

تشخیص نقاط شاخص سیگنال الکتریکی قلب به صورت بلادرنگ

امیرحسین کیوان پور^۱، دکتر محمدرضا یزدچی^۲، ریحانه سادات دانشمند^۳،
امید خوشنیت آرام^۴

چکیده

مقدمه: در مواردی که برای تشخیص بیماری‌های قلبی، به صورت طولانی سیگنال الکتریکی قلبی ثبت می‌شود، به کارگیری نرم‌افزارهایی برای تحلیل هوشمند سیگنال ضروری است. برای اینکه این نرم‌افزارها بتوانند در تحلیل آریتمی‌ها مورد اعتماد باشند، باید از الگوریتم‌هایی بهره گیرند که توانایی تشخیص دقیق نقاط شاخص سیگنال الکتریکی قلب را با دقت بالا و در کمترین زمان ممکن داشته باشند.

روش‌ها: در الگوریتم پیشنهادی در این تحقیق، با به کارگیری روش مشتق‌گیری و بررسی عبورهای متوالی سیگنال مشتق از حد آستانه، نقاط ابتدایی و انتهایی کمپلکس QRS جست‌وجو شدند. پس از آن، با استفاده از اطلاعات جمع‌آوری شده، محدودیت‌های فواصل و دامنه‌ها و شکل موج‌ها در سیگنال الکتریکی قلب در آریتمی‌های مختلف، آستانه‌های تطبیقی و الگوریتم جست‌وجوی پس‌رو، نقاط بحرانی با دقت بالا و به صورت بلادرنگ تشخیص داده شدند. در ادامه و به منظور استفاده در تجهیزات پزشکی از راه دور، این الگوریتم بر روی پردازنده ARM پیاده‌سازی شد. این پردازنده در مقایسه با موارد مشابه، به دلیل سرعت بالا و مصرف کم انرژی، گزینه‌ی مناسبی برای به کارگیری در تجهیزاتی است که نیاز به پردازش سریع و دقیق بر روی دستگاه دارند.

یافته‌ها: صحت این الگوریتم در تشخیص کمپلکس QRS بر روی داده‌های موجود در سایت MIT-BIH، ۹۷/۱۸٪ بود.

نتیجه‌گیری: الگوریتم پیشنهادی سریع و به اندازه‌ی کافی قابل اطمینان است و می‌تواند در نرم‌افزارهای زمان حقیقی برای تشخیص آریتمی‌های قلبی با دقت بالا به کار گرفته شود.

واژگان کلیدی: آریتمی قلبی، تشخیص بلادرنگ، روش مشتق‌گیری، پردازنده ARM، نقاط شاخص سیگنال الکتریکی قلب

مقدمه

(ECG Holter monitor) برای استفاده در تجهیزات

قابل حمل (Portable) در پزشکی از راه دور (Telemedicine) و تشخیص‌های پیش از جراحی‌های قلبی، صورت می‌گیرد. به دلیل حجم بالای اطلاعاتی که باید تحلیل شوند، پردازش آن‌ها به صورت دستی در عمل غیر ممکن است؛ در نتیجه برای تحلیل این داده‌ها، وجود نرم‌افزارهایی که بتوانند سیگنال را تحلیل کنند و در صورت بروز رخداد با دقت و سرعت بالا به پزشک اطلاع دهد، ضروری به نظر می‌رسد. در برخی موارد

یکی از رایج‌ترین علل مرگ و میر در اکثر کشورها از جمله ایران، بیماری‌های قلبی به شمار می‌روند (۱). سیگنال الکتریکی قلب به عنوان ابزاری کارآمد در تشخیص آریتمی‌های قلبی، از اهمیت زیادی برخوردار است.

امروزه، ثبت مداوم سیگنال‌های حیاتی بدن مانند سیگنال الکتریکی قلب (Electrocardiogram یا ECG) با دستگاه‌هایی چون هولتر مانیتور

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران، ایران

^۴ مهندس کامپیوتر - نرم‌افزار، شرکت کاوشگران طب خوارزمی، تهران، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: ریحانه سادات دانشمند

آن‌ها می‌توان به اعمال تبدیل‌های متفاوت به سیگنال الکتریکی قلب از جمله FFT (Fast Fourier Transform)، توابع مختلف موجک (Wavelet)، استفاده از شبکه‌های عصبی، الگوریتم فازی، پردازش در حوزه‌ی زمان، به کارگیری توابع خود همبستگی و همبستگی متقابل (Auto and cross correlation functions) و روش‌های مبتنی بر مشتق اشاره کرد (۴-۱۱).

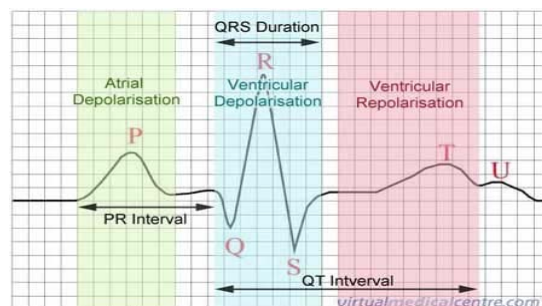
در صورتی که روند پردازش و تشخیص‌های متعاقب آن، خارج از رایانه‌های شخصی و بر روی ریزپردازنده‌ها از جمله پردازنده‌های ARM (Advanced RISC machine) انجام گیرد، تنها راه حل موجود، به کارگیری الگوریتم‌های سریع با حداقل پیچیدگی و بالاترین دقت در محاسبات است. در حال حاضر با وجود سرعت بالای پردازش در پردازنده‌های سیگنال رقمی (Digital signal processors یا DSP)، قابلیت انجام محاسبات پیچیده نیز وجود دارد؛ اما این پردازنده‌ها در مقایسه با هسته‌های ARM به ازای قدرت پردازشی بالاتر، توان بیشتری مصرف می‌کنند؛ بنابراین همچنان برای کاهش توان مصرفی، تکمیل و به کارگیری الگوریتم‌های زمان-حقیقی (Real-time) ضروری به نظر می‌رسد. در میان الگوریتم‌های موجود، روش‌های مبتنی بر مشتق، به مانند الگوریتم «Pan-Tompkins» و «Tan و همکاران»، بالاترین سرعت و دقت را دارند (۱۰-۱۱).

مزیت الگوریتم‌هایی چون Pan-Tompkins در الگوریتم جست‌وجوی پس‌رو (Search back) و آستانه‌های تطبیقی (Adaptive) آن‌ها است؛ که امکان دنبال کردن تغییرات سریع سیگنال بدون از دست دادن نقاط R را فراهم می‌کند. اشکال اکثر این

لازم است که این تحلیل به صورت بلادرنگ و بر روی مدار ثبت سیگنال، انجام گیرد.

نرم‌افزارهایی که برای تحلیل سیگنال به کار می‌روند، بایستی از الگوریتم‌هایی سریع و دقیق با قابلیت مشخص نمودن قسمت‌های مشکوک به آریتمی، استفاده کنند. آریتمی‌های قلب از روی تغییر غیر طبیعی شکل بخش‌های مختلف سیگنال، طول فواصل و حذف یا ظهور برخی بخش‌ها، تشخیص داده می‌شوند (۲). در نتیجه، برای تشخیص دقیق آریتمی‌ها، گام اول، یافتن نقاط شاخص (Fiducial points) سیگنال با دقت بالا است.

نقاط شاخص، قسمت‌هایی از سیگنال شبه متناوب قلب هستند که معرف مراحل مختلف چرخه‌ی قلبی می‌باشند؛ این نقاط یعنی P, Q, R, S و T و فواصلی که به واسطه‌ی وجود این نقاط بر روی ECG تعریف می‌شوند، در شکل ۱ آورده شده‌اند. در اغلب الگوریتم‌ها، یافتن کمپلکس QRS، اولین و مهم‌ترین مرحله‌ی تشخیصی به حساب می‌آید و دقت الگوریتم در تشخیص سایر نقاط شاخص به دقت در شناسایی این کمپلکس بستگی دارد.



شکل ۱. بخش‌های مختلف سیگنال الکتریکی قلب (۳)

تا به امروز، روش‌های مختلفی برای تشخیص نقاط شاخص ECG به کار گرفته شده‌است؛ که از مهم‌ترین

بیشینه‌ی کمپلکس QRS، منتظر می‌ماند و تنها داده‌ها را در حافظه ذخیره می‌کند؛ پس از آن به عقب باز می‌گردد تا نمونه‌ای جلوتر از نقطه‌ی QRS-onset، مکانی را که مشتق آن در دو نمونه‌ی متوالی از Slope-thresh کوچک‌تر است، به عنوان QRS-offset انتخاب کند. به دلیل وجود R معکوس در برخی آریتمی‌ها، هم‌زمان به طریق مشابه، R رو به پایین با اولویت پایین‌تر نسبت به R معمولی جست‌وجو می‌شود. در انتها نیز بیشینه یا کمینه‌ی نقاط میان QRS-onset و QRS-offset، بسته به رو به بالا یا پایین بودن آن، به عنوان نقطه‌ی R در نظر گرفته می‌شود و مقادیر ذکر شده در روابط ۲ تا ۴ محاسبه می‌گردد و آستانه به‌روزرسانی می‌گردد.

$$(۲) \text{ ارتفاع } QRS - onset - \text{ ارتفاع مشتق } R = first_max$$

منظور از ارتفاع مشتق R، دامنه‌ی مشتق سیگنال در نقطه‌ی R است. در این رابطه، first-max، معرف ارتفاع R یافته شده در سیگنال مشتق است.

$$(۳) slope_max = \frac{first_max - slope_max}{filter_param} + slope_max$$

مقدار اولیه‌ی Slope-max، بیشینه‌ی مقدار در بازه‌ی از سیگنال است که حداقل یک QRS در آن وجود داشته باشد. در مقدار Filter-param نیز می‌تواند یکی از اعداد ۲، ۴، ۸ یا ۱۶ قرار گیرد.

در این رابطه، با کم شدن First-max از Slope-max، میزان اختلاف R در سیگنال مشتق بین R فعلی و قبلی محاسبه می‌شود و ضریبی -کوچک‌تر از یک- از آن با Slope-max قبلی جمع می‌شود و به این ترتیب Slope-max به‌روزرسانی می‌شود.

$$(۴) slope_thresh = \frac{thresh_param}{16} \times slope_max$$

در رابطه‌ی ۴، Thresh-param می‌تواند یکی از اعداد ۲، ۴، ۸ یا ۱۶ را اختیار کند. در این رابطه، ضریبی کوچک‌تر از یک از طول تقریبی R به عنوان آستانه در

الگوریتم‌ها، پیچیدگی، حلقه‌های متعدد و محدودیت به تشخیص R است.

در ادامه و در بخش اول، اصول و روند پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی برای یافتن نقاط شاخص بررسی می‌شود؛ در ادامه، پیاده‌سازی الگوریتم بر روی پردازنده‌ی ARM، ویژگی‌های الگوریتم پیشنهادی، نتایج و نتیجه‌گیری مطرح شده‌اند.

روش‌ها

برای تحلیل سیگنال ECG، ابتدا باید بیان دقیقی از سیگنال وجود داشته باشد؛ در نتیجه، یافتن نقاط شاخص و فواصل، از اهمیت زیادی برخوردار است. برای نیل به این هدف، الگوریتم پیشنهادی متشکل از سه مرحله، توضیح داده شده است.

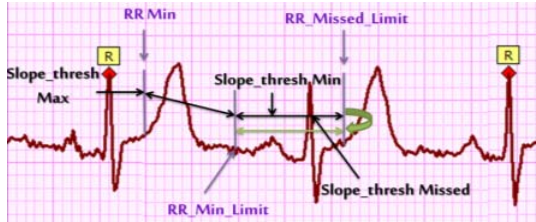
تشخیص نقاط Q، R و S

روند جست‌وجوی نقاط Q (ابتدای کمپلکس QRS یا QRS-onset)، R و S (انتهای کمپلکس QRS یا QRS-offset) به صورت زیر است. سیگنال پس از نمونه‌برداری، از تابع مشتق‌گیری مطابق رابطه‌ی ۱ می‌گذرد.

$$(۱) X[n] = -2X[n-2] - X[n-1] + X[n+1] + 2X[n-1]$$

در رابطه‌ی ۱، X نشان دهنده‌ی دامنه‌ی سیگنال در هر نمونه و n شماره‌ی آن است.

پس از این مرحله، هر نمونه از مشتق سیگنال با آستانه‌ای تطبیق پذیر به نام Slope-thresh، مقایسه می‌شود. در صورتی که دو نقطه‌ی پشت سر هم سیگنال از حد آستانه بیشتر باشد، آن نقطه به عنوان QRS-onset شناسایی می‌شود؛ شرط وجود دو نمونه‌ی پشت سر هم بزرگ‌تر از حد آستانه، مشابه فیلتر پایین‌گذر درجه‌ی اولی است که اثر نویزهای فرکانس بالا را کاهش می‌دهد. سپس، پردازنده به اندازه‌ی پهنای



شکل ۲. نمایش روند تغییر سطح آستانه برای یافتن QRS بعدی بر اساس فاصله از QRS قبلی

دچار تغییر ناگهانی در دامنه می‌شوند، در صورتی که فاصله از R قبلی از RR-missed-limit بیشتر باشد، الگوریتم جست‌وجوی پس‌رو به جست‌وجوی QRS-onset و QRS-offset با استفاده از Missed-slope-thresh، که طبق رابطه‌ی ۸ محاسبه می‌شود، می‌پردازد.

(۸)

در رابطه‌ی ۸ Missed-param عددی کوچک‌تر از یک است.

در تمام مراحل، در صورتی که QRS تشخیص داده شده، از لحاظ دامنه و پهنا، شرایط را احراز کند، روابط ۲ تا ۸ به‌روزرسانی و کمپلکس معتبر می‌گردد و جست‌وجو از سر گرفته می‌شود؛ در غیر این صورت، الگوریتم دوباره روند جست‌وجو را از نقطه‌ی بعد از QRS-onset نادرست، آغاز می‌کند.

پس از تشخیص QRS، در فاصله‌ی میان دو QRS، جست‌وجو برای یافتن T و P آغاز می‌شود.

تشخیص T

به دلیل وجود انواع نویزهایی که موجب اختلال در تشخیص P و T می‌شوند، به سختی می‌توان این مؤلفه‌ها را از روی مشتق خود سیگنال به دست آورد؛ در نتیجه برای حذف این نویزها، سیگنال از فیلتر میان‌گذری به ترتیب از دو فیلتر پایین‌گذر و بالاگذر که طبق رابطه‌ی ۹ و ۱۰ تشکیل شده است، عبور داده

نظر گرفته می‌شود.

در ادامه، برای اعتبارسنجی نقاط یافته شده، پارامترهای ذکر شده در معادلات ۵ تا ۸ در هر بار تکرار، محاسبه می‌شوند.

$$RR_average[n] = \frac{1}{8} \sum_{i=n-8}^{n-1} RR_interval[i] \quad (۵)$$

در رابطه‌ی ۵، RR-interval[i]، فاصله‌ی آمین R

تشخیص داده شده از R قبلی است.

$$RR_Min_limit = RR_Min_param \times RR_average \quad (۶)$$

در رابطه‌ی ۶، RR-Min-param، ۰/۹۲ انتخاب شده

است.

$$RR_Missed_limit = RR_Missed_param \times RR_average \quad (۷)$$

در رابطه‌ی ۷، RR-missed-param، ۱/۶۶ انتخاب

شده است.

پس از آن، پهنا‌ی کمپلکس و دامنه‌ی آن با میزان

مقایسه می‌شود. RR_Missed_limit و RR_Min_limit مقادیر ثابتی هستند.

بخش‌های مختلف سیگنال، به صورت تجربی و با بررسی حداکثر تغییرات فواصل و دامنه‌ها به دست آمده است (۲).

در صورتی که پهنا‌ی کمپلکس و دامنه‌ی آن در محدوده‌ی مجاز قرار گیرند، QRS معتبر است و جست‌وجو برای یافتن QRS بعدی آغاز می‌شود. در این الگوریتم، به دلیل کاهش ناگهانی دامنه‌ی R در سیگنال مشتق، متناسب با افزایش فاصله از QRS قبلی، آستانه به صورت زیر تغییر می‌کند.

همان گونه که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، پس از QRS-offset قبلی، به اندازه‌ی کمینه‌ی فاصله‌ی RR که در بیشترین نرخ ضربان قلب رخ می‌دهد (RR Min) جست‌وجو صورت نمی‌پذیرد. در ادامه، سیگنال مشتق با آستانه‌ای که در بازه‌ی RR Min و RR-Min-limit از slope-thresh-Max تا نسبتی از آن یعنی slope-thresh-Min تغییر می‌کند، مقایسه می‌شود.

به منظور جلوگیری از دست دادن R هایی که

شده در محدوده‌ی مجاز (۲) قرار داشته باشند، P اعتبار می‌یابد. در ادامه به دلیل وجود بیش از یک P، از چند نمونه بعد از P-offset تا QRS بعدی، روند جست‌وجوی P دوباره آغاز می‌گردد.

پیاده‌سازی الگوریتم بر روی پردازنده‌ی ARM

این الگوریتم بر روی پردازنده‌ی ARM محصول شرکت Atmel به نام AT91SAM7X256 با هسته‌ی ARM7 و حافظه‌ی فلش ۲۵۶KB پیاده‌سازی شده است. برای شبیه‌سازی و اطمینان از صحت عملکرد الگوریتم از نرم‌افزار Keil μVision4 استفاده شد.

در روند ثبت سیگنال، به دلیل فرکانس کاری بالای این میکروکنترلرها - بالاتر از ۱۰۰MHz - قابلیت اجرای الگوریتم در فاصله‌ی بین هر دو نمونه‌برداری وجود دارد؛ با این حال، به دلیل لزوم کار کردن میکروکنترلر در حالت استراحت (Sleep) به منظور کاهش توان مصرفی، الگوریتم پس از ثبت تعداد نمونه‌ی مشخصی که توسط کاربر قابل تغییر است، اجرا می‌شود؛ همچنین برای مطابقت با روند تحلیل رایج در میان پزشکان، در هر مرحله، پردازش بر روی بازه‌ی شش ثانیه‌ای از سیگنال که در حافظه‌ی داخلی میکرو ذخیره و پس از هر بار نمونه‌برداری به‌روزرسانی می‌شود، صورت می‌گیرد (۱۲).

برای بررسی عملکرد الگوریتم پیاده شده، بردار ۶۰۰ نقطه‌ای از سیگنال به عنوان ورودی در نظر گرفته شد و حاصل نهایی متغیرها در کامپایلر Keil و نرم‌افزار MATLAB با هم مقایسه گردید.

یافته‌ها

الگوریتم پیشنهادی، در نرم‌افزار MATLAB، نرم‌افزار Holter monitor و هسته‌ی ARM پیاده‌سازی

می‌شود. این فیلتر تنها فرکانس‌های مابین ۵Hz تا ۱۱Hz را عبور می‌دهد و دامنه‌ی سیگنال را در فرکانس‌های دیگر به شدت تضعیف می‌کند.

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (9)$$

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 - z^{-1})} \quad (10)$$

پس از تشخیص T-onset در مکانی که مشتق سیگنال فیلتر شده در دو نمونه‌ی متوالی از Pt-thresh بالاتر باشد، نقطه‌ی بیشینه یا کمینه‌ی نسبی جست‌وجو می‌شود و در صورت وجود به عنوان نقطه‌ی میانی یا قله‌ی T (T-mid) در نظر گرفته می‌شود. اگر قله‌ی T مشخص گردد، الگوریتم، به اندازه‌ی ضریبی بزرگ‌تر از یک، از بازه‌ی زمانی بین T-onset و T-mid منتظر می‌ماند و سپس به صورت پس‌رو به دنبال T-offset می‌گردد. در این حالت نیز T رو به پایین با اولویت پایین‌تری نسبت به T رو به بالا جست‌وجو می‌شود. پس از آن، به شرطی که فاصله‌ی QT و پهنای T تشخیصی، در بازه‌ی مجاز ۲ باشند، T اعتبار می‌یابد و روند جست‌وجوی P جست‌وجو می‌گردد؛ در غیر این صورت، روند جست‌وجوی T از نقطه‌ی بعد از T-onset نادرست، آغاز می‌شود.

تشخیص P

پس از یافتن یک T معتبر در فاصله‌ی میان دو QRS، روند جست‌وجوی P آغاز می‌شود. روند جست‌وجوی P در این الگوریتم در اکثر موارد، با روند جست‌وجوی T مشابه است؛ در ادامه، تفاوت‌های میان این دو بررسی می‌گردد.

در حین جست‌وجوی P، پس از تشخیص P-onset، P-mid و P-offset در حالت رو به بالا یا پایین، اگر پهنای P، دامنه‌ی آن و تعداد P‌های یافته

شده است.

جدول ۱. مقایسه‌ی تعداد و صحت الگوریتم بر روی داده‌های سایت MIT-BIH (۱۳) و مقادیر ذکر شده در راهنمای داده‌ها برای QRS.

فایل ECGx	مقادیر خروجی الگوریتم	مقادیر واقعی	صحت الگوریتم به درصد
۱۰۰	۲۲۵۴	۲۲۷۳	۹۹/۱۶
۱۰۱	۱۸۷۳	۱۸۶۵	۹۹/۵۷
۱۰۳	۲۰۲۱	۲۰۸۴	۹۸/۹۶
۱۰۵	۲۱۲۵	۲۵۷۲	۸۲/۶۲
۱۰۶	۲۳۳۶	۲۰۲۷	۸۴/۷۶
۱۰۷	۲۳۷۰	۲۱۳۷	۸۹/۱۰
۱۰۹	۲۲۸۶	۲۵۳۲	۹۰/۲۸
۱۱۱	۲۱۴۹	۲۱۲۴	۸۲/۹۸
۱۱۲	۲۶۷۱	۲۵۳۹	۹۴/۸۰
۱۱۳	۱۷۸۹	۱۷۹۵	۹۹/۶۷
۱۱۴	۱۸۷۲	۱۸۷۹	۹۹/۶۳
۱۱۵	۱۹۴۶	۱۹۵۳	۹۹/۶۴
۱۱۶	۲۴۰۴	۲۴۱۲	۹۹/۶۷
۱۱۷	۱۵۳۰	۱۵۳۵	۹۹/۶۷
۱۱۸	۲۲۶۲	۲۲۸۸	۹۸/۸۶
۱۱۹	۱۹۸۱	۱۹۸۷	۹۹/۷۰
۱۲۱	۱۸۷۷	۱۸۶۳	۹۹/۲۵
۱۲۲	۲۴۶۹	۲۴۷۶	۹۹/۷۲
۱۲۳	۱۵۱۳	۱۵۱۸	۹۹/۶۷
۱۲۴	۱۵۷۱	۱۶۱۹	۹۷/۰۴
۲۰۱	۱۹۹۸	۲۰۰۰	۹۹/۹۰
۲۰۲	۲۱۳۷	۲۱۳۶	۹۹/۹۵
۲۰۵	۲۵۹۲	۲۶۵۶	۹۷/۵۹
۲۰۷	۲۱۴۷	۲۳۳۲	۹۲/۰۷
۲۰۸	۲۹۴۵	۲۹۵۵	۹۹/۶۶
۲۰۹	۳۰۷۱	۳۰۰۵	۹۷/۸۰
۲۱۰	۲۷۰۴	۲۶۵۰	۹۷/۹۶
۲۱۲	۲۷۸۴	۲۷۴۸	۹۸/۶۹
۲۱۳	۳۲۴۰	۳۲۵۱	۹۹/۶۶
۲۱۴	۲۲۶۷	۲۲۶۲	۹۹/۷۸
۲۱۵	۳۵۴۹	۳۳۶۳	۹۴/۴۷
۲۱۹	۲۱۴۳	۲۲۸۴	۹۳/۸۳
۲۲۰	۲۰۴۱	۲۰۴۸	۹۹/۶۶
۲۲۱	۲۴۲۳	۲۴۲۷	۹۹/۸۴
۲۲۲	۲۵۱۳	۲۴۸۳	۹۸/۷۹
۲۲۳	۲۶۲۹	۲۶۰۵	۹۹/۰۸
۲۲۸	۱۹۹۷	۲۰۵۳	۹۷/۲۷
۲۳۰	۲۲۶۵	۲۲۵۶	۹۹/۶۰
۲۳۱	۱۵۶۵	۱۵۷۳	۹۹/۴۹
۲۳۲	۱۸۸۱	۱۷۸۰	۹۴/۳۳
۲۳۳	۳۲۶۴	۳۰۷۹	۹۳/۹۹

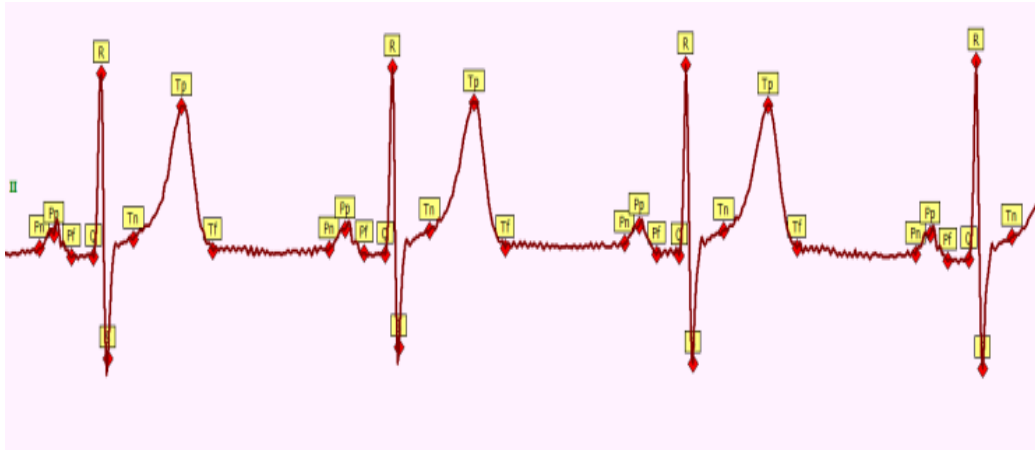
ECG: Electrocardiogram

نتایج الگوریتم «Pan-Tompkins» در تشخیص R، ۸۸/۹۶ درصد و «Tan و همکاران» ۹۵/۶ درصد گزارش شد (۱۰)؛ در حالی که صحت عملکرد الگوریتم پیشنهادی در تشخیص R، ۹۷/۱۸ درصد بود. در جدول ۱، نتایج آزمون الگوریتم بر روی پایگاه داده‌ی MIT-BIH (۱۳) و مقادیر ذکر شده در راهنمای داده‌ها برای QRS آورده شده است. همچنین در هیچ کدام از الگوریتم‌های پیش‌گفت، روش مشخص و دقیقی برای تشخیص P و T، ارایه نشده است. در شکل ۳، تصویر نقاط بحرانی تشخیص داده شده توسط نرم‌افزار Holter monitor، آورده شده است.

بحث

در این الگوریتم از روش مشتق‌گیری، که در میان الگوریتم‌های بلادرنگ، بیش‌ترین دقت را دارا است، استفاده شده است. در این الگوریتم تشخیص P و T بر پایه‌ی تشخیص صحیح Q، R و S بنا شده است. در صورتی که کمپلکس QRS با کمترین خطای ممکن تشخیص داده شود، می‌توان دقت الگوریتم تشخیصی P و T را بهبود بخشید.

در اکثر الگوریتم‌های بلادرنگ و حتی برون خط (Offline)، در موارد آغشتگی سیگنال به نویز یا آریتمی، خطای الگوریتم قابل ملاحظه می‌شود؛ در صورتی که در این الگوریتم با در نظر گرفتن دو مشتق متوالی بالاتر از آستانه، بررسی هم‌زمان فاصله‌ی R-R، تغییر آستانه‌ی مقایسه‌ی مشتق متناسب با تغییر فاصله از R قبلی، بررسی پهنای کمپلکس و ارتفاع R و الگوریتم جست و جوی پس‌رو، بسیاری از نقاطی که نادرست تشخیص داده می‌شوند، اصلاح می‌گردند.



شکل ۳. تشخیص نقاط ابتدایی، میانی و انتهای P، QRS و T در نرم‌افزار Holter monitor با الگوریتم پیشنهادی.

نتیجه تحلیل این سیگنال و وجود نرم‌افزاری با دقت و سرعت بالا از اهمیت بالایی برخوردار است. بیشتر روش‌های خودکار تحلیل سیگنال ECG، نیازمند تشخیص دقیق کمپلکس QRS هستند.

در این مقاله روش مشتق‌گیری بهینه برای تشخیص نقاط شاخص سیگنال قلبی به صورت بلادرنگ ارائه شده است که مزیت آن در مقایسه با سایر الگوریتم‌ها، تحلیل در حوزه‌ی زمان و در نتیجه بالا بردن سرعت و کاهش حجم محاسباتی است. ویژگی مهم دیگر این الگوریتم، بررسی شروط مختلف برای کاهش تعداد تشخیص‌های نادرست، به مانند روش تشخیص انسانی است. برای تعیین محدوده‌های مجاز تغییرات، به مراجع فیزیولوژی و راهنمایی متخصصان قلب و فیزیولوژی، استناد شده است.

از مزایای دیگر این الگوریتم می‌توان به تشخیص نقاط Q، R و S از روی سیگنال اصلی و P و T از روی سیگنال فیلتر شده، برای تشخیص تمام آریتمی‌ها، اشاره کرد.

در مجموع، الگوریتم پیشنهادی سریع و به اندازه‌ی کافی قابل اطمینان است و می‌تواند در نرم‌افزارهای

همچنین آستانه‌های تطبیقی و الگوریتم جست و جوی پس‌رو، امکان دنبال کردن تغییرات سریع سیگنال را فراهم می‌آورند. به دلیل استفاده از دو آستانه‌ی زمانی و دامنه‌ای، T یا P‌هایی که به دلیل نویز در صورت نبود این شرط، به عنوان QRS تشخیص داده می‌شوند، به دلیل فاصله‌ی نزدیک با R، با آستانه‌ی بزرگ‌تری مقایسه می‌شوند و دیگر به عنوان QRS شناسایی نمی‌گردند.

به دلیل یافتن نقطه‌ی ابتدایی، میانی و انتهایی موج‌های P و T، به صورت غیر مستقیم، شکل موج این بخش‌ها نیز مورد بررسی قرار گرفته است.

همچنین با بررسی شرط دامنه در مورد دو موج P و T، مشاهده شد که اثر نویزهایی که باعث بروز خطا می‌شوند، کاهش یافته است.

در روند یافتن P‌های پشت سر هم، به دلیل چند نقطه فاصله‌ی بین انتهای P قبلی و شروع P جدید، در صورتی که P دوفازی (Biphasic) یا دندان‌دار (Notched) شده باشد، به عنوان دو موج تشخیص داده نمی‌شود و تنها یک بار در شمارش به حساب می‌آید.

سیگنال الکتریکی قلب هر فرد، اطلاعات مهمی را از وضعیت قلب او در اختیار پزشک قرار می‌دهد؛ در

مهدی افتخاری، دکتر حمید شمس‌الکتابی و انجمن قلب، شاخه‌ی اصفهان به خاطر راهنمایی‌ها و حمایت‌های بی‌دریغشان تشکر کنند. این مقاله حاصل پایان‌نامه کارشناسی ارشد در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان بود.

زمان حقیقی برای تشخیص آریتمی‌های قلبی با دقت بالا به کار گرفته شود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان بر خود فرض می‌دانند که از دکتر سید

References

1. Ministry of Health and Medical Education. Cardiovascular disease is the commonest cause of death in the country. [Online]. 2010. Available from: URL:<http://www.behdasht.gov.ir/index.aspx?siteid=1&pageid=24979&newsview=12090>.
2. Jones SHA. ECG Success: Exercises in ECG interpretation. 1st ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company; 2007.
3. ECG- Rate with Irregular Rhythm. [Online]. Available from: URL:<http://medicalpblukm.blogspot.nl/2010/10/ecg-rate-with-irregular-rhythm.html>.
4. Besio WG, K Kota AK. Laplacian ECG moment of activation detection algorithm during pacing. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2004; 2: 948-51.
5. Faezipour M, Tiwari TM, Saeed A, Nourani M, Tamil LS. Wavelet-Based Denoising and Beat Detection of ECG Signal. Proceedings of the IEEE-NIH Life Science Systems and Applications Workshop; 2009 Apr 9-10; Bethesda, Maryland.
6. Zhang F, Lian Y. Wavelet and Hilbert transforms based QRS complexes detection algorithm for wearable ECG devices in wireless Body Sensor Networks. Proceedings of the International Biomedical Circuits and Systems Conference; 2009 Nov 26-28; Kent Ridge: Singapore.
7. Shyu LY, Wu YH, Hu W. Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the Holter ECG. IEEE Trans Biomed Eng 2004; 51(7): 1269-73.
8. Huang B, Wang Y. Detecting QRS Complexes of Two-Channel ECG Signals by Using Combined Wavelet Entropy. Proceedings of the 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering; 2009; Beijing, China.
9. Arzeno NM, Poon CS, Deng ZD. Quantitative analysis of QRS detection algorithms based on the first derivative of the ECG. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2006; 1: 1788-91.
10. Tan KF, Chan KL, Choi K. Detection of the QRS complex, P wave and T wave in electrocardiogram. Proceedings of the 1st International Conference on Advances in Medical Signal and Information Processing; 2000 Sept 4-6; Bristol, UK.
11. Pan J, Tompkins WJ. A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1985; 32(3): 230-6.
12. Hashemi SM. Setup A/D convertor in AT71SAM256. Journal of Microcontrollers 2009; 3: 22-4.
13. MIT-BIH arrhythmia database. [Online]. Available from: URL: www.Physionet.org/physiobank/database/mitdb/

Real-Time Detection of Fiducial Points on the Cardiac Electrical Signal

Amir Hossein Keyvanpour¹, Mohammad Reza Yazdchi PhD², Reihaneh Sadat Daneshmand³,
Omid Khoshniat Aram⁴

Abstract

Background: Using long-term electrocardiogram (ECG) recorders for diagnosing cardiac diseases is only feasible by using automatic algorithms. In order for algorithms to have such reliability, they should be able to precisely detect the critical points of the ECG signal.

Methods: This paper introduced a gradient-based algorithm to detect Q, R, S, P, and T points. This algorithm detects QRS-onset and QRS-offset, which are respectively the first and the last parts of QRS complex, by counting the number of threshold crossings of the slope signals. Fiducial points can then be found considering the obtained information about limitations of intervals, amplitudes and shape of the components, adaptive thresholds, and search-back algorithm. To use this algorithm in real-time telemonitoring, it is implemented on an ARM microprocessor which is fast and consumes a low amount of energy.

Findings: The algorithm was implemented on MIT-BIH ECG database. The accuracy of R-point detection was 97.18% in this database.

Conclusion: Since the developed algorithm is knowledge-based and sufficiently fast, it can be used in real-time software or ARM microprocessors to detect arrhythmias from ECG signals with considerably high performance.

Keywords: Heart arrhythmia, Real-time detection, ARM microprocessor, Echocardiogram critical points, Gradient-based method

¹ MSc Student, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

² Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

³ MSc Student, Department of Bioelectrical Engineering, School of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

⁴ Computer Engineer, Kavoshgaran Teb Kharazmi Corporation, Tehran, Iran

Corresponding Author: Reihaneh Sadat Daneshmand, Email: r.daneshmand@ut.ac.ir