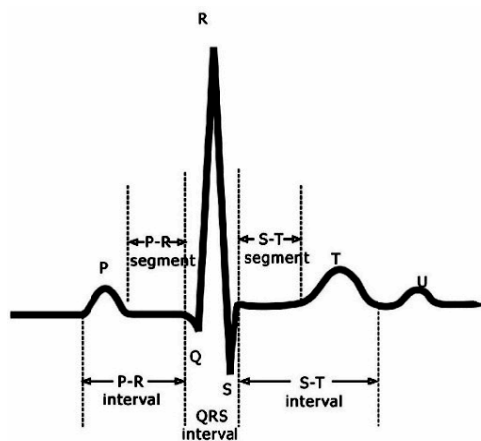
¹ Annulus

² Sinoatrial (S.A.node)

³ Atrioventricular (A.V.node)

شده است. جریان الکتریکی از طریق راه های بین گروهی بافت دهلیزی به گره دهلیزی-بطنی می رسد. تنها ارتباط الکتریکی طبیعی بین دهلیزها و بطن ها توسط گره دهلیزی-بطنی تأمین می شود.

پس از رسیدن موج الکتریکی به گره دهلیزی - بطنی، موقتاً سرعت هدایت کاهش می یابد و سپس از طریق سیستم هایس - پورکینز به بطن ها هدایت می شود. رشته های هایس از گره دهلیزی بطنی به میان دیواره غشایی بین بطنی فرود می آیند و سپس در داخل قسمت عضلانی دیواره، به دسته شاخه های راست و چپ تقسیم می شوند. دسته شاخه راست، ساختمان متمایزی است که در امتداد دیواره بین بطنی گسترش می یابد و سپس وارد نوار تعدیل کننده و سپس عضله پاپیلاری قدامی - جانبی بطن راست می شود. دسته شاخه چپ متشکل از الیاف کمتر تمایز یافته است که گروهی به داخل فاسیکول قدامی وارد می شوند و به سمت عضله پاپیلاری قدامی - جانبی بطن چپ می روند و گروه دیگر به داخل فاسیکول خلفی وارد می شوند و از سمت خلف دیواره بطنی وارد عضله پاپیلر خلفی - داخلی می شوند. دسته شاخه های راست و چپ به سلولهای پورکینز - سلول های بزرگ ویژه ارتباطات بین سلولی - منتهی می شوند که جریان الکتریکی را به سرعت منتقل می کنند. این سلول ها مستقیماً میوسیت ها را تحریک می کنند [۱۱].

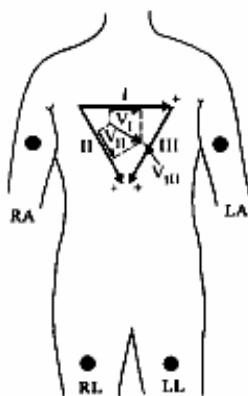


شکل ۲-۲ بخشهای مختلف یک سیگنال ECG

این فعالیت الکتریکی موجب پیدایش جریانی می گردد که از طریق بافت محیطی بطرف سطح پوست گسترش می یابد و در سطح پوست به صورت سیگنال قلبی ثبت می شود. همانگونه که در شکل (۲-۲) کاملاً مشخص است، دارای سه موج P، QRS و T می باشد که به ترتیب نمایشگر موج دپلاریزاسیون دهلیزی، دپلاریزاسیون بطنی و رپلاریزاسیون بطنی می باشند.

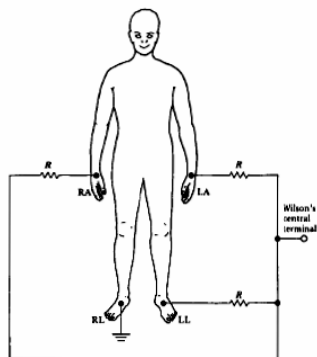
۲-۴- نحوه ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام

اولین عملکرد منظم به منظور ارزیابی اختلاف پتانسیل های ثبت شده بوسیله الکتروکاردیوگرام، توسط آینتهوون اختراع شد [۱۲]. وی الکترودهای واقع بر روی دست چپ، دست راست و پای چپ را برای ایجاد سه اشتقاق دو قطبی اندام ها بکار برد و آنها را اشتقاق های I و II و III نامید (مثلث آینتهوون در شکل (۲-۳) نشان داده شده است). اشتقاق I اختلاف پتانسیل بین دست راست و دست چپ، اشتقاق II اختلاف پتانسیل بین دست راست و پای چپ و اشتقاق III اختلاف پتانسیل بین دست چپ و پای چپ را ثبت می کند. این سه اشتقاق را اشتقاق های دو قطبی می نامند.

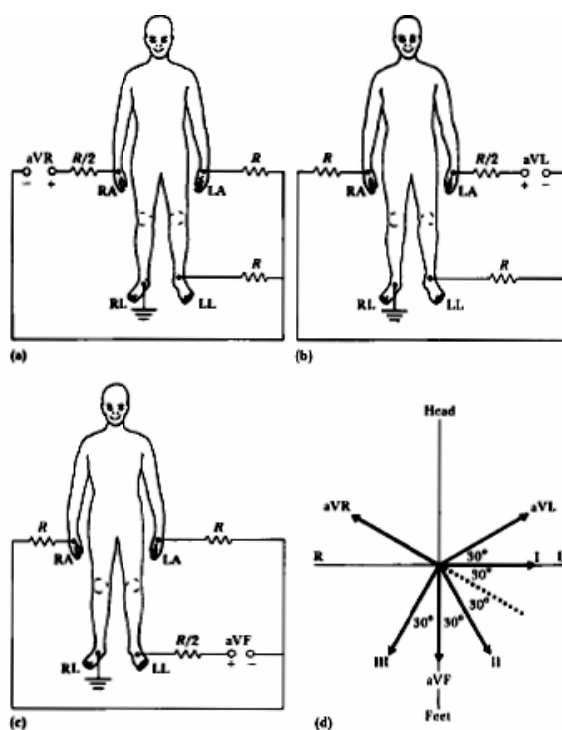


شکل ۲-۳ نمایش محور الکتریکی قلب و مثلث آینتهوون [۱۲].

بر طبق قرارداد الکتروکاردیوگرافی، سه اشتقاق تک قطبی نیز وجود دارد. در هر یک از این سه اشتقاق، اختلاف پتانسیل بین الکتروود جستجوگر که تحت تاثیر دو قطبی قلبی می باشد و یک الکتروود مرجع که به طور فرضی پتانسیل صفر را ثبت می کند، اندازه گرفته می شود. الکتروود مرجع بکار رفته، پایانه مرکزی ویلسون (V) می باشد که در شکل (۲-۴) نشان داده شده است. این الکتروود از اتصال الکتروود های واقع بر دست چپ، دست راست و پای چپ تشکیل می شود. شکل (۲-۵) اشتقاق های aVR، aVL و aVF که به ترتیب اختلاف پتانسیل بین V و دست راست، اختلاف پتانسیل بین V و دست چپ و اختلاف پتانسیل بین V و پای چپ را نشان می دهد.

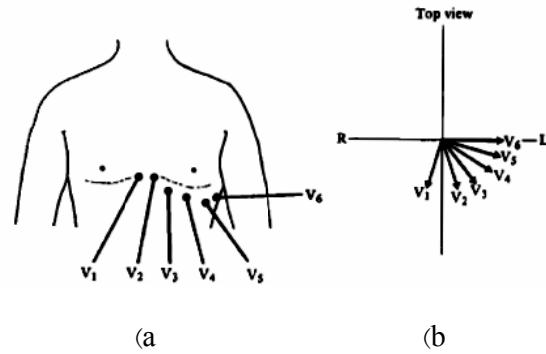


شکل ۲-۴ پایانه مرکزی ویلسون [۱۲].



شکل ۲-۵ (a, b) و (c) اشتقاقهای تک قطبی، (d) بلوک دیاگرام برداری قلب شامل اشتقاقهای تک قطبی و دو قطبی [۱۲].

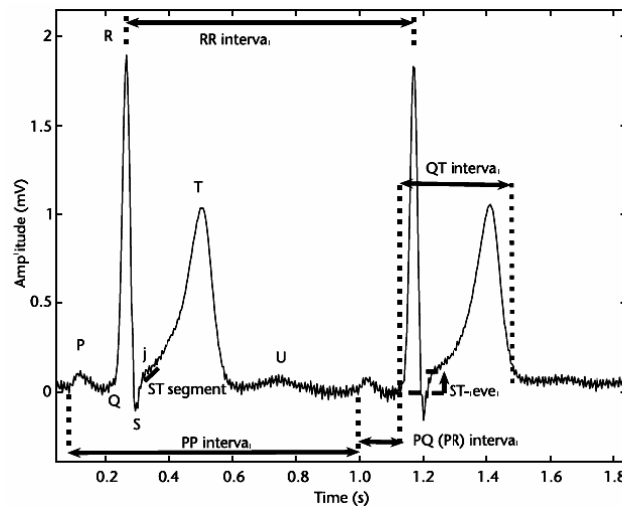
از ۱۲ اشتقاق قراردادی الکتروکاردیوگرام، ۶ اشتقاق سینه‌ای (شکل ۲-۶) اشتقاق‌های یکطرفه‌ای هستند که اختلاف پتانسیل بین پایانه مرکزی ویلسون و الکترودهایی را ثبت می‌کنند که در شش موقعیت مختلف روی جدار سینه قرار می‌گیرند. اشتقاقهای سینه‌ای در تعیین ناهنجاری‌های موجود در یکی از دو بطن سودمند است [۱۲].



شکل ۲-۶ (a) اشتقاقهای سینه ای و محل آنها، (b) جهت بردارهای اشتقاقهای سینه‌ای در صفحه افقی [۱۲].

۲-۴-۱- ویژگی های استاندارد بالینی در سیگنال الکتروکاردیوگرام

ارزیابی بالینی سیگنال ECG بیشتر بر پایه اندازه گیری فواصل زمانی و دامنه‌های داخل ضربانی^۱ آن می‌باشد. اگرچه گاهی تغییرات مرتبط بانرخ ضربان در شکل سیگنال ECG (مانند هیستریزس فاصله QT^۲) نیز می‌تواند حاکی از وجود مشکل در قلب باشد [۱۳].



شکل ۲-۷ ویژگی های بالینی در سیگنال ECG [۱۳].

^۱ Intrabeat

^۲ QT Hysteresis