

Determination and Detection of Heart Rate at the Heart's Electrical Signal for Telemedicine Applications

Delavar, M.R^{1*}, S.A. Hosseinpour², H.Hasani.Baferani³

1- Center of Excellent in Geospatial Engineering in Disaster Management, School of Surveying and Geospatial Engineering., College of Engineering., University of Tehran, Tehran, Iran.

2- GIS Dept., School of Surveying and Geospatial Engineering., College of Engineering., University of Tehran, Tehran, Iran.

3- Medical School, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

^{1*} mdelavar @ ut.ac.ir, ²s.alihosein.p@ut.ac.ir, and ³ drhasanibafrani@gmail.com

Corresponding author address: Mahmud reza Delavar, School of Surveying and Geospatial Engineering., College of Engineering., University of Tehran, Amirabad Street, Tehran, Iran.

Abstract- This research offers a novel approach for automatic heart rate detection using electrocardiogram (ECG) signal processing, which leads to be used in telemedicine applications. The electrocardiogram is a diagram of the electrical potential changes of the heart muscle that can be recorded at various points in the body. The recorded signals of the chest are widely used in telemedicine applications because of their ease of recording. The P, QRS, and T waves and also ST fragment are the main parts of this signal. The QRS wave represents the heart beat and has a special shape, which is different in each breast lead. This wave is made of three main points; Q, R, and S. The range of R and S points vary from one lead to another. This can facilitate the automatic determination of these points. Determining each of these points is as determining each of the heart beat bits. A number of studies have been undertaken in this context, most of which are based on digital signal processing and signal shape. One of the important methods in this field, is the use of wavelet coefficients. The previous research have often used the reported usual values for the domain, determined by QRS waveguide. Some new methods, that have used the artificial neural network, have their own complexity, while the ease of implementation of the algorithm in order to be used in telemedicine applications to save energy is one of the characteristics of the automatic algorithms. The previous research have also used a variety of data, most of which are from the Physionet.org site databases (PTBDB). The purpose of this research, is to offer a new method for the simpler signal processing in accordance to the shape of the employed lead signal. The proposed algorithm has some general preprocessing parts including import, reset, noise reduction, points and threshold limit setting of the signal whose main processing includes intersection line formation, location accurate of QRS and heart rate determination. The algorithm was implemented for 93 signals from the PTB Diagnostic ECG Database of the Physionet.org site, which eventually yielded Positive Predictively (P+) and sensitivity (Se) values of 100% and 99.95 % respectively. These values show that the offered algorithm has been more accurate, than those of the existing ones. Finally, the proposed algorithm is implemented on the Android.

Keywords- ECG signal, Heart Rate, Telemedicine, QRS.

تعیین و تشخیص ضربان قلب در سیگنال الکتریکی قلب برای کاربردهای پزشکی از راه دور

محمود رضا دلاور^{۱*}، سید علی حسین پور^۲، حسین حسینی بافرانی^۳

۱- * قطب علمی مهندسی نقشه برداری در مقابله با سوانح طبیعی، دانشکده مهندسی نقشه برداری و سیستم های اطلاعات مکانی، پردیس دانشکده

های فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

۲- دانشکده مهندسی نقشه برداری و سیستم های اطلاعات مکانی، پردیس دانشکده های فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۳- دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

^{1*} mdelavar@ut.ac.ir, ² s.alihosein.p@ut.ac.ir, ³ drhasanibafrani@gmail.com

* نشانی نویسنده مسئول: محمودرضا دلاور، تهران، امیرآباد، دانشگاه تهران، پردیس دانشکده های فنی، دانشکده مهندسی نقشه برداری و سیستم های اطلاعات مکانی.

چکیده - نوار قلب، تغییرات پتانسیل الکتریکی عضلات قلب را نشان می دهد. این سیگنال اطلاعات با ارزشی درباره وضعیت بیمار نظیر ضربان قلب را در اختیار پزشکان قرار می دهد. در سال های اخیر با توجه به پیشرفت فناوری های پزشکی از راه دور، تحلیل خودکار این سیگنال به منظور تعیین ضربان قلب موضوع تحقیقات زیادی بوده و الگوریتم های مختلفی برای این کار معرفی شده اند. این الگوریتم ها عموماً پیچیدگی های زیادی داشته و کمتر متناسب با شکل و ظاهر سیگنال لید مورد استفاده بوده اند. هدف اصلی این پژوهش ارائه الگوریتمی جدید، آسان، با پیچیدگی محاسباتی کم و متناسب با ویژگی های ظاهری سیگنال استفاده شده، جهت تعیین ضربان قلب و استخراج پیک S در قطعه QRS، به منظور استفاده در کاربردهای پزشکی از راه دور است. این الگوریتم برای ۹۳ سیگنال مختلف اشتقاق V2 پیاده سازی شده و خطای مثبت و منفی که نشان دهنده کارایی الگوریتم هستند، به ترتیب ۱۰۰٪ و ۹۹/۹۵٪ بدست آمده اند. در نهایت الگوریتم ارائه شده در قالب نرم افزار کاربردی اندرویدی پیاده سازی شده است.

واژه های کلیدی: سیگنال ECG، ضربان قلب، پزشکی از راه دور، QRS.

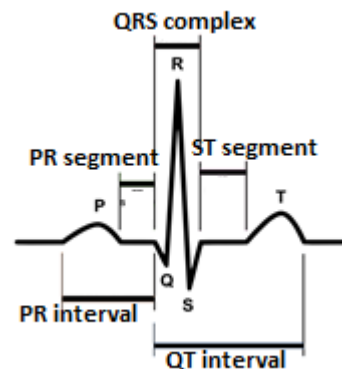
۱- مقدمه

و تحلیل خودکار ضربان قلب به کمک الگوریتم های پردازش سیگنال از جمله موارد مهم در سیستم های پزشکی از راه دور است [۳]، [۴]. نوار قلب شامل امواج P، QRS، T و قطعات ST و PR می باشد که به صورت متوالی تکرار می شوند و هر کدام نشان دهنده قسمتی از فعالیت قلب می باشند [۱]. قسمتی از سیگنال فوق در شکل ۱ نشان داده شده است.

سیگنال ECG می تواند در ۱۲ قسمت مختلف بدن ثبت شود که به هر کدام یک لید (اشتقاق) گفته می شود [۱]. اشتقاق های V1 تا V6 به لیدهای سینه ای معروف بوده که با نصب الکتروود روی قفسه سینه بدست می آیند [۵]، شکل ۲ محل هر کدام از لیدها را نشان می دهد. هر کدام از لیدهای ۱۲ گانه قسمتی از فعالیت های قلب را نشان می دهند [۱].

الکتروکاردیوگرام (سیگنال ECG)، نمودار ثبت شده تغییرات پتانسیل الکتریکی ناشی از تحریک عضلات قلب می باشد [۱]. مطالعه و تحلیل خودکار این سیگنال از اهمیت بالایی برخوردار است. پزشکان بوسیله این سیگنال بیماری ها و مشکلات قلبی را تشخیص می دهند [۲]. با استفاده از این سیگنال می توان ضربان قلب، احتمال وقوع آنفارکتوس قلبی، آریتمی های قلبی و بسیاری از موارد دیگر را تعیین نمود [۲]. ضربان قلب یکی از مهمترین داده هایی است که از نوار قلب بدست می آید و در تشخیص حالات بیمار به پزشک کمک می کند [۱]. ضربان قلب اساس انجام سایر پردازش های انجام شده روی نوار قلب مانند تشخیص آریتمی است. تشخیص

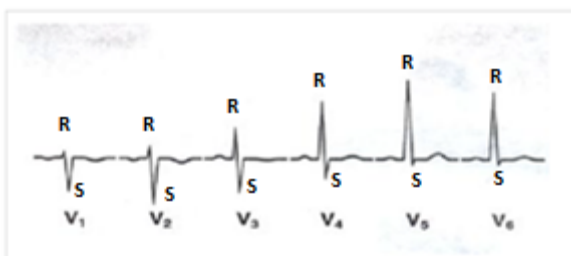
تشخیص و تعیین ضربان قلب به کمک نوار قلب می‌باشد. در سال‌های اخیر روش‌ها و الگوریتم‌های زیادی برای تعیین خودکار ضربان قلب ارائه شده است. ضربان قلب عموماً، با شمارش یا تخمین تعداد کمپلکس QRS در ۶۰ ثانیه تعیین می‌شود. لذا مشخص کردن مکان QRS و شمارش آن، کلید اصلی روش‌های ارائه شده می‌باشد. اغلب روش‌های ارائه شده برای تعیین ضربان قلب به کمک ECG از پایگاه داده‌های موجود در سایت physionet^۴ استفاده کرده‌اند و به ۶ دسته کلی زیر طبقه‌بندی می‌شوند [۶].



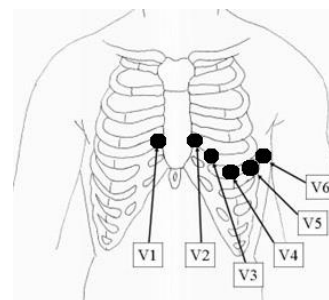
شکل ۱: قسمت‌های مختلف ECG [۱]

- روش‌های بر مبنای پردازش رقوم سیگنال^۵
- روش‌های بر مبنای سیستم‌های دانش مبنای^۶
- روش‌های بر مبنای سیستم‌های قانون مبنای^۷
- روش‌های بر مبنای سیستم‌های فازی^۸
- روش‌های بر مبنای شبکه عصبی مصنوعی^۹
- روش‌های بر مبنای سیستم‌های ترکیبی^{۱۰}

در این میان با توجه به تجارب عملی، اهمیت لیدهای سینه‌ای در کاربردهای پزشکی از راه دور، به دلیل امکان ثبت آسان‌تر، بیشتر است. حسگرهای بی‌سیم ثبت نوار قلب، بدون نیاز به قطعات سیمی بلند به راحتی روی سینه نصب شده و این لیدها را ثبت می‌نمایند. در کاربردهای پزشکی از راه دور معمولاً حسگرها مدت زمان کوتاهی از نوار قلب را در دوره‌های زمانی منظم ثبت و تحلیل می‌نمایند تا وضعیت بیمار را پایش کنند و حجم محاسبات و توان مصرفی را کاهش دهند.



شکل ۳: روند تغییرات R و S در لیدهای سینه‌ای [۲]



شکل ۲: مکان لیدهای سینه‌ای [۵]

نویسندگان در [۷]، QRS را به کمک پردازش موجک تعیین نمودند. تحقیق فوق شامل چهار مرحله اصلی و یک مرحله پیش پردازش بوده است. در آن تحقیق از پایگاه داده‌های PTB Diagnostic ECG Database (ptb-db) و MITBIH Arrhythmia سایت^{۱۱} physionet استفاده شده است. نویسندگان در [۸]، روشی بر مبنای محاسبه مشتق اول و الگوریتم Pan-Tompkins ارائه نمودند. در تحقیق فوق از پایگاه داده‌های ptb-db استفاده شده است. نویسندگان در [۹]، روشی بر پایه موجک دیوچی^{۱۲} و با استفاده از پایگاه داده MITBIH Arrhythmia ارائه نموده‌اند. روش ارائه شده در [۱۰]، بر مبنای بررسی نقطه به نقطه سیگنال و تعیین نقاط Q، R، و S بر اساس چهار حالت موجود برای کمپلکس QRS (R بلند S کوتاه، R دندان‌ه‌ای، R کوتاه S بلند و R خیلی کوتاه S بلند) قرار گرفته است. در تحقیق فوق از پایگاه داده MITBIH Arrhythmia استفاده شده است. نویسندگان در [۱۱]، QRS را با استفاده از طبقه‌بندی کننده^{۱۳} KNN^{۱۴} تعیین نمودند. ابزار مورد استفاده تحقیق مذکور برای طبقه‌بندی، گرادیان نقاط مختلف

اشتقاق‌های V1 تا V6 در ظاهر کمپلکس^۲ QRS متفاوت هستند [۳]. این موضوع در شکل ۳ نشان داده شده است. همانطور که در شکل ۳ قابل مشاهده است، اشتقاق V1 دارای R کوتاه و S بلند و اشتقاق V6 دارای R بلند و S کوتاه می‌باشند. از V1 به V6، ارتفاع R بلند و ارتفاع S کوتاه می‌شود [۲].

ضربان قلب یکی از موارد مهم در بررسی و تشریح وضعیت بیمار می‌باشد که می‌توان آن را با استفاده از هر یک از لیدهای سیگنال ECG محاسبه نمود. با توجه به کلیه موارد مذکور، ارائه الگوریتمی با پیچیدگی محاسباتی پایین به منظور تحلیل نوار قلب و اندازه‌گیری ضربان قلب به کمک بازه‌های کوتاه سیگنال ECG که در اشتقاق‌های سینه‌ای ثبت شده‌اند، برای کاربردهای پزشکی از راه دور، ضروری است. بنابراین، مسئله اصلی تحقیق پیش‌رو، چگونگی

خواهد شد. در نهایت با شمارش تعداد ضربان قلب و مشاهده مکان-های مشخص شده، دقت روش ارائه شده تعیین خواهد شد. در ادامه، در بخش ۲ الگوریتم پیشنهادی برای اندازه گیری ضربان قلب تشریح شده است. در بخش ۳ نتایج پیاده سازی الگوریتم ارائه شده و مقایسه آن با سه الگوریتم دیگر ارائه شده است. در پایان، در بخش ۴ نتیجه گیری و پیشنهادات تحقیقات آتی ارائه گردیده است.

۲- مواد و روش ها

همانطور که بیان شد، لید V2 سیگنال ECG دارای S بلند می باشد. از همین موضوع به عنوان کلید تشخیص پیک S در کمپلکس QRS و در نهایت تعیین ضربان قلب در این لید استفاده شده است. در شکل ۴ فلوجارت مراحل مختلف الگوریتم نشان داده شده است. در ادامه هر مرحله تشریح خواهد شد.

ابتدا سیگنال ECG وارد الگوریتم پیشنهادی می شود. مرحله دوم خود شامل سه قسمت است. ابتدا ترند سطحی از سیگنال حذف خواهد شد. انجام این مرحله به این دلیل است که برخی از سیگنال-ها در ظاهر کلی خود دارای تقعر، تحدب، صعود یا فرود هستند. شکل ۵ این موضوع را نشان می دهد. حذف ترند سطحی از سیگنال، تقاطع را آسان تر می کند. برای این منظور از یک چند جمله ای درجه دو مطابق با معادله ۱ استفاده می شود که به سیگنال برازش داده خواهد شد.

$$V = at^2 + bt + c \quad (1)$$

در این معادله، a ، b و c ضرایب مجهول، t زمان و V مقدار سیگنال به ازای هر زمان است. لازم به ذکر است که تقعر و تحدب سیگنال می تواند از درجات مختلفی باشد، اما سهم اصلی انحنای سیگنال از درجه دو است به همین دلیل از معادله ۱ استفاده شده است. ابتدا ضرایب مجهول با استفاده از روش کمترین مربعات و سرشکنی بر اساس معادلات ۲، ۳، ۴، ۵ و ۶ محاسبه می شوند.

$$A * X = B \quad (2)$$

$$A = \begin{bmatrix} t_1^2 & t_1 & 1 \\ \dots & \dots & \dots \\ t_n^2 & t_n & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

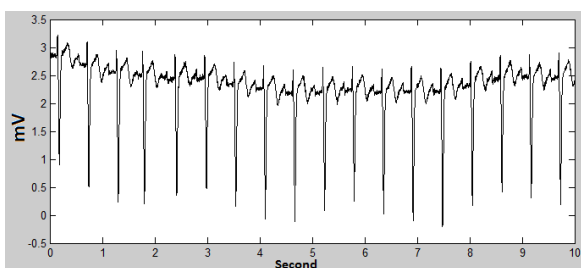
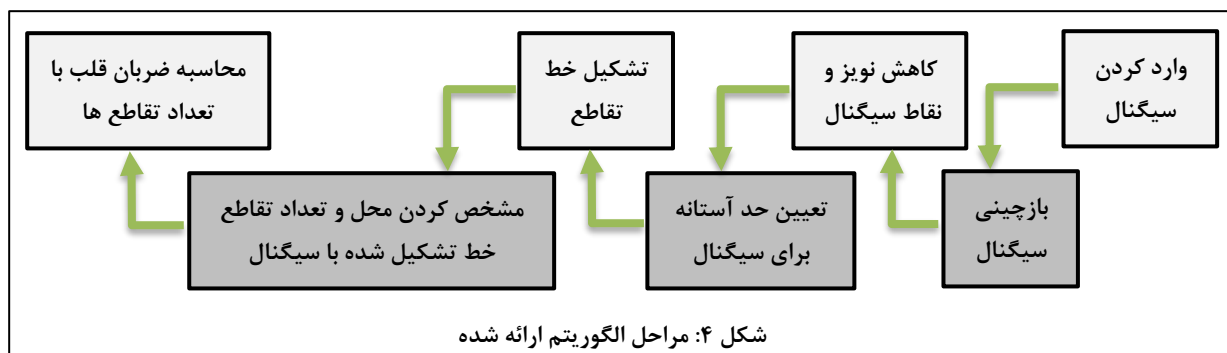
$$X = \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$B = \begin{bmatrix} V_1 \\ \dots \\ V_n \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$X = (A'A)^{-1}A'B \quad (6)$$

سیگنال بوده است. در تحقیق مذکور از پایگاه داده های CSE و MITBIH Arrhythmia استفاده شده است. روش ارائه شده در [۱۲] QRS را با استفاده از انتقال موجک پیوسته مشخص نمود. در تحقیق فوق از پایگاه داده MITBIH Arrhythmia استفاده شده است. معیار تحقیق مذکور برای تشخیص QRS، پراکندگی آماری و میانگین وزنی مقادیر سیگنال بوده است. نویسندگان در [۱۳] نیز الگوریتمی بر اساس تئوری انرژی شانون^{۱۰} ارائه نمودند. در تحقیق فوق لید های دوازده گانه ۸۴ سیگنال مختلف پایگاه داده ptb-db مورد آزمایش قرار گرفته است. در روش ارائه شده در [۱۴]، QRS به کمک ساختار ثابتی از عملگرهای شکل شناسی ریاضی استخراج شده است. این عملگرها به کمک حدود آستانه تعیین شده محدود شده اند. ساختار تعیین شده پس از کشف هر بیت جدید به روز شده و برای کشف بیت بعدی اقدام می نماید. نویسندگان در [۱۵] نیز به تعیین QRS با استفاده از انتقال موجک Haar پرداختند. روش آنها شامل سه مرحله انتقال موجک سیگنال، تعیین نقاط اصلی QRS و در نهایت تعیین نقطه R می باشد.

الگوریتم های ارائه شده در این زمینه، عموماً پیچیدگی های زیادی داشته و کمتر متناسب با شکل و ظاهر سیگنال بوده اند. استفاده از روش هایی مانند شبکه عصبی مصنوعی و پردازش موجک، اگرچه مستقل از نوع سیگنال عمل می نمایند، اما به همان اندازه پیچیدگی محاسبات و توان مصرفی را افزایش می دهند و همچنین به نمونه های بیشتری برای نتیجه گیری نیاز دارند، که این امر برای روش ها و دستگاه های پایش از راه دور بیمار در کاربردهای پزشکی از راه دور مناسب نیست. لذا هدف اصلی این پژوهش ارائه الگوریتمی جدید و آسان با پیچیدگی محاسباتی کم برای اندازه گیری ضربان قلب در لید V2 سینه ای با در نظر گرفتن شکل خاص کمپلکس QRS در این لید و تعیین موج S این کمپلکس برای بازه های کوتاه سیگنال ECG می باشد. لید V2 به عنوان نماینده لیدهای سینه ای که شکل خاصی در ظاهر دارد انتخاب شده است. چگونگی کاهش یا حذف نویز سیگنال و چگونگی استفاده از ظاهر کمپلکس QRS برای طراحی الگوریتم مورد نظر، سوالات این تحقیق می باشند. بهبود دقت الگوریتم پیشنهادی در تعیین تعداد ضربان قلب، به همراه کاهش پیچیدگی محاسباتی، فرضیه اساسی این تحقیق است. لذا خروجی مورد انتظار، دقت بالا و زمان پایین محاسبات روش پیشنهادی در تشخیص ضربان قلب می باشد. محدود کردن انواع مختلف سیگنال ECG به انواع موجود در پایگاه داده ptb-db سایت physionet، فرض این پژوهش است. سناریوی این تحقیق به این صورت است که سیگنال های ECG مختلف جمع آوری شده، برای تعیین ضربان قلب وارد الگوریتم ارائه شده می شوند و پس از آن ضربان قلب و مکان نقاط S برای هر کدام محاسبه



شکل ۵: نمونه ای از سیگنال. تعذر در ظاهر کلی سیگنال مشاهده می-شود.

در مرحله چهارم حدآستانه دیگری برای تشکیل خط تقاطع تعیین خواهد گردید. ابتدا خط ایزولاین تشکیل می شود. سپس سیگنال به چهار قسمت تقسیم می شود. طبق نظر متخصص بیماری های قلبی، حتی در سنین بالا نیز ضربان قلب به طور میانگین ۴۰ بار در دقیقه است. یعنی در هر ده ثانیه ۶ مرتبه و تقریباً هر دو ثانیه یک بار خواهد بود. بنابراین اگر سیگنال ۱۰ ثانیه ای ۴ قسمت شود، در هر قسمت حداقل ۱ ضربان وجود دارد (حتی اگر ضربان قلب ۳۰ بار در دقیقه هم باشد شرط بر قرار است). حال کمترین مقدار سیگنال در هر قسمت (به عبارتی یکی از پیک های S موجود در هر قسمت) محاسبه می شود. سپس اختلاف پتانسیل آن از خط ایزولاین محاسبه شده و درصدی از آن (با توجه به سیگنال های بررسی شده ۵۰٪) به عنوان نقاط مورد نظر انتخاب می شود. در مرحله پنجم این نقاط به هم وصل می شوند تا خط تشکیل شود. همچنین دو نقطه با پتانسیل اولین و آخرین نقطه پیدا شده، قبل ثانیه صفر و بعد ثانیه ده انتخاب می شود تا کل سیگنال پوشش داده شود. بنابراین تشکیل این خط به گونه ای است که از تقاطع خط با همه پیک های S اطمینان حاصل شود. در نهایت تقاطع خط تشکیل شده با سیگنالی که نقاط آن کاهش یافته بررسی شده و تعداد تقاطع محاسبه می شود. برای بررسی تقاطع از محاسبه دو دترمینان، مطابق با روابط ۷ و ۸ استفاده شده است [۱۷].

سپس به کمک این ضرایب، برای هر زمان، مقدار جدیدی برای سیگنال محاسبه خواهد شد. حال این مقدار از مقدار اصلی هر نقطه کم می شود تا علاوه بر حذف ترند درجه دوم، مقایر سیگنال به بازه ۱- تا ۱ نزدیک شود. در پایان، مقادیر سیگنال به توان سه می رسند تا اختلاف بین پیک های S و سایر نقاط سیگنال در قسمت های مختلف زیاد شود. این مقدار به صورت تجربی انتخاب شده است. در مرحله سوم، نویز سیگنال توسط فیلتر ساویتزکی- گولی [۱۶] حذف می شود. این فیلتر نوسانات ریز سیگنال را حذف می نماید. سپس نقاط سیگنال کاهش می یابد. منظور از کاهش نقاط، حذف نقاطی از سیگنال است که به شمارش پیک S لطمه نمی زنند. اگر به سیگنال ECG دقت کنیم، نقاط نزدیک به خط ایزولاین (خط میانگین سیگنال) فشرده تر هستند و نقاط نزدیک پیک های Q, P, R, S و T اختلاف پتانسیل بیشتری دارند. به عبارتی اختلاف پتانسیل برای نقاط نزدیک پیک ها بیشتر است. لذا می توان با یک آستانه گذاری نقاط زیادی را حذف کرد تا عمل تقاطع سریع تر باشد. برای این منظور اختلاف پتانسیل برای نقاط متوالی محاسبه می شود. چارک بالایی این مقادیر به عنوان حد آستانه انتخاب خواهد شد. سپس کاهش نقاط از نقطه دوم سیگنال به این ترتیب آغاز خواهد شد:

اگر اختلاف پتانسیل نقطه دوم با نقطه سوم بیش از حد آستانه باشد، نقطه نگهداشته شده در غیر این صورت حذف خواهد شد. سپس نقطه بعدی آزمایش شده تا زمانی که نقاط تمام شوند. لذا حدآستانه برای هر سیگنال متفاوت است و بر اساس مقادیر سیگنال تعیین می شود. این مرحله می تواند حذف شود. اما وجود آن، تعداد نقاط سیگنال را به یک دهم تعداد اولیه کاهش می دهد لذا مرحله تقاطع را تسریع می نماید.

همان طور که از نتایج جدول ضمیمه ۱ قابل مشاهده است، الگوریتم برای همه سیگنال‌های انتخابی به جز یک مورد و آن هم با اختلاف بسیار کم موفق عمل کرده است.

این درحالی است که نتایج الگوریتم ارائه شده در [۷] بر اساس گزارشات آن مطابق جدول ۲ می باشد. به منظور مقایسه، نیم ساعت از دو سیگنال استفاده شده در [۷] (P024/s0083Ire و P027/s0089Ire) با الگوریتم ارائه شده آزمایش شده و برای این سیگنال‌ها دو پارامتر $p+$ و se برای هر دو ۱۰۰٪ بدست آمده است. بررسی نتایج الگوریتم ارائه شده در [۱۳] بر اساس گزارشات آن برای لید $V2$ نشان می‌دهد که به طور میانگین در این تحقیق، پارامترهای Se ، $p+$ و $95/99$ ، $p+$ و $97/99$ بوده است. برای مقایسه نتایج، این سیگنال‌ها نیز در یک بازه ۲ دقیقه ای توسط الگوریتم ارائه شده مورد آزمایش قرار گرفتند که هر دو پارامتر Se و $p+$ برای آنها ۱۰۰ بدست آمد. نتایج الگوریتم ارائه شده، برای یک دقیقه از ۶ سیگنالی که به منظور مقایسه با تحقیقات [۷] و [۱۳] آزمایش شده‌اند، در ضمیمه ۲، شکل ۸ آمده است.

در شکل ۸، نقاط S کشف شده برای هر سیگنال توسط الگوریتم ارائه شده با علامت + نمایش داده شده است. همانطور که ملاحظه می شود، همه نقاط مورد نظر کشف شده و نقطه‌ای از قلم نیفتاده یا اشتباه کشف نشده است. در نهایت مقایسه‌ای بین نتایج پژوهش حاضر و پژوهش‌های [۷]، [۱۳]، و [۱۹] صورت گرفته که به صورت خلاصه در جدول ۳ گزارش شده است.

پس از پیاده‌سازی و ارزیابی روش ارائه شده در نرم‌افزار Matlab، یک اپلیکیشن کاربردی گوشی‌های همراه اندرویدی نیز ساخته شده است که با استفاده از همین روش ضربان قلب را محاسبه می‌کند. این نرم افزار سیگنال ارسالی از یک فرستنده مانند لپ‌تاپ را از طریق WiFi دریافت کرده و مطابق روش ارائه شده، ضربان قلب آن را محاسبه می‌کند. برای ارزیابی این نرم‌افزار، سیگنال‌های اخذ شده از پایگاه داده PTB در لپ‌تاپ قرار داده می‌شوند. سپس لپ‌تاپ و گوشی همراه به یک نقطه دسترسی WiFi متصل می‌شوند. در مرحله بعد سیگنال انتخابی با استفاده از نرم‌افزار IntelliJ Idea ارسال شده و در نرم افزار کاربردی ساخته‌شده دریافت و پردازش می‌شود. در آخر برای سیگنال ارسال شده، پیک S امواج QRS مشخص شده و ضربان قلب به کاربر نشان داده می‌شود. شکل ۷ مرحله دریافت سیگنال و نمایش خروجی‌ها را برای یک نمونه از سیگنال ECG نشان می‌دهد.

$$d1 = \begin{bmatrix} t1 & V1 & 1 \\ t2 & V2 & 1 \\ t3 & V3 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$d2 = \begin{bmatrix} t1 & V1 & 1 \\ t2 & V2 & 1 \\ t4 & V4 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

در روابط ۷ و ۸، پارامترهای با اندیس ۱ و ۲ نقاط ابتدا و انتهای خط اول (خط تشکیل شده) و پارامترهای با اندیس ۳ و ۴ نقاط ابتدا و انتهای خط دوم (سیگنال نوار قلب) می‌باشند. t و V زمان و مقدار برای هر نقطه از سیگنال است. اگر حاصلضرب دو دترمینان منفی باشد، دو خط متقاطع هستند. در نهایت، تعداد تقاطع‌ها دو برابر تعداد کمپلکس‌های QRS یا ضربان قلب در بازه زمانی سیگنال خواهد بود. برای یافتن نقطه S کافی است مینیمم مطلق سیگنال برای یک همسایگی مشخص (یک بازه به طول ۲۰ نقطه) از محل تقاطع‌ها محاسبه شود.

به منظور تعیین کارایی الگوریتم ارائه شده، فاکتورهای نرخ پیش بینی مثبت^{۱۷} (خطای مثبت) و نرخ حساسیت^{۱۸} (خطای منفی) مطابق معادلات ۹ و ۱۰ تعریف شده اند [۱۸]:

$$p+ = \frac{TP}{TP + FP} * 100 \quad (9)$$

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} * 100 \quad (10)$$

در این معادلات TP ، پیک‌های S درست تشخیص داده شده، FN ، پیک‌های S تشخیص داده نشده و FP ، پیک‌هایی که اشتباه تشخیص داده شده‌اند می باشند.

۳- یافته‌ها

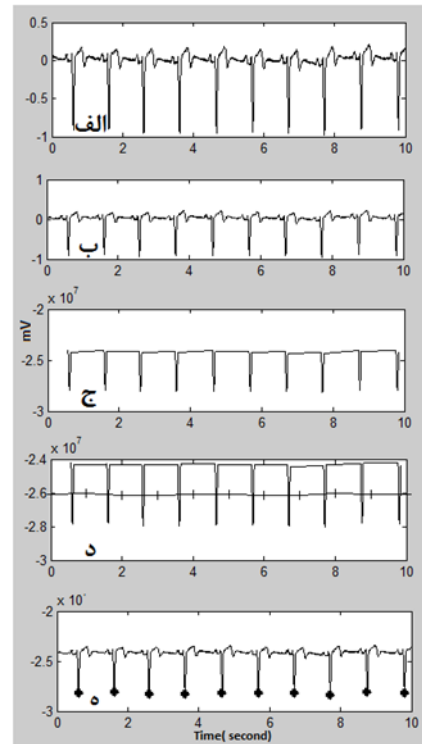
برای پیاده سازی این الگوریتم از پایگاه داده PTB Diagnostic ECG Database استفاده شده است. پیاده سازی این الگوریتم برای ده ثانیه از ۸۷ لید $V2$ نوار قلب‌های مختلف که به صورت تصادفی انتخاب شده اند، انجام شده است. خروجی مراحل مختلف الگوریتم برای لید $V2$ نوار قلب یک نمونه از سیگنال در شکل ۶ نشان داده شده است.

جدول ۱ تعدادی از نتایج پیاده سازی را برای لید $V2$ سیگنال‌های مختلف نشان می‌دهد. این سیگنال‌ها به طور تصادفی از پایگاه داده PTB-DB انتخاب شده اند و متعلق به افراد مختلفی که سالم بوده یا دچار آنفراکتوس میوکارد یا بیماری‌های قلبی دیگری شده‌اند، می‌باشد. سایر نتایج پیاده‌سازی در ضمیمه ۱ گزارش شده است.

جدول ۳: مقایسه نتایج الگوریتم ارائه شده و الگوریتم های [۷]، [۱۳] و

[۱۹]

الگوریتم	تعداد سیگنال مورد استفاده	پایگاه داده استفاده شده	Se(%)	P+(%)
الگوریتم ارائه شده	۹۳	PTB Diagnostic ECG Database (PTBDB)	۹۹/۹۵	100
[7]	۵	PTB Diagnostic ECG Database (PTBDB)	۹۹/۸۴	۹۹/۹۲
[13]	۸۴	PTB Diagnostic ECG Database (PTBDB)	۹۹/۹۵	۹۹/۹۷
[19]	48	MIT/BIH	۹۹/۷۶	۹۹/۵۶



شکل ۶: خروجی مراحل مختلف الگوریتم برای لید V2 سیگنال s0090. الف. سیگنال ورودی اصلی. ب. سیگنال بازچینی شده. ج. سیگنال فیلتر شده و کاهش داده شده. د. خط ساخته شده و تقاطع آن با سیگنال فیلتر شده و کاهش داده شده. ه. نقاط S تشخیص داده شده برای هر کمپلکس QRS که با + نشان داده شده است.

جدول ۱: نتایج پیاده سازی الگوریتم ارائه شده

Case	TP	FN	FP	Se	P+	Acc
s0010	13	0	0	100	100	100
s0015	13	0	0	100	100	100
s0016	13	0	0	100	100	100
s0021	16	0	0	100	100	100
s0037	10	0	0	100	100	100

جدول ۲: نتایج پیاده سازی الگوریتم ارائه شده در [۷]

case	TP	FN	FP	P+(%)	Se(%)
P024/s0083lre	7662	30	0	100	۹۹/۶
P117/s0291lre	8040	0	0	100	100
P007/s008lre	9339	21	2	100	۹۹/۸
P041/s0130lre	7680	0	9	۹۹/۸	100
P027/s0089lre	10058	22	6	۹۹/۹	۹۹/۸

۴- بحث و نتیجه گیری

همانطور که ذکر شد ضربان قلب یکی از علائم حیاتی مهم در پایش وضعیت بیماران، مخصوصاً بیماران قلبی می باشد. در سال های اخیر اندازه گیری و کنترل این عامل به صورت خودکار و از راه دور



شکل ۷: اپلیکیشن طراحی شده: الف- دریافت سیگنال ب- نمایش خروجی ها، محل تقاطع ها و تعیین ضربان قلب

برای پایش بیماران در کاربردهای پزشکی از راه دور یکی از چالش های اساسی بوده است. تعداد ضربان قلب در یک دقیقه می تواند با شمارش تعداد امواج QRS در سیگنال ECG محاسبه شود. لذا الگوریتم های پردازش سیگنال متعددی برای این منظور پیشنهاد شده است. هر یک از این الگوریتم ها ویژگی هایی داشته و با استفاده از داده های متنوعی آزمایش شده اند. سیگنال ECG می تواند در ۱۲ لید مختلف ثبت شود که مهمترین آنها برای کاربردهای پزشکی از راه دور، از نظر امکان ثبت، لیدهای سینه ای می باشند. این لیدها ویژگی های ظاهری متنوعی داشته که می توان از آنها در تعیین و تشخیص QRS استفاده نمود. بلند بودن دامنه در نقطه S در لید V2 یکی از این ویژگی ها است که در لید V2 ثابت است. لذا با کشف این نقطه می توان تعداد ضربان قلب را محاسبه نمود.

در این پژوهش هدف اندازه گیری خودکار ضربان قلب و مکان ضربان ها است. الگوریتم ارائه شده برای این منظور شامل ۷ مرحله بوده که مرحله بازچینی سیگنال در آن از اهمیت بالایی برخوردار

- in *Computer and Communication Engineering*, vol. 3, no. 5, pp. 6544–6546, 2014.
- [4] P. Sundaram, "Patient monitoring system using android technology," *International Journal of Computer Science and Mobile Computing*, vol. 2, no. 5, pp. 191–201, 2013.
- [5] J. Francis, "ECG monitoring leads and special leads," *Indian pacing and electrophysiology journal*, vol. 16, no. 3, pp. 92–95, 2016.
- [6] D. E. Upasani and R. D. Kharadkar, "Automated ECG Diagnosis," *IOSR Journal of Engineering*, vol. 2, no. 5, pp. 1265–1269, 2012.
- [7] S. Banerjee, R. Gupta, and M. Mitra, "Delineation of ECG characteristic features using multiresolution wavelet analysis method," *Measurement*, vol. 45, no. 3, pp. 474–487, 2012.
- [8] A. A. Sokolova, N. S. Pyko, S. A. Pyko, Y. D. Uljanitsky, and O. M. Andreeva, "Analysis of QRS detection algorithms barely sensitive to the QRS shape," in *Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIconRus), 2017 IEEE Conference of Russian*, 2017, pp. 738–740.
- [9] S. Z. Mahmoodabadi, A. Ahmadian, and M. D. Abolhasani, "ECG feature extraction using Daubechies wavelets," in *Proceedings of the fifth IASTED International conference on Visualization, Imaging and Image Processing*, 2005, pp. 343–348.
- [10] C.-L. Chen and C.-T. Chuang, "A QRS detection and R point recognition method for wearable single-lead ECG devices," *Sensors*, vol. 17, no. 9, p. 1969, 2017.
- [11] I. Saini, D. Singh, and A. Khosla, "QRS detection using K-Nearest Neighbor algorithm (KNN) and evaluation on standard ECG databases," *Journal of advanced research*, vol. 4, no. 4, pp. 331–344, 2013.
- [12] M. Yochum, C. Renaud, and S. Jacquir, "Automatic detection of P, QRS and T patterns in 12 leads ECG signal based on CWT," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 25, pp. 46–52, 2016.
- [13] H. Beyramienanlou and N. Lotfivand, "Shannon's energy based algorithm in ECG signal processing," *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2017, 2017.
- [14] S. Yazdani and J.-M. Vesin, "Adaptive mathematical morphology for QRS fiducial points detection in the ECG," in *Computing in Cardiology Conference (CinC), 2014*, 2014, pp. 725–728.
- [15] B. Zhang, L. Sieler, Y. Morère, B. Bolmont, and G. Bourhis, "A Modified Algorithm for QRS Complex Detection for FPGA Implementation," *Circuits, Systems, and Signal Processing*, pp. 1–23, 2017.
- [16] S. J. Orfanidis, *Introduction to signal processing*. Prentice-Hall, Inc., 1995.
- [17] M. F. Worboys and M. Duckham, *GIS: A Computing Perspective, Second Edition*, 2 edition. Boca Raton, Fla: CRC Press, 2004.
- [18] P. Phukpattaranont, "QRS detection algorithm based on the quadratic filter," *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 11, pp. 4867–4877, 2015.
- [19] J. Pan, W. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. 32, no. 3, pp.230-236 , 1985.
- است. حدود آستانه این الگوریتم بر اساس خود سیگنال تعیین می-شود. عامل مذکور، شکل ظاهری خاص QRS در این لید و انتخاب تصادفی نمونه‌ها، باعث عمومیت داشتن و استقلال نتایج خواهد شد. این الگوریتم برای ۹۳ سیگنال مختلف پیاده‌سازی شده و در مجموع فاکتور Se و P+، که نشان دهنده کارایی الگوریتم هستند، برحسب درصد به ترتیب ۹۹/۹۵ و ۱۰۰ بدست آمده است. یکی از اهداف ارائه این الگوریتم، کاهش پیچیدگی محاسباتی بوده که نتایج، دستیابی به آن را نشان می‌دهد. بیشترین زمان لازم برای انجام پردازش روی یک سیگنال ۱/۴ ثانیه بوده است که به نظر برای کاربردهای پزشکی از راه دور مناسب می‌آید. از این نظر الگوریتم‌های ارائه شده کمتر مقایسه شده‌اند. لذا سرعت بالا و پیچیدگی پایین از ویژگی‌های این الگوریتم و نوآوری‌های تحقیق انجام شده است. همچنین نتایج با دو تحقیق دیگر که منبع اطلاعات یکسانی داشته و در همین موضوع ارائه شده‌اند، مطابق با جدول (۳) مقایسه شده که نتایج نشان می-دهد، این الگوریتم موفق‌تر عمل نموده است. همچنین این الگوریتم با کمی تغییر می‌تواند برای سایر لیدهای سینه‌ای که اهمیت بالایی در کاربرد های پزشکی از راه دور دارند، مورد استفاده قرار گیرد. بنابراین فرضیه اساسی این پژوهش، که افزایش یا برابری دقت الگوریتم پیشنهادی در تعیین تعداد ضربان قلب، نسبت به سایر روش‌های پیشنهاد شده به همراه کاهش پیچیدگی محاسباتی است، تایید شده و متعاقباً خروجی‌های مورد نظر آن دریافت شده‌اند. در این تحقیق روشی مناسب برای کاهش نویز سیگنال بررسی و انتخاب شده است. الگوریتم ساویتزکی-گولی برای این منظور مناسب می-باشد. لذا به سوالات این تحقیق نیز پاسخ داده شده است. این الگوریتم در قالب یک اپلیکیشن اندرویدی نیز طراحی و پیاده‌سازی شده است.
- به عنوان تحقیقات آتی، پیشنهاد می‌شود که این الگوریتم برای سایر لیدهای سینه‌ای، سایر پایگاه داده‌های سایت physionet و تعداد بیشتری از نمونه‌ها به همراه سایر روش‌های معمول هم در بستر نرم افزارهای محاسباتی نظیر MATLAB و هم در بستر نرم افزارهای کاربردی گوشی‌های همراه و گجت‌های هوشمند پیاده‌سازی و مقایسه شود تا کارایی عملی آن بیشتر مشخص شود.

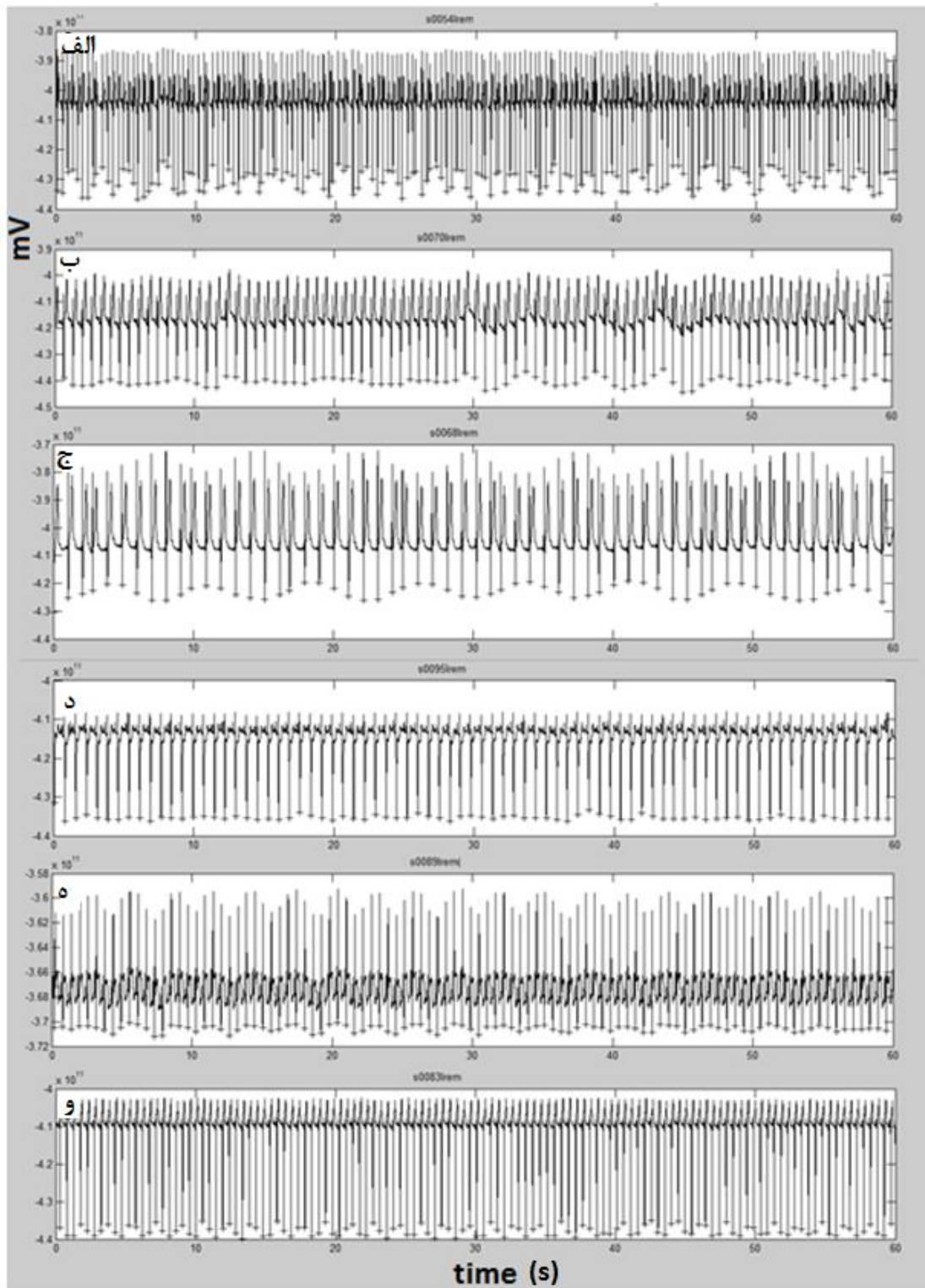
مراجع

- [1] G. Ramesh, D. D. Satyanarayana, and M. Sailaja, "Automatic Detection of Cardiac Arrhythmia through ECG Signal Analysis : A Review *," 2017.
- [2] M. Gertsch, *The ECG: a two-step approach to diagnosis*. Springer Science & Business Media, 2004.
- [3] M. Navale, S. Damare, R. Chavan, R. Dube, and S. Patil, "Android Based Heart Monitoring and Reporting System," *International Journal of Advanced Research*

جدول ۴: نتایج پیاده سازی الگوریتم ارائه شده

s0196	s0159	s0152	s0146	s0143	s0142	s0112	Case	s0101	s0093	s0036	s0031	s0029	s0028	s0027	s0025	s0022	Case
11	10	11	14	15	15	12	TP	11	8	16	16	13	10	13	18	14	TP
0	0	0	0	0	0	0	FN	0	0	0	0	0	0	0	0	0	FN
0	0	0	0	0	0	0	FP	0	0	0	0	0	0	0	0	0	FP
100	100	100	100	100	100	100	Se	100	100	100	100	100	100	100	100	100	Se
100	100	100	100	100	100	100	P+	100	100	100	100	100	100	100	100	100	P+
100	100	100	100	100	100	100	Acc	100	100	100	100	100	100	100	100	100	Acc
s0382	s0380	s0330	s0326	s0321	s0290	s0274	Case	s0272	s0270	s0058	s0056	s0054	s0051	s0049	s0047	s0046	Case
9	14	15	14	12	10	16	TP	16	11	15	13	15	13	15	19	14	TP
0	0	0	0	0	0	0	FN	0	0	0	0	0	0	0	0	0	FN
0	0	0	0	0	0	0	FP	0	0	0	0	0	0	0	0	0	FP
100	100	100	100	100	100	100	Se	100	100	100	100	100	100	100	100	100	Se
100	100	100	100	100	100	100	P+	100	100	100	100	100	100	100	100	100	P+
100	100	100	100	100	100	100	Acc	100	100	100	100	100	100	100	100	100	Acc
s0534	s0533	s0532	s0531	s0527	s0506	s0504	Case	s0503	s0486	s0090	s0082	s0078	s0077	s0071	s0070	s0068	Case
7	7	8	8	9	13	9	TP	13	13	10	12	9	12	13	14	11	TP
0	0	0	0	0	0	0	FN	0	0	0	0	0	0	0	0	0	FN
0	0	0	0	0	0	0	FP	0	0	0	0	0	0	0	0	0	FP
100	100	100	100	100	100	100	Se	100	100	100	100	100	100	100	100	100	Se
100	100	100	100	100	100	100	P+	100	100	100	100	100	100	100	100	100	P+
100	100	100	100	100	100	100	Acc	100	100	100	100	100	100	100	100	100	Acc

s0529	s0528	s0505	s0500	s0499	s0054	s0552	s0266	s0264
15	14	12	10	12	15	12	11	12
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0
100	100	100	100	100	100	100	100	100
100	100	100	100	100	100	100	100	100
100	100	100	100	100	100	100	100	100
s0535	s0530	s0513	s0512	s0511	s0510	s0509	s0507	s0384
10	14	14	9	7	11	10	12	8
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0
100	100	100	100	100	100	100	100	100
100	100	100	100	100	100	100	100	100
100	100	100	100	100	100	100	100	100
s0394	s0548	s0537	s0547	s0542	s0539	s0526	s0551	s0543
12	14	12	15	9	10	13	12	13
0	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0
100	93.3	100	100	100	100	100	100	100
100	100	100	100	100	100	100	100	100
100	93.3	100	100	100	100	100	100	100



شکل ۸: نتایج الگوریتم ارائه شده، برای یک دقیقه از ۶ سیگنالی که به منظور مقایسه آزمایش شده اند. ضربان تشخیص داده شده با علامت + مشخص شده است.

الف- s0054 - ب- s0070 - ج- s0054 - د- s0095 - ه- s0089 - و- s0083

زیر نویس ها:

- ¹ Electrocardiogram
- ² Telemedicine
- ³ complex
- ⁴ Physionet.org
- ⁵ Digital signal processing
- ⁶ Knowledge based system
- ⁷ A Rule-based system
- ⁸ Fuzzy Expert system
- ⁹ Artificial Neural Networks
- ¹⁰ Hybrid system
- ¹¹ Physionet.org
- ¹² DAUBECHIE
- ¹³ Classifier
- ¹⁴ K-Nearest Neighbor
- ¹⁵ Shannon's Energy
- ¹⁶ Savitzky-Golay
- ¹⁷ Positive Predictive
- ¹⁸ Sensitivity