ششمین همایش بین‌المللی افق های نویـن در
مهندسی برق، کامپیوتـر و مکانیک
6th International Conference on the New Horizons in
Electrical Engineering, Computer and Mechanical
www.mhconf.ir

شبیه سازی داخلی ضربان ساز قلب و مدل قلبی آن به کمک Labview

علیرضا محمودی فرد(نویسنده مسئول)[۱]، علی ملکی[۲]

استاد گروه مهندسی پزشکی دانشگاه علامه فیض کاشانی، alireza10.m10@gmail.com

دانشجوی کارشناسی پیوسته مهندسی پزشکی دانشگاه علامه فیض کاشانی، A.malekibme@gmail.com

چکیده

حدود ٪۴۰ از مرگ و میرهای انسانی مربوط به بیماری های قلبی و عروقی است؛ به طوری که ایجاد ضربان قلب مصنوعی به یک ابزار درمانی در سراسر جهان با بیش از ۲۵۰۰۰۰ ضربان ساز در هر سال تبدیل گشته است. در این مقاله، مروری بر پژوهش های انجام شده با تمرکز روی سیر پیشرفتی طرح های مداری و تکامل¬های مربوط به سیستم های ضربان قلب انجام گردیده است؛ همچنین نحوه ایجاد و بررسی سیگنال¬های حاصل از ضربان های قلبی توسط نرم افزار Labview مورد بررسی کلی قرار گرفته است؛ علاوه بر این، چگونگی پردازش سیگنال های قلبی در نرم افزار به¬طور کامل مورد تحلیل و شبیه سازی قرار گرفته است.

واژه‌های کلیدی

ضربان ساز قلبی، پیس میکر، پردازش سیگنال قلبی، pacemaker

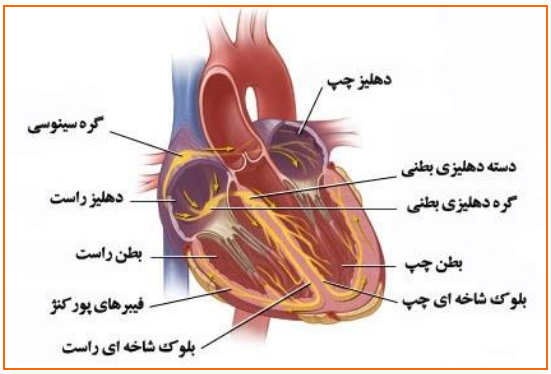
۱. متن مقاله

. مقدمه

◄ از آنجایی که اولین ضربان‌ساز مصنوعی در ۱۹۳۲ معرفی شد، تغییرات زیادی بر روی آن صورت گرفته و این تغییرات در آینده نیز ادامه خواهد داشت[1,2]. پس از آن، تجهیزات بعدی ضربان‌سازهای هوشمند نامیده شدند که شامل یک امپلی‌فایر سنجش بود و فعالیت قلب را بدون ایجاد اختلال بین ریتم‌های ذاتی و ریتم‌های مصنوعی اندازه‌گیری می‌کرد. در سال ۱۹۶۳، ضربان‌سازهایی معرفی شدند که قابلیت همگام‌سازی تحریک بطن با فعالیت دهلیز را داشتند. ضربان‌سازهای اولیه وزنی بیش از ۱۸۰ گرم داشتند؛ در حالی‌که امروزه وزن آن‌ها بیشتر از ۲۵ گرم نیست؛ این کاهش وزن تا حدودی بخاطر توسعه باتری‌های با چگالی بالا اتفاق افتاد. در این مقاله، بر روی پیشرفت و تکامل طراحی‌های مدار آنالوگ به‌کار برده شده در ضربان‌سازهای قلبی توجه شده است؛ ابتدا عملکرد الکتریکی قلب توضیح داده شده است؛ در بخش بعدی، تاریخچه و توسعه سیستم ضربان‌ساز مصنوعی قلب و توصیف مدار آن‌ها به‌صورت کامل آورده شده است؛ سپس نحوه تولید و هدایت تحریک الکتریکی در ضربان‌ساز قلبی مورد بحث قرار گرفته و یک سیگنال ضربان قلب مصنوعی در Labview شبیه‌سازی شده و در آخر نیز یک نتیجه‌گیری کلی ارائه شده است.

۲. سیستم هدایت و تحریک قلبی و انواع بیماری‌های قلبی- آریتمی‌ها

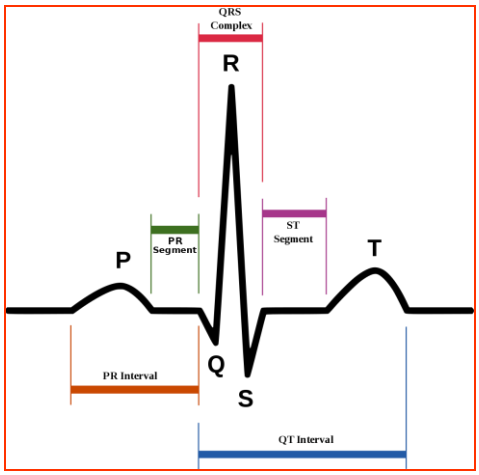
◄ قلب از عضلات دهلیزی و بطنی که باعث تشکیل میوکارد قلب می‌شود و فیبرهای تخصصی که به فیبرهای تحریکی و هدایتی تقسیم می‌شوند، تشکیل شده است. در طی فعالیت الکتریکی ذاتی قلب عضلات قلب منقبض می‌شوند. فعالیت منظم و متوالی عضلات قلب در یک زمان مشخص، شیوه‌ای حیاتی برای عملکرد مطلوب قلب خواهد بود. سیستم هدایت تحریک که مسئول کنترل پمپاژ منظم قلب می‌باشد، در شکل ۱ ارائه شده است که شامل دسته دهلیزی بطنی، گره دهلیزی بطنی، گره سینوسی، فیبرهای پورکنژ و بلوک شاخه‌ای راست و چپ است.



شکل ۱- سیستم هدایت قلب

◄ ECG ثبت فعالیت الکتریکی از سطح بدن است که به‌وسیله قلب ایجاد شده است. سیگنال‌های ECG به‌طور معمول گستره ۲±mv و پهنای باند فرکانسی ۰/۵۰ تا ۱۵۰ هرتز را دارند. ECG توسط Waller در سال ۱۸۹۹ مشاهده شد[3]. همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، یک چرخه قلبی با موج P شروع می‌شود که منعکس‌کننده دپلاریزه شدن دهلیز است. زمانی که توده عضلانی بزرگ دهلیزها تحریک می‌گردند، یک انحراف سریع و بزرگ روی سطح نمودار ECG دیده می‌شود. دپلاریزاسیون بطن‌ها به‌وسیله مجموعه

QRS یا شکل موج R نشان داده می‌شود. پس از تمام شدن سگمنت ST سلول‌های بطنی به مرحله استراحت مکانیکی و الکتریکی خود باز می‌گردند.



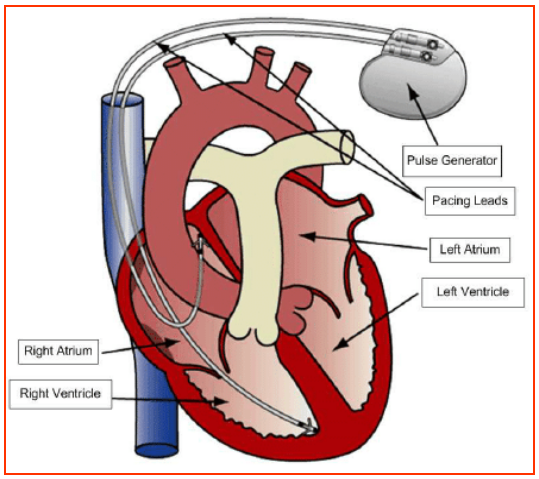
شکل ۲- الکتروکاردیوگرام سطحی(ECG)[4]

۲,۱. انواع بیماری‌های قلبی- آریتمی‌ها

◄ آریتمی یا دیس آریتمی‌ها، در واقع مشکلات قلبی تولید شده به‌دلیل ریتم غیر طبیعی قلب می‌باشد. در اصل، آریتمی‌ها عملکرد همودینامیک قلب را می‌کاهند و شامل شرایطی‌اند که در آن ضربان‌ساز طبیعی قلب ایجاد یک ریت یا ریتم غیر طبیعی می‌کند و یا وقتی مسیر هدایتی نرمال قلب قطع می‌شود و بخش‌های متقاوت قلب کنترل ریتم را به‌دست می‌گیرند، یک آریتمی می‌تواند شامل یک افزایش ریت غیر طبیعی(تاکی کاردی>100bpm) یا کاهش ریت به‌صورت غیر طبیعی (براکی کاردی<60bpm) باشد و یا ممکن است به‌وسیله یک ریتم نامنظم قلب ایجاد شود. ضربان‌سازهای مصنوعی در واقع می‌توانند هماهنگ‌سازی طبیعی بین دهلیز و بطن را بازگردانند.

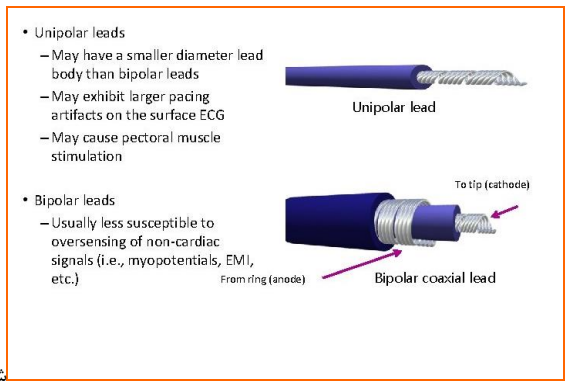
۳. تاریخچه و توسعه ضربان‌سازها

◄ یک ضربان‌ساز مصنوعی، تحریک‌های ریتمیک الکتریکی را به عضلات قلب به‌منظور حفظ ریتم موثر قلب برای دوره طولانی از زمان و اطمینان از عملکرد موثر همودینامیک ارائه می‌کند. یک ضربان‌ساز مطابق شکل ۳ شامل سه بخش زیر می‌شود: ۱- مولد که شامل باتری و مدارهای الکترونیکی است. ۲- لیدها که در واقع مسئول هدایت تحریکات الکتریکی بوده و در برابر حرکات بدن ثابت و پایدار می‌مانند. ۳- الکترولید که از جنس پلاتین بوده و دارای ساختار خاصی است به‌طوری‌که از طریق این الکترودها جریان‌های الکتریکی صادر شده از مولد ضربان‌ساز سبب انقباض عضله قلب می‌شود.



شکل ۳- ضربان‌ساز مصنوعی(Pacemaker)

◄ در یک سیستم مولد پالس قابل کاشت معمولا دو نوع سیستم لید مورد استفاده قرار می‌گیرد: الکترود تک قطبی و الکترود دو قطبی؛ الکترود تک قطبی تنها دارای یک الکترود در نوک لید خود می‌باشد؛ در حالی‌که الکترود دو قطبی دارای دو الکترود است؛ یکی در نوک الکترود و دیگری الکترود استوانه‌ای که به دیواره جانبی در فاصله ۱Cm از نوک قرار دارد [5]. در شکل ۴ تصویری از این الکترودها ارائه شده است. الکترودهای دو قطبی حساسیت کمتری در برابر میدان‌های پتانسیل تولید شده به‌وسیله بطن دارند؛ علاوه بر این، لیدهای دو قطبی حساسیت کمتری در برابر پتانسیل‌های مربوط به عضلات اسکلتی دارند.



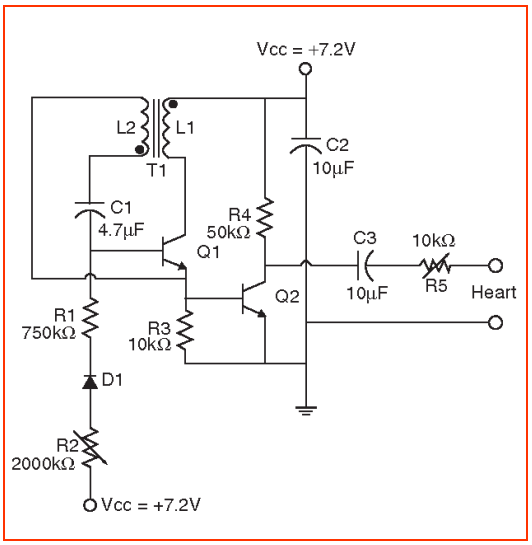
شکل ۴- الکترودهای تک قطبی و دو قطبی

روش‌های اولیه به‌کار گرفته شده در تحریکات الکتریکی قلب با استفاده از یک جریان که سبب انقباض بافت عضلات قلب می‌گردد، صورت گرفت. هایمن فردی بود که اولین دستگاه ضربان قلب تجربی را در سال ۱۹۳۲ طراحی کرد[6].

۳،۱. آغاز ضربان‌ساز قلبی مدرن

◄ آغاز ضربان‌ساز قلبی مدرن از وقتی شروع شد که اولین ضربان‌ساز که توسط دکتر Elmqvist توسعه یافته بود؛ در یک بیمار که در سال ۱۹۵۸ مورد استفاده قرار گرفت[7]. در سال ۱۹۵۹ مهندس wilsongreathbatch به اتفاق یک متخصص قلب اولین ضربان‌ساز قابل کاشت را توسعه و گسترش دادند[8]. آن ضربان‌ساز ۶cm قطر و۱۵cm ضخامت داشت و وزن کل آن تقریبا ۱۸۰ گرم بود؛ مدار

ضربان‌ساز ارائه شده، پالس‌هایی به عرض ۱ms و دامنه ۱۰mA و نرخ تکرار ۶۰bpm به الکترود منتقل می‌کرد؛ متوسط جریان تخلیه مدار تحت این شرایط، حدود ۱۲μA بود که توسط ۱۰ مبدل روی- جیوه انرژی آن تامین می‌شد و عمر آن با کارکرد پیوسته حدود ۵ سال می‌شد. شماتیک یک ضربان‌ساز کاشتنی در شکل ۵ نمایش داده شده است که شامل یک اسیلاتور پالسی و یک تقویت‌کننده می‌باشد.



شکل ۵- مدار داخلی اولین ضربان‌ساز قابل کاشت

۴. ضربان‌ساز هوشمند

◄ همان‌طور که در بخش قبلی گفته شد، دستگاه‌های ضربان‌ساز اولیه به سادگی یک نرخ پالس ثابت که دارای فرکانسی از پیش تعیین شده بود را بدون در نظر گرفتن فعالیت خودکار قلب، به بطن ارائه می‌دادند؛ این ضربان‌سازها، آسنکرون یا ضربان‌سازهای با نرخ ثابت هم نامیده می‌شدند که سبب تداخل با فعالیت ذاتی قلبی می‌شدند و گاهی اوقات می‌توانستند موجب بروز آریتمی یا فیبریلاسیون بطنی شوند؛ با اضافه شدن یک تقویت‌کننده سنجش به ضربان‌ساز آسنکرون، برای تشخیص فعالیت ذاتی قلب و برای جلوگیری از این اختلال، ضربان‌ساز هوشمند مطرح شد که در آن پالس‌های تحریک کننده قلب به‌طور الکتریکی تنها در زمان فقدان ضربان قلب طبیعی ایجاد می‌شود. الکترودهای داخل قلبی ضربان‌سازهای هوشمند دارای دو کارکرد عمومی و عمده‌اند:

Sensing و Pacing.

پیسینگ توسط ارائه یک پالس الکتریکی کوتاه و شدید به دیواره میوکارد قلب صورت می‌گیرد که به بخش انتهایی الکترود چسبیده است؛ با این وجود یک الکترود مشابه جهت تشخیص فعالیت ذاتی قلب به‌کار برده می‌شود.

۴,۱.ضربان‌ساز دو حفره‌ای

◄ یک ضربان‌ساز دو حفره‌ای به شکل معمول به دو لید نیاز دارد؛ به گونه‌ای که یکی در دهلیز راست و دیگری در بطن راست قرار داده می‌شود تا در صورت نیاز به تولید ضربان عمل کند؛ وقتی ضربان‌سازی مورد نیاز باشد، پالس‌های تحریک کننده دهلیز و یا بطن به شکل زمان‌بندی شده، از روش پمپاژ طبیعی قلب پیروی می‌کنند. Berkovits اولین کسی بود که در سال ۱۹۷۱ ضربان‌ساز دو حفره‌ای را پیشنهاد داد؛ او طرح اولیه خود را با یک ضربان‌ساز دو حفره‌ای هوشمند بهبود داد[9]. آخرین نوآوری‌ها شامل توسعه ضربان‌سازهای

Responsive-Rate در اوایل ۱۹۸۰ است که قادر بود در واقع نرخ پیسینگ خود را بر اساس خروج یک سنسور گنجانیده شده در ضربان‌ساز یا لید تنظیم کند. یک سنسور برای اندازه‌گیری پارامترهای مربوط به بدن(مانند حرکت بدن، سرعت تنفس و ...) و یک الگوریتم در ضربان‌ساز است که می‌تواند پاسخ ضربان‌ساز را بر اساس مقدارهای اندازه‌گیری شده تنظیم نماید.

۵. معرفی نرم‌افزار Labview

◄ نرم‌افزار Labview یک زبان برنامه‌نویسی گرافیکی است که به‌صورت گسترده برای کاربردهای مختلفی در صنایع، تحصیلات، آموزش و تحقیقات آزمایشگاهی به‌عنوان یک مدل استاندارد برای جمع‌آوری و پردازش داده‌ها و همچنین وسیله‌ای جهت کنترل و شبیه-سازی ابزارهای مجازی در آمده است. این برنامه یک نرم‌افزار قدرتمند و قابل انعطاف است که جهت تجزیه و تحلیل سیستم‌های اندازه-گیری به‌کار می‌رود. این نرم‌افزار از طبیعت ترتیبی و زنجیره‌ای موجود در زبان‌های برنامه‌نویسی مجزا بوده و یک محیط گرافیکی را برای کاربر فراهم می‌آورد؛ در این راه از تمامی ابزارهای لازم جهت جمع‌آوری، پردازش و تحلیل داده‌ها و نمایش نتایج استفاده می‌شود. به کمک این زبان برنامه‌نویسی گرافیکی که با نماد G نشان داده می‌شود، در برنامه نوشته شده از یک نمودار بلوکی استفاده می‌شود و سپس این نمودار به کدهای ماشین تبدیل می‌گردد. این نرم‌افزار تحولی اساسی و نوین در شیوه‌های زبان‌های برنامه‌نویسی ایجاد کرده است. برنامه‌نویسان بدون نوشتن هیچ کدی، برنامه‌های قدرتمندی را تنها با ابزارهای گرافیکی موجود در برنامه ایجاد می‌کنند[10].

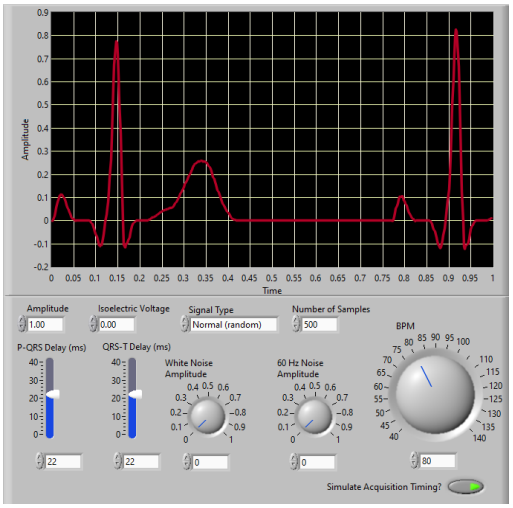
۶. کاربردهای Labview

◄ برنامه‌های کاربردی برای این نرم‌افزار بی‌پایان‌اند؛ در گذشته ابزارهای متعددی برای به‌دست آوردن داده‌ها وجود داشتند و استفاده از همه آن‌ها ضروری بود. در مورد مشاهده نوار قلب محقق برای مشاهده نوار بیش از یک قلب، به چندین اسیلوسکوپ نیاز داشت تا بتواند ضربان قلب هر یک از آن‌ها را به‌طور دقیق ثبت کند؛ در عوض Labview دارای ابزارهای مجازی است؛ این‌ها برنامه‌هایی‌اند که در لب‌ویو ساخته می‌شوند و عملکردی مشابه اسیلوسکوپ دارند به‌طوری‌که کاربر می‌تواند به شکل همزمان چندین قلب را مشاهده کند؛ همچنین به کمک قابلیت‌های دیگری که در این برنامه وجود دارد، کاربر می‌تواند نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها را از راه دور کنترل و بازبینی کند[11].

۷. ایجاد ضربان قلب در Labview

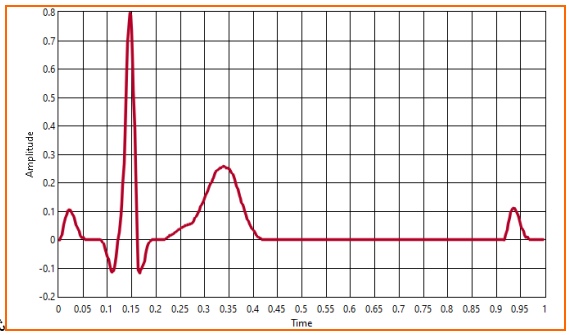
◄ به‌منظور ایجاد یک سیگنال قلبی مصنوعی در برنامه Labview می‌توان از دو روش بهره برد: روش اول راهکار کلی و متداولی است که اکثر محققین و پزشکان برای ایجاد یک سیگنال نرمال مصنوعی در Labview استفاده می‌کنند؛ در این نوع روش، به کمک سخت-افزارهای مورد نیاز ابتدا سیگنال مورد نظر توسط فرد در خارج از برنامه و کامپیوتر شبیه‌سازی می‌شود؛ سپس این سیگنال شبیه‌سازی شده به کمک مبدل به سیگنال دیجیتال تبدیل می‌گردد؛ سیگنال دیجیتال توسط کابل‌های فلت به کامپیوتر متصل شده و اطلاعات سیگنال دیجیتال از طریق درگاه پورت سریال به کامپیوتر منتقل می‌شود؛ پس از آن، این اطلاعات در Labview اجرا شده و به کمک توابع مختلف در برنامه، سیگنال را نمایش می‌دهند. در روش دوم، دیگر نیازی به استفاده از سخت‌افزارهای جانبی برای تولید سیگنال و انتقال آن به برنامه نیست؛ در این روش می‌توان در Labview به کمک توابعی که از پیش تعریف شده‌اند، سیگنال قلبی مورد نظر را تولید و به نمایش در آورد.

در این مقاله تلاش شده است تا به کمک توابع و نمودارهای از پیش تعریف شده در برنامه ابتدا یک سیگنال مصنوعی تولید و سپس پردازش شود؛ ابتدا به کمک کیت ابزار پردازش سیگنال Labview یک نمونه از سیگنال پردازش شده قلب، در برنامه اجرا می‌شود [12]. شکل ۵ یک سیگنال پردازش شده است که به کمک کیت ابزار برنامه اجرا و شبیه‌سازی شده است. با توجه به شکل به کمک ابزارک‌هایی که در این کیت وجود دارد می‌توان قسمت‌های مختلف نمودار سیگنال را تغییر داد و بالطبع خروجی‌های آن را مشاهده و نشان داد؛ به‌عنوان مثال به کمک ابزارک BPM که برای تغییر تعداد ضربان قلب در دقیقه به‌کار می‌رود، می‌توان سرعت ضربان قلب را بالا یا پایین برد. در یک فرد عادی تعداد ضربان قلب عددی بین ۷۰ الی ۸۰ ضربه بر دقیقه است؛ چنانچه فرد ضربان قلبی بیش از این تعداد داشته باشد، می‌تواند مشکوک به بیماری قلبی- عروقی باشد.



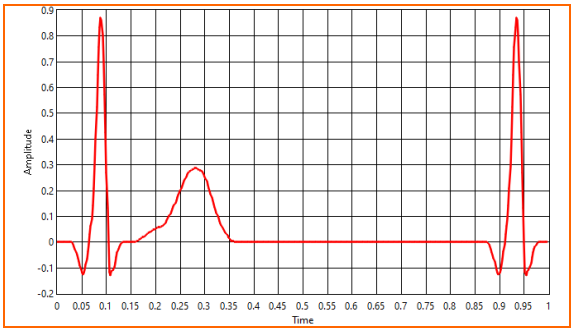
شکل ۵- سیگنال شبیه‌سازی شده در Labview

از دیگر ابزارک‌هایی که در این کیت پردازش سیگنال وجود دارد، ابزار ولتاژ ایزوالکتریک و دامنه است؛ به کمک ابزار دامنه می‌توان در واقع مقدار ارتفاع نمودار سیگنال را کم یا زیاد کرد؛ این افزایش یا کاهش ارتفاع، بالطبع سبب افزایش یا کاهش ارتفاع موج QRS و موج رپولاریزه T می‌شود؛ در ادامه می‌توان به ابزار Signal type اشاره کرد که همان‌طور که در شکل ۵ نیز نشان داده شده است، به‌منظور تغییر نوع سیگنال نمایش داده شده و نشان دادن برخی از سیگنال‌های مربوط به بیماری‌های رایج قلبی مانند هایپرکالمی، تاکی کاردی و ... به‌کار می‌رود؛ هایپرکالمی به ازدیاد بیش از حد پتاسیم در خون گفته می‌شود. میزان پتاسیم موجود در خون به‌طور طبیعی۳/۶ تا ۵/۲ میلی مول در هر لیتر است. اگر پتاسیم خون به بیش از ۷ میلی مول در هر لیتر خون برسد، بسیار خطرناک بوده و فرد به درمان فوری احتیاج دارد. تاکی کاردی نیز به ضربان قلب سریع در حال استراحت (ضربان قلب بالای ۱۰۰ بر دقیقه) گفته می‌شود؛ بسته به علت اصلی و میزان کارایی قلب، تاکی کاردی می‌تواند خطرناک باشد؛ برخی از افراد مبتلا به تاکی کاردی ممکن است که علامت یا عوارضی نداشته باشند؛ با این حال تاکی کاردی خطر سکته، ایست ناگهانی قلب و در نهایت مرگ را افزایش می‌دهد. شکل ۶ یک نمودار ضربان قلب طبیعی را نشان می‌دهد[13], [14].

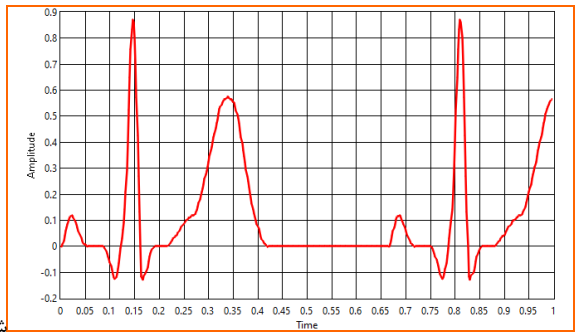


شکل ۶- نمودار سیگنال قلب طبیعی

همچنین شکل‌های ۷ و ۸ نیز به‌ترتیب نمودارهای مربوط به سیگنال‌های بیماری‌های قلبی تاکی کاردی و هایپر کالمی را نمایش می-دهند.



شکل ۷- نمودار مربوط به سیگنال بیماری تاکی کاردی بطنی



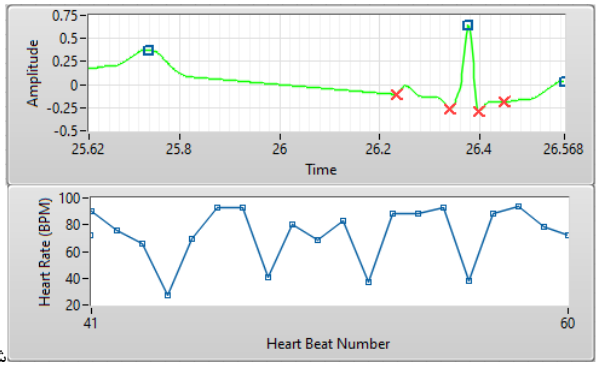
شکل ۸- نمودار مربوط به سیگنال بیماری هایپرکالمی

همان‌طور که در شکل‌های ۷ و ۸ نیز دیده می‌شود، در نمودار بیماری تاکی کاردی دامنه سیگنال نسبت به حالت نرمال افزایش یافته و به‌عبارتی دیگر ارتفاع موج QRS نسبت به حالت طبیعی بیشتر شده است. در نمودار بیماری هایپرکالمی نیز ارتفاع موج T نسبت به حالت طبیعی بسیار بیشتر شده و همچنین فاصله بین موج QRS تا T نیز کاهش چشم‌گیری نسبت به حالت نرمال داشته است.

۷,۱. استفاده از دیگر کیت‌های پردازش سیگنال Labview

◄ علاوه بر کیت‌های ابزاری که در بخش قبلی معرفی شدند، ابزارهای دیگری نیز در Labview وجود دارند که با استفاده از آن‌ها می-توان سیگنال قلبی را تولید و به کمک آن‌ها پردازش کرد؛ یکی دیگر از این ابزارها، ابزارک ECG Heart rate monitor است که به ما

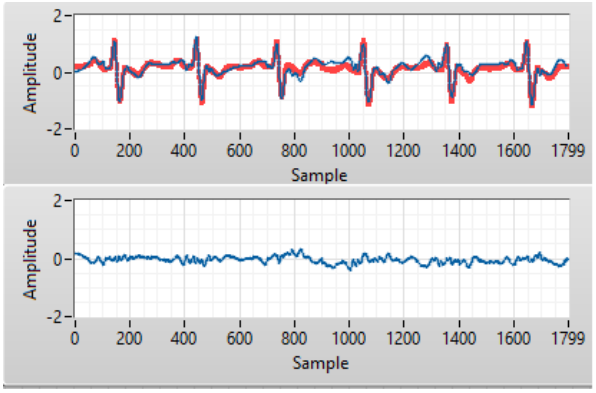
این امکان را می‌دهد تا مقدار ارتفاع نمودار سیگنال قلبی مورد پردازش را تحلیل کنیم و بتوانیم فاصله قله تا دره نمودار (ابتدای موج Q تا انتهای موج R) را مورد بررسی و ارزیابی قرار دهیم؛ همچنین می‌توانیم تعداد ضربانات قلبی و سرعت ضربان را نیز بررسی و کنترل کنیم. شکل ۹ نشان دهنده یک نمونه سیگنال در حال پردازش به کمک ابزار Heart rate monitor است.



شکل ۹- نمایش فاصله قله تا دره سیگنال قلبی و تعداد ضربانات قلبی

از دیگر مزایای استفاده از این ابزار، امکان مشاهده و کنترل از راه دور سیگنالی است که در حال پردازش و تحلیل است.

◄ یکی دیگر از ابزارهایی که در کیت پردازش سیگنال این برنامه یافت می‌شود و بسیار کاربرد دارد، ابزار پردازش ECG Compression است؛ این ابزارک بیشتر برای مقایسه دو نوع سیگنال قلبی به‌کار می رود؛ به‌طوری‌که ابتدا سیگنال اصلی و طبیعی به نرم‌افزار داده شده و سپس سیگنال مربوط به بیمار یا هر سیگنال دیگری که دارای نویز یا مشکلی است، به نرم‌افزار اضافه می‌گردد؛ پس از اضافه شدن این دو نوع سیگنال، فرد محقق می‌تواند به کمک این ابزار، دو سیگنال را به شکل همزمان در برنامه اجرا کرده و آن‌ها را مورد تحلیل و بررسی قرار دهد؛ چنانچه نمودارهای دو سیگنال نقاط مختلفی داشته باشند که با یکدیگر تطابق پیدا نکنند، محقق به کمک این ابزار به راحتی می‌تواند تشخیص دهد و این عدم تطابق را رفع کرده و یا در بهبود آن بکوشد. شکل ۱۰ یک نمونه از دو نوع سیگنال قلبی مختلف را نشان می‌دهد که به کمک ابزار ECG Compression مورد پردازش و تحلیل قرار گرفته است. همان‌طور که در شکل ۱۰ نیز مشاهده می‌شود، قسمت‌های مختلفی در این ابزار وجود دارند که محقق به کمک آن‌ها می‌تواند خطاهای موجود در تطابق دو نمودار را کم و یا زیاد کند و نتایج حاصل از آن‌ها را مشاهده نموده و مورد ارزیابی قرار دهد؛ مانند بخش‌های Wavelet، Levels و Bits.



شکل ۱۰- مقایسه دو نمودار سیگنال قلبی متفاوت به کمک ابزار ECG Compression. سیگنال نمودار بالا مربوط به قلب طبیعی و نمودار پایین مربوط به یک سیگنال نویزدار است.

۸. نتیجه‌گیری

در این مقاله بخش‌های مختلف نمودار ECG معرفی شده و انواع آریتمی‌های مربوط به قلب بررسی شدند. با توجه به این موضوع، مروری بر تحقیقات پیشین در مورد مدارات آنالوگ ضربان‌ساز قلب صوت گرفت؛ چند نمونه از کیت‌های ابزار موجود در Labview، مانند ECG Compression، ECG Heart rate ابزار مقایسه سیگنال‌های مربوط به بیماری‌های شایع قلبی مورد بررسی قرار گرفتند و نحوه عملکرد و مزایای استفاده از آن‌ها به‌طور اجمالی توضیح داده شد؛ همچنین چگونگی استفاده از این ابزارها برای تحلیل و پردازش بیشتر سیگنال‌های مختلف بیان شد که به نوعی بیانگر عملکرد مطلوب این ابزارها و خود نرم‌افزار Labview در تولید سیگنال‌های مختلف و پردازش آن‌ها به شکل‌های گوناگون بود.

۹. منابع

[1] D.J. Woollons, “To beat or not to beat: The history and development of heart pacemakers,” Eng. Sci. Educ. J., vol. 4, no. 6, pp. 259–268, Dec. 1995 [2] W. Greatbatch and C.F. Holmes, “History of implantable devices,” IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol 10, no. 3, pp. 38–49, Sep. 1991.
[3] J.D. Bronzino, The Biomedical Engineering Handbook, 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC, 2000, vol. 1.
[4] A. Ogirala., “Electromagnetic Interference of Cardiac Rhythmic Monitoring Devices to RadioFrequencyIdentification: Analytical Analysisand Mitigation Methodology,” IEEE Trans. Inf. Technol.Biomed., vol. 15, no. 6, pp. 848–853, nov. 2011.
[5] T. Toyoshima, “Practical method to evaluate electromagnetic interference in active implantable medical devices,” in Proc. IEEE Conf. (IMWS). Appl., 12–13 May. 2011,pp. 101–104.
[6] A.S. Hyman, “Resuscitation of the stopped heart by intracardial therapy,” Arch. Intern. Med., vol. 50, p. 283–285, 1932.
[7] R. Elmqvist and A. Senning, An Implantable Pacemaker for theHeart, C.N. Smyth, Ed. London, UK: Tliffe & Sons, 1959, pp. 253–254.
[8] W. Greatbatch, “Medical cardiac pacemaker,” U.S. Patent 3 057 356, Oct. 1962
[9] B.V. Berkovits, “Demand pacer,” U.S. Patent 3 528 428, Sept. 1970.
[10] B.V. Berkovits, “Atrial and ventricular demand pacer,” U.S. Patent 3 595 242, July 1971.
[11] Simulation of ECG signal Advanced Virtual Instrumentation system Based on LAB VIEW.International Journal Science and Research.ISSN:2319.7064.Impact Factor:3.358
[12] Labview 2011 Advanced Signal Processing Toolkit. www.labview.help/topic/114940.
[13] I. B. saif , and A .Al saif , “On demand pacemaker,” king suad university, 2011.