

# تشخیص و تخمین تغییرات موج T با استفاده از تحلیل چندلیدی سیگنال ECG

مریم ستارپور و بابک محمدزاده اصل

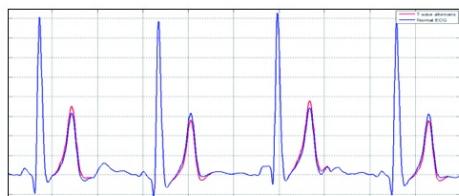
گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

## چکیده

وجود تغییرات الکتریکی در مرحله دیپلاریزاسیون سیکل قلبی با افزایش خطر آریتمی‌های بطنی و مرگ قلبی ناگهانی ارتباط مستقیمی دارد، بنابراین تشخیص و ارزیابی این تغییرات، که تغییرات موج T (TWA) نام‌گذاری شده‌اند، می‌تواند امکانات جدیدی را در اختیار پزشکان قرار دهد. با این حال تشخیص صحیح TWA بهدلیل دامنهٔ سیار کوچک آن (گاهی کوچک‌تر از سطح نوفه) و ادغام شدن با نویزهای بیولوژیکی نظیر حرکت الکتروودها، فعالیت ماهیچه‌ها و تنفس همواره با مشکلاتی مواجه است. ما در این مقاله برای تشخیص تغییرات موج T برخلاف روش‌های متداول، از یک روش چندلیدی استفاده کردیم. روش پیشنهادی ابتدا تبدیل تحلیل مؤلفه‌های اساسی را به سیگنال‌های پیش‌پردازش شده اعمال می‌کند؛ سپس با اعمال روش همبستگی به داده‌های تبدیل بافتۀ تغییرات موج T را تشخیص می‌دهد. این روش علاوه‌بر تشخیص صحیح تغییرات موج T، برخلاف سایر روش‌های موجود، مکان وقوع تغییرات را نیز تشخیص می‌دهد.

وازگان کلیدی: تغییرات موج T، روش طیفی، روش همبستگی، مرگ قلبی ناگهانی.

استفاده از دیفیریلانتورهای قلبی قابل کاشت (ICD)<sup>۱</sup>) است که یک روش بهطور کامل تهاجمی با هزینه بالاست. آمار نشان می‌دهد که بهمنظور حفظ جان یک بیمار از SCD دیفیریلانتور برای هجده بیمار تجویز می‌شود، یعنی با این معیار ICD برای بیمارانی نیز توصیه شده است، که نیاز ضروری به آن ندارند، در نتیجه این معیار از نظر اقتصادی مقرن به صرفه نیست (موناستریو و همکاران، ۲۰۱۱). بنابراین باید بدنبال راه حل مناسب‌تری برای پیش‌بینی افراد در معرض خطر این بیماری بود.



(شکل-۱): سیگنال طبیعی شبیه‌سازی شده ECG، سیگنال در حضور تغییرات موج T

## ۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی مهم‌ترین عامل مرگ و میر در کشورهای توسعه‌یافته و در حال توسعه می‌باشند. بخش عمده‌ای از این مرگ‌ها بهصورت ناگهانی و در بازه کوتاهی پس از شروع اولین علایم- که ارتباط مستقیمی با آریتمی‌های بطنی دارد- اتفاق می‌افتد؛ (موناستریو و همکاران، ۲۰۱۱) که از آنها به مرگ قلبی ناگهانی (SCD<sup>۲</sup>) یاد می‌شود. SCD نتیجهٔ مستقیم ایست قلبی است که عبارت است از مرگ طبیعی ناشی از علل قلبی در فردی که ممکن است بیماری شناخته شده قلبی داشته باشد؛ اما زمان و نحوه مرگ در او غیرمنتظره باشد، به‌گونه‌ای که ظرف یک ساعت از شروع علایم حاد، هوشیاری وی بهطور ناگهانی از بین بود و در ظرف چند دقیقه مرگ کامل عارض شود. آمار بالای میزان مرگ و میر ناشی از SCD، تلاش برای کاهش تلفات ناشی از آن را توجیه می‌کند (ماروگاتا و همکاران، ۱۹۹۹). امروزه مؤثرترین راه برای جلوگیری از این عارضه

اساسی<sup>۷</sup>) و تجزیه مقادیر منفرد (SVD<sup>۸</sup>) برای تحلیل تغییرات موج T، روش‌های ترکیبی برای اندازه‌گیری و تشخیص تغییرات موج T (وان و همکاران، ۲۰۱۳) به کار گرفته شده‌اند.

این الگوریتم‌ها به‌طور کلی دارای سه مرحله پیش‌پردازش، کاهش داده‌ها و تشخیص تغییرات موج T می‌باشند.

هدف مرحله پیش‌پردازش، مناسب‌کردن ECG اخذشده برای مراحل بعدی است. از کارهای ضروری در این مرحله می‌توان به دیجیتال‌کردن سیگنال ECG، فیلتر کردن خطی پایین‌گذر برای حذف نویه‌های خارج از باند، حذف انحرافات خط مبدا، تشخیص QRS و قطعه‌بندی و فیلتر کردن قطعه ST-T اشاره کرد.

در مرحله کاهش داده‌ها تعداد سری‌های دوره به دوره (کمپلکس‌های ST-T که برای هر دوره قلبی به صورت مجرأ استخراج شده‌اند) برای پردازش کاهش خواهد یافت، در حالی که اطلاعاتی که حاوی TWA هستند، حفظ شوند. این کار با حذف قسمت‌های اضافه سیگنال انجام می‌شود.

مهم‌ترین بلوک در سامانه بالا بلوک تشخیص تغییرات موج T است که الگوریتم مورد نظر به منظور آشکارسازی تغییرات موج T در این مرحله اعمال می‌شود و به‌طور کلی متشکل از دو بخش تشخیص و تخمین (شامل تخمین دامنه و تخمین شکل موج تغییرات) است (مارتیز و همکاران، ۲۰۰۵).

اصلی‌ترین نقطه ضعف روش‌های موجود، عملکرد ضعیف آنها در حضور نویه‌های با دامنه بالا و تشخیص ناصحیح تغییرات با دامنه‌های کوچک است. علاوه‌بر این برخی از روش‌ها دامنه TWA را اندازه‌گیری می‌کنند اما شکل موج TWA را تخمین نمی‌زنند. مطلوب است که تخمین صحیحی از شکل موج تغییرات حاصل آید؛ زیرا پژوهش‌ها نشان داده است که توزیع TWA روی کمپلکس ST-T بیان‌گر وجود خطر آریتمی‌های بطنی است (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۹).

اکثر روش‌هایی که تاکنون برای تحلیل تغییرات موج T ارائه شده‌اند، از یک لید سیگنال ECG استفاده می‌نمایند. هدف این مقاله این است که با به‌کارگیری روش‌های چندلیدی نظیر تحلیل مؤلفه‌های مستقل (PCA) و ترکیب اطلاعات لیدهای مختلف نتایج بهتری کسب نماید. در این

امروزه مطالعات نشان می‌دهد، یکی از نویدبخش‌ترین روش‌های غیرتهراجمی برای این منظور، بررسی تغییرات موج T<sup>۱</sup> است، که در مقایسه با ICD یک آزمایش ارزان‌تر است و حساسیت بالایی دارد. تغییرات موج T که گاهی تغییرات ریلاریزاسیون نیز نامیده می‌شود، پدیده‌ای است که در ECG به صورت نوسانات سازگار و یک در میان در قطعه ST-T تعریف می‌شود. شکل (۱) تغییرات موج T را در یک سیگنال شبیه‌سازی شده نشان می‌دهد. از آنجایی که دامنه TWA در حد میکروولت است و در سیاری از موارد این تغییرات کوچک‌تر از سطح نوفه می‌باشد، گاهی تشخیص این تغییرات بسیار دشوار است. تاکنون الگوریتم‌های مختلفی برای تشخیص تغییرات موج T پیشنهاد شده است. نخستین مطالعات در زمینه TWA در سال ۱۹۸۱ منتشر شد. پس از آن در سال ۱۹۸۸ روش طیفی (SM<sup>۲</sup>) توسط Smith و همکارانش ارائه شد (اسمیت و همکاران، ۱۹۸۸). در سال ۱۹۹۱ روش دمودلاسیون مختلط<sup>۳</sup> توسط Nearing و Verrier به عنوان جایگزینی برای روش طیفی پیشنهاد شد (نیرینگ و همکاران، ۱۹۹۱). در سال ۱۹۹۷ یک رویکرد به‌نسبه متفاوت از حوزه زمان توسط Burattini و Coworkers تحت عنوان روش همبستگی (CM<sup>۴</sup>) ارائه شد (بوراتینی و همکاران، ۱۹۹۷). در سال ۲۰۰۲ Strumillo و Ruto استفاده از نقشه‌های پوآنکاره (Poincare map) را برای تحلیل تغییرات موج T به کار گرفتند (استرامیلو و همکاران، ۲۰۰۲). در همان سال روش میانگین متحرک اصلاح‌شده<sup>۵</sup> توسط Burattini و Coworkers مطرح شد (نیرینگ و همکاران، ۲۰۰۲). پژوهش‌ها در این زمینه همچنان ادامه یافت تا در سال ۲۰۰۸ مسابقه سالیانه پایگاه Computers in Cardiology و کنفرانس Physionet تشخیص تغییرات موج T برگزار شد (مودی و همکاران، ۲۰۰۸) و روش‌های گوناگونی از جمله میانگین متحرک اصلاح‌شده (نجم و همکاران، ۲۰۰۸)، نسبت شباهت لابلسانین<sup>۶</sup> (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۸)، روش طیفی بهبودیافته، فیلتر تطبیقی (والارز و همکاران، ۲۰۰۸)، توابع والش (ملنیک و همکاران، ۲۰۰۸) و ... در آنجا پیشنهاد شد. در سال‌های اخیر نیز روش‌های آنالیز مؤلفه‌های

<sup>7</sup> Principal Component Analysis

<sup>8</sup> Singular Value Decomposition

<sup>1</sup> T wave Alternans

<sup>2</sup> Spectral Method

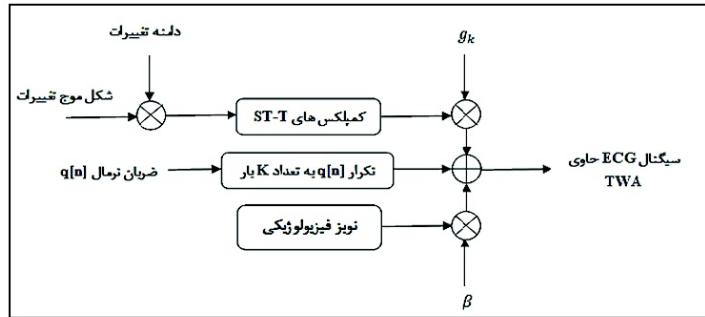
<sup>3</sup> complex demodulation

<sup>4</sup> Correlation method

<sup>5</sup> Modified moving average

<sup>6</sup> Laplacian Likelihood Ratio Method





(شکل-۲): روند نمای تولید سیگنال شبیه‌سازی شده ECG

مستقل مشتق شده‌اند. در این مقاله از هشت لید مستقل استفاده شده است (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۹). آنجایی که سعی شده است، سیگنال شبیه‌سازی شده دست کم به داده‌های واقعی شبیه باشد، از نویزهای فیزیولوژیکی واقعی شامل نویفۀ حرکت الکترودها ("em") و MIT-BIH Noise فعالیت ماهیچه‌ها ("ma") که از دادگان Stress Test Database (سودی و همکاران، ۱۹۸۴) اخذ شده‌اند، استفاده کرده‌ایم. روند نمای کلی نحوه تولید سیگنال ECG در شکل (۲) نشان داده شده است.

اگر  $q[n]$  شکل موج یک ضربان طبیعی باشد، سیگنال ECG بدون نویفۀ به صورت  $p_c[n] = \sum_k q[n-kT]$  تولید می‌شود. در این سامانه شبیه‌ساز ضربان قلب، برای استخراج  $q[n]$  می‌توان از هر سیگنال ECG واقعی با برچسب "طبیعی" که بین دو ضربان دیگر با برچسب "طبیعی" قرار گرفته است، استفاده کرد. برای این منظور ما  $q[n]$  را از سیگنال‌های دوازده لیدی پایگاه فیزیونت که برای بررسی تغییرات موج T در نظر گرفته شده‌اند، استخراج کرده‌ایم و با تکرار آن یک سیگنال ECG بدون نویفۀ تولید کرده‌ایم. سیگنال ECG واقعی و غیرایستا  $p_r[n]$  با افزودن نویفۀ فیزیولوژیکی  $v[n]$  تولید می‌شود:

$$p_r[n] = p_c[n] + \beta v[n] \quad (1)$$

در رابطه بالا  $\beta$  یک پارامتر مقیاس‌بندی برای دستیابی به سیگنال‌های ECG با SNR های مختلف است. توجه شود که انتخاب یک ضربان تصادفی منجر به تولید سیگنال‌های ECG با آهنگ‌های مختلف می‌شود، به علاوه نویفۀ کمپلکس‌های ST-T از سیگنال‌های ECG مختلف با هم تفاوت دارند. بنابراین این مولد سیگنال‌های مصنوعی، مجموعه وسیعی از ECG های شبیه‌سازی شده را نتیجه

مقاله ما یک روش جدید بر مبنای روش همبستگی پیشنهاد داده‌ایم که برخلاف اکثر روش‌های موجود از چند لید سیگنال ECG استفاده کرده است؛ چون مطالعات اخیر بیان گر این نکته است که با ترکیب اطلاعات لیدهای مختلف، تشخیص دقیق‌تری از TWA می‌توان ارائه داد (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۹).

در بخش ۲ انواع دادگان استفاده شده شرح داده شده است. در بخش ۳ روش پیشنهادی این مقاله و روش طیفی (SM) به عنوان روش مرجع مورد بحث قرار گرفته‌اند و عملکرد روش پیشنهادی و روش SM و نتایج حاصل از آنها در بخش ۴ ارائه شده‌اند. در پایان، در بخش ۵ جمع‌بندی نهایی صورت گرفته است و پیشنهادهایی جهت ادامه کار مطرح شده است.

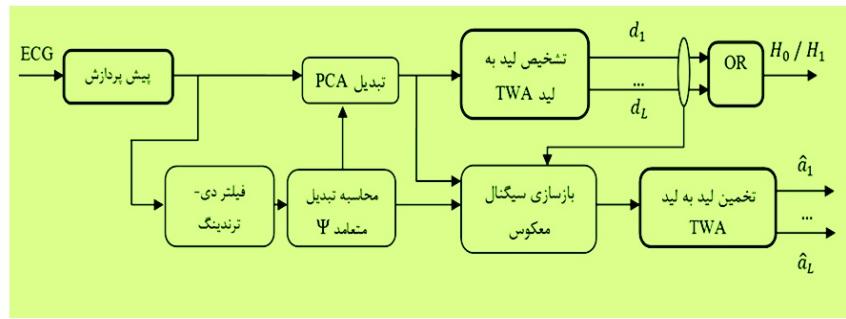
## ۲ - دادگان

عدم وجود یک دادگان تفسیر شده برای مطالعات TWA، که دلیل عدمه آن غیرقابل روئیت‌بودن و دامنه کوچک است، ارزیابی روش‌های موجود در این زمینه را بسیار دشوار کرده است، با این حال استفاده از سیگنال‌های شبیه‌سازی شده قابل قبول است (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۹ و ولاسکو و همکاران، ۲۰۱۰). بیشترین نگرانی در این مورد طراحی دادگانی است که بیشترین شباهت را با سیگنال واقعی داشته باشد. بنابراین استفاده از نویفۀ سفید گوسی به دلیل این که نمی‌تواند شرایط غیرایستای محیط آزمایشگاهی را به خوبی شبیه‌سازی کند، توصیه نمی‌شود (ولاسکو و همکاران، ۲۰۱۰).

برای شبیه‌سازی سیگنال ECG، از تکرار متناوب یک ضربان طبیعی واقعی که هم‌زمان از دوازده لید اخذ شده، استفاده شده است. این دوازده لید شامل هشت لید مستقل I, II, III و چهار لید اضافه است که از لیدهای

<sup>1</sup> Electrode motion

<sup>2</sup> Muscular activity



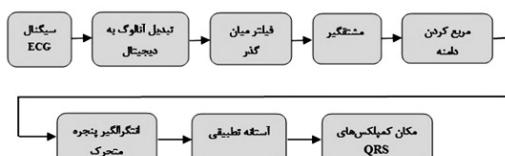
(شکل-۳) روندnamای کلی روش پیشنهادی

بعدی است، روندnamای این مرحله در شکل (۴) نشان داده شده است.



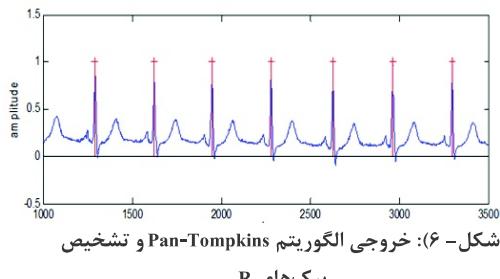
(شکل-۴): مراحل پیش‌پردازش برای الگوریتم پیشنهادی

ابتدا مکان قله های R سیگنال ECG با استفاده از الگوریتم Pan-Tompkins تشخیص داده می‌شوند (تامکینز و همکاران، ۱۹۸۵). شمای کلی این الگوریتم در شکل (۵) آمده است.



(شکل-۵): روندnamای الگوریتم Pan-Tompkins

شکل (۶) نتیجه اعمال این الگوریتم به یک شکل موج ECG طبیعی از پایگاه داده twadb نشان می‌دهد.



نوسانات خط مبنا در هنگام تحلیل سری‌های دوره به دوره به صورت نوافه با دامنه بالا ظاهر می‌شوند و باعث کاهش

می‌دهد. درنهایت شکل موج تغییرات به قطعه هر ضربان افزوده می‌شود. دامنه موج تغییرات توسطتابع تعیین می‌شود که  $k$  اشاره به ضربان- $k$ -ام دارد. برای این کار دو حالت وجود دارد: (۱) حالت متناوب (۲) حالت نامتناوب. حالت متناوب به صورت متناوب تغییرات را از هر ضربان کم یا به آن اضافه می‌کند، بنابراین:

$$g_k^{(+)} = \alpha (-1)^k \quad (2)$$

که  $\alpha$  یک ثابت است. حالت نامتناوب، تغییرات را به صورت یکدرمیان به ضربان‌ها وارد می‌کند.

$$g_k^{(-)} = \begin{cases} \alpha, & k \text{ even} \\ 0, & k \text{ odd} \end{cases} \quad (3)$$

بدین‌گونه  $p[n], 0 \leq n \leq L_p - 1$  و  $p_c[n], 0 \leq n \leq L_p - 1$  به ترتیب بیان گر ECG بدون تغییرات و موج تغییرات می‌باشند، که در آن  $L_p \leq L_c \leq L_p$ . سیگنال ECG نهایی به صورت زیر خواهد بود:

$$\begin{aligned} p[n] &= p_r[n] + \sum_k g_k \varepsilon \left[ n - \sum_{i=1}^k T_i \right] \\ &= p_c[n] + \beta v[n] \\ &\quad + \sum_k g_k \varepsilon \left[ n - \sum_{i=1}^k T_i \right] \end{aligned} \quad (4)$$

که  $T_i$  دوره تناوب زمانی ضربان- $i$ -ام است. عبارت بالا برای همه سیگنال‌های ECG واقعی و مصنوعی قابل بیان است (ولاسکو و همکاران، ۲۰۱۰).

### ۳- روش‌ها

روندnamای کلی روش پیشنهادی در شکل (۳) نشان داده شده است. در ادامه هر یک از بخش‌های آن توضیح داده شده‌اند.

#### ۳-۱- پیش‌پردازش داده‌ها

هدف این مرحله، مناسب‌کردن سیگنال ECG برای مراحل

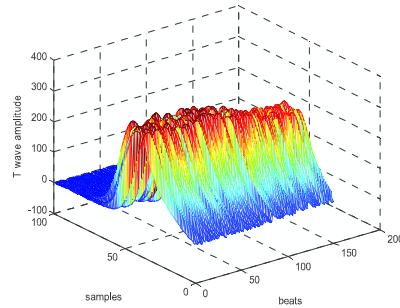
فصل نهم



پس از مرحله پیش‌پردازش، چهار روش زیر به کمپلکس‌های ST-T اعمال می‌شوند:

- روش تکلیدی SM
- روش تکلیدی CM
- روش چندلیدی PCA+SM
- روش پیشنهادی: روش چندلیدی PCA+CM

این روش‌ها در ادامه توضیح داده شده‌اند.



(شکل-۸): جداسازی امواج T برای یک لید از سیگنال ECG واقعی

### ۳-۲-۱- روشنایی چندلیدی با استفاده از PCA

در این مقاله برای تشخیص تغییرات موج T از روش چندلیدی همبستگی (multi-CM) استفاده شده است. سپس این الگوریتم با روش‌های چندلیدی و تکلیدی روش طیفی (SM) مقایسه شده است.

در این مقاله، K بیان گر تعداد ضربان‌های هر قطعه ST-T، L تعداد لیدها و  $x_{k,l}(n)$  نمونه n-ام در قطعه ST-T مربوط به k-امین ضربان و l-امین لید می‌باشند.

### ۳-۲-۱- تبدیل سیگنال با PCA

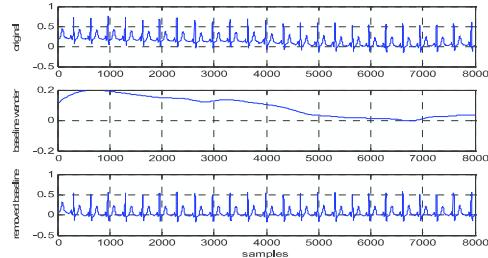
در این روش هر قطعه ST-T به صورت

$$x_{k,l}(n) = s_l(n) + \frac{1}{2}a_l(n)(-1)^k + v_{k,l}(n) \quad (5)$$

بیان می‌شود که در آن  $s_l(n)$  پس‌زمینه قطعه ST-T است که به صورت متناوب در هر ضربان تکرار می‌شود،  $a_l$  شکل موج تغییرات و  $v_{k,l}(n)$  نویفه تصادفی است. در فرم برداری هر قطعه ST-T به صورت رابطه (۶) تعریف می‌شود.

$$X_{k,l} = [x_{k,l}(0) \dots x_{k,l}(N-1)] \quad (6)$$

پس‌زمینه قطعه‌های ST-T با محاسبه اختلاف بین هر قطعه و قطعه قبلی حذف می‌شود (رابطه (۷)). این سیگنال



(شکل-۷): حذف انحراف خط مبدا، از بالا به پایین به ترتیب: سیگنال اصلی، انحراف خط مبدا تخمین‌زده شده و سیگنال بدون انحراف خط مبدا

کارآیی آنالیز می‌شوند. این نوسانات می‌توانند نوسانات TWA را پنهان کنند و یا باعث ایجاد نوسانات غیرواقعی شوند. بنابراین حذف انحرافات خط مبدا در مرحله پیش‌پردازش ضروری است (مارتینز و همکاران، ۲۰۰۵). در این مقاله انحرافات خط مبدا با روش درون‌یابی مکعبی حذف شده‌اند. خروجی این مرحله در شکل (۷) به تصویر کشیده شده است.

فیلتر خطی پایین‌گذر برای حذف نویفه‌های خارج از باند استفاده می‌شود. از آنجایی که تمرکز طیف قدرت در محدوده فرکانسی Hz ۰.۳-۱۵ است، از فیلتر پایین‌گذر با تردد ۲۰ Hz قطع است.

در ادامه، متناظر با هر ضربان، یک فاصله ۳۵۰ میلی‌ثانیه‌ای به عنوان کمپلکس ST-T در نظر گرفته شده است. شروع هر فاصله بسته به میزان ضربان قلب (HR)، بین شصت تا هشتاد میلی‌ثانیه بعد از پیک R در نظر گرفته شده است. در صورتی که آهنگ ضربان قلب در سیگنال پایدار باشد، این فاصله ثابت در نظر گرفته می‌شود و اگر آهنگ ضربان قلب تغییرات شدیدی داشته باشد، متغیر در نظر گرفته می‌شود. اگر میانگین ضربان قلب در پنجره تحت تحلیل کوچک‌تر از bpm ۱۰۰ باشد، نقاط شروع کمپلکس‌های ST-T روی هشتاد میلی‌ثانیه بعد از پیک QRS تنظیم می‌شود، در غیر این صورت این نقاط شصت میلی‌ثانیه پس از قله R در نظر گرفته می‌شوند (موناستریو و مارتینز، ۲۰۱۱).

شکل (۸) کمپلکس‌های ST-T که خروجی مرحله پیش‌پردازش هستند، را برای یک لید از سیگنال ECG نشان می‌دهد.

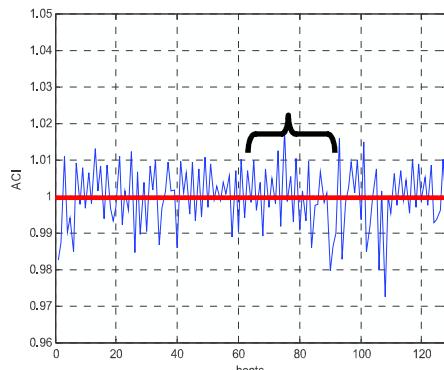
<sup>1</sup> Heart Rate  
<sup>2</sup> Beat Per Minute

استفاده کرده‌ایم. هر نقطه از  $T_{mdn}$  از مقدار میانه نمونه استنادی از ۱۲۸ موج T موجود محاسبه شده و به عنوان الگو از آن استفاده می‌شود. در این روش شاخص همبستگی تغییرات ( $ACI_j$ ) برای اندازه‌گیری تغییرات شکل موج هر دنباله موج T نسبت به  $T_{mdn}$  محاسبه شده است.

$$ACI_j = \frac{\sum_{i=1}^N T_j(i)T_{mdn}(i)}{\sum_{i=1}^N (T_{mdn}(i))^2} \quad j = 1:128 \quad (11)$$

طبق رابطه (11)  $ACI_j$  به صورت نسبت بین بیشینه مقدار تابع همبستگی متقابل بین  $T_j$  و  $T_{mdn}$  به بیشینه مقدار تابع خودهمبستگی  $T_{mdn}$  تعریف شده است. این شاخص به طور معمول نزدیک یک است؛ زیرا در آنجا کمپلکس ST-T مشابه الگو است. بزرگترین مقدار  $ACI_j$  از ۱ بیان گر بزرگترین  $T_j$  از  $T_{mdn}$  است و هنگامی که این شاخص کوچکتر از ۱ است، بیان گر کوچکترین  $T_i$  از  $T_{mdn}$  است. به طور کلی هنگامی که TWA وجود دارد، انتظار می‌رود مقدار همبستگی تغییر کند (غفاری و همکاران، ۲۰۰ و بوراتینی و همکاران، ۱۹۹۷).

اگر برای حداقل هفت ضربان متوالی شاخص  $ACI_j$  تغییر علامت دهد، به معنای وجود TWA است (بوراتینی و همکاران، ۲۰۱۰). در این حالت  $d_l = d_r$  در نظر گرفته می‌شود و در صورت عدم تشخیص TWA مقدار  $d_l$  برابر صفر خواهد بود. به این ترتیب به ازای هر لید یک  $d_l$  با مقادیر صفر و یک خواهیم داشت که نشان می‌دهد هر لید حاوی TWA است یا خیر. شکل (۱۰) نمونه‌ای از مقادیر  $ACI_j$  برای ۱۲۸ ضربان متوالی از یک سیگنال را در حضور تغییرات موج T نشان می‌دهد.



(شکل - ۱۰): نمودار تغییرات  $ACI$  که بیان گر وجود تغییرات موج T است.

از آنجایی که روش همبستگی موج‌های T را در زمان دنبال می‌کند و برای هر یک از امواج T متوالی یک  $ACI$

یک فرآیند تصادفی با میانگین صفر و ماتریس همبستگی است.  $R_X'$

$$X'_{k,l} = X_{k,l} - X_{k-1,l}, \quad k = 1, \dots, K-1 \quad (7)$$

$$R_X' = \frac{1}{(K-1)N} X' X'^T \quad (8)$$

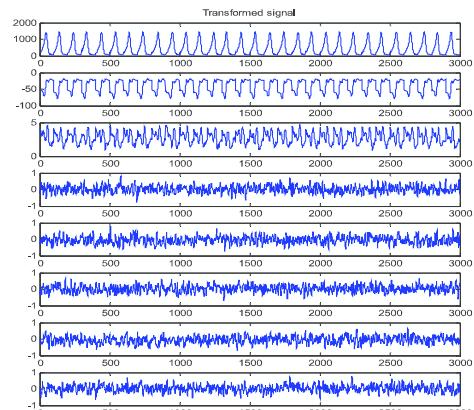
برای دست‌یابی به L مؤلفه مستقل  $X'$ ، معادله بردار ویژه برای  $R_X'$  باید حل شود:

$$\hat{R}_X' \Psi = \Psi A \quad (9)$$

$\Psi$  تبدیل متعامد است که به سیگنال اصلی اعمال می‌شود و  $\Lambda$  بیان گر ماتریس مقادیر ویژه است که به صورت نزولی مرتب شده‌اند.

$$Y = \Psi^T X \quad (10)$$

- امین سطر Y شامل ۱- امین مؤلفه مستقل X است. در شکل (۹) شمایی از سیگنال‌های تبدیل یافته مشاهده می‌شود. همان‌گونه که در این شکل نیز واضح است پس از تبدیل PCA، نوفه و سیگنال از هم تفکیک شده‌اند. هر چه از بالا به سمت لیدهای پایین پیش می‌رویم، تفکیک نوفه از سیگنال بهتر نمایان می‌شود.



(شکل - ۹): سیگنال تبدیل یافته و تفکیک نوفه از سیگنال

پس از تبدیل سیگنال، نوبت تشخیص TWA از روی سیگنال‌های تبدیل یافته Y است (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۹). این کار با استفاده از دو الگوریتم SM و CM انجام شده است.

### ۲-۲-۳- تشخیص TWA با روش همبستگی

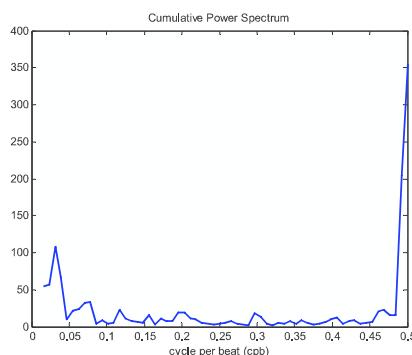
این روش برای تشخیص تغییرات موج T از شمارش گر عبور از صفر استفاده می‌کند. در این روش حوزه زمان، از ۱۲۸ موج T متوالی برای محاسبه میانه موج‌های T ( $T_{mdn}$ )



محسوب می‌شود و اکثر الگوریتم‌های پیشنهادی با این روش مقایسه می‌شوند.

#### ۴-۲-۳- بازسازی سیگنال با معکوس PCA

تبديل سیگنال درواقع یک تغییر مختصات در فضاست. از آنجایی که پژوهان از دامنه TWA در سامانه دوازده لیدی استاندارد برای تصمیم‌گیری درباره نتایج تست استفاده می‌کنند، لازم است که قبل از تخمین TWA، داده‌های تبدیل یافته دوباره بازسازی شوند. برای حل این مسئله نیاز به یک مرحله بازسازی است که سیگنال جدید را پس از تشخیص TWA در لید اصلی بازسازی می‌کند. برای این منظور بهشوده زیر عمل می‌شود:



(شکل-۱۱): طیف توان تجمعی سیگنال با وجود TWA مربوط به روش .SM

ابتدا یک ماتریس قطری از تشخیص لید به لید (که در مرحله قبل صورت گرفته است) به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$A = \begin{pmatrix} d_1 & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & d_L \end{pmatrix} \quad (۱۵)$$

$\Psi_{TR} = \Psi A$   
ماتریس  $\Psi_{TR}$  در سطرهای متناظر با لیدهایی که وجود ندارد برابر صفر است. سیگنال بازسازی شده از TWA لیدهایی که در آن TWA تشخیص داده شده است، به صورت زیر حاصل می‌آید:

$$\tilde{X} = \Psi_{TR} Y \quad (۱۷)$$

ماتریس داده‌های بازسازی شده  $\tilde{X}$  به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\tilde{X} = [\tilde{X}_0 \ \tilde{X}_1 \ \dots \ \tilde{X}_{K-1}] \quad (۱۸)$$

ارائه می‌دهد، این روش توانایی تشخیص تغییرات دامنه موج T را دارد. میزان تغییرات موج T را در این روش می‌توان با رابطه (۱۲) تخمین زد:

$$TWA_{CM}(j) = 2 \left| ACI_j - 1 \right| \frac{\sum_{i=1}^N T_{mdn}^2(i)}{\sum_{i=1}^N |T_{mdn}(i)|} \quad (۱۲)$$

#### ۳-۲-۳- تشخیص TWA با استفاده از روش طیفی

براساس این روش، تغییرات ضربان به ضربان در دامنه موج T می‌توانند با استفاده از یک رویکرد طیفی اندازه‌گیری شوند. پس از صفت‌بندی کمپلکس‌های ST-T، طیف توان (که از مربع دامنه تبدیل فوریه حاصل می‌شود) هر یک از دنباله‌های متناظر نمونه‌های موج T محاسبه شده، سپس طیف توان‌های مربوط به همه نمونه‌های موج T باهم جمع شده‌اند و طیف تجمعی حاصل شده است. از آنجایی که طیف حاصله براساس اندازه‌گیری براساس یک ضربان حاصل می‌شود، واحد فرکانس آن سیکل بر ضربان <sup>(۱)</sup> (cpb) می‌باشد. فرکانسی که تغییرات یک در میان موج‌های T در آن ظاهر می‌شود، فرکانس ۰.۵ cpb است. این فرکانس، فرکانس تغییرات نام دارد. پیک دامنه در فرکانس ۰.۵ cpb نامیده می‌شود. اگر نسبت تغییرات (AR) که طبق رابطه (۱۳) تعریف شده است، بزرگ‌تر از ۳ باشد، به معنای وجود TWA است.

$$AR_l = \frac{AP_l - \mu_l}{\sigma_l} \quad (۱۳)$$

که در آن  $\mu_l$  و  $\sigma_l$  به ترتیب بیان‌گر میانگین و انحراف استاندارد نویه در پنجره طیفی [۰.۳۳-۰.۴۸ cpb] می‌باشند. برای ارزیابی اینکه TWA وجود دارد یا خیر، AR با یک آستانه ثابت (به طور معمول  $\gamma = 3$ ) مقایسه می‌شود. دامنه TWA نیز توسط رابطه (۱۴) در ابعاد میکروولت تخمین زده می‌شود (مارتینز و همکاران، ۲۰۰۵ و لاسکو و همکاران، ۲۰۱۰):

$$V_l = \sqrt{AP_l - \mu_l} \quad (۱۴)$$

شکل (۱۱) طیف توان تجمعی امواج T در یک نمونه سیگنال ECG را نشان می‌دهد، پیک این طیف در فرکانس ۰.۵ cpb بیان‌گر وجود تغییرات موج T است.

از آنجایی که روش طیفی از جمله روش‌هایی است که بیشترین استفاده را در دستگاه‌های تجاری دارد، این الگوریتم یک روش مرجع در تحلیل تغییرات موج T

<sup>۱</sup> Cycle Per Beat

قطعه ST-T قرار می‌گیرد. برای ارزیابی میزان نوفه و سیگنال در این قطعه از معیاری به نام نسبت تغییرات به نوفه (ANR) استفاده شده است، که بیان‌گر رابطه بین توان شکل موج تغییرات و توان نوفه در کمپلکس ST-T است.

$$ANR = \frac{1}{(N_2 - N_1)} \sum_{k=N_1}^{N_2} 10 \log_{10} \frac{\sum_n (g_k \epsilon[n - \sum_{i=1}^k T_i])^2}{\sum_n (\beta v[n] f[n - \sum_{i=1}^k T_i])^2} \quad (21)$$

که  $N_1 < N_2$ ،  $[N_1 \ N_2]$ ،  $N_1$  و  $N_2$  ضربان قلب حاوی تغییرات و  $f[n] = u[n] - L_\epsilon$  است. ANR فقط در قسمت‌هایی از سیگنال که حاوی TWA می‌باشند، محاسبه می‌شود (ولادکو و همکاران، ۲۰۱۰).

سیگنال‌های شبیه‌سازی شده به گونه‌ای که در بخش ۲ توضیح داده شد، تولید شده‌اند. با پیش‌بینی پارامترهای  $g_k$  و  $\beta$  می‌توان سیگنال‌هایی با SNR و ANR های مختلف تولید کرد. در این پژوهش روش پیشنهادی PCA+CM با روش‌های چندلیلی SM و روش تکلیدی SM و CM مقایسه شده است.

شکل‌های ۱۲ و ۱۳ نمودارهای  $P_D$  بر حسب SNR را برای این روش‌ها در دامنه‌های مختلف TWA و برای نوفه‌های 'em' و 'ma' نشان می‌دهد. برای ارزیابی روش پیشنهادی از مقادیر کوچک تغییرات استفاده شده است. در سطح تغییرات پایین و SNR‌های کوچک به علت قرارگرفتن میزان تغییرات در سطح نوفه، متغیر  $P_D$  سطح پایین‌تری دارد. همان‌گونه که از نمودارها واضح است، روش پیشنهادی multi-CM هنگامی که نسبت سیگنال به نوفه پایین است، نتایج بهتری را نسبت به روش متداول طیفی نشان می‌دهد.

شکل ۱۴ نمودار  $P_D$  بر حسب ANR چهار سیگنال شبیه‌سازی شده را برای روش‌های single-CM، single-SM و multi-CM و multi-SM نشان می‌دهد. برای ارزیابی روش پیشنهادی multi-CM با احتمال بیشتری نسبت به سایر روش‌ها تغییرات را تشخیص می‌دهد. برای مثال در multi-CM signal ۱ روش CM با احتمال ۵۵ dB ANR = ۷۲/۱۲٪. تغییرات را تشخیص می‌دهد، در صورتی که این مقدار برای روش‌های single-SM و multi-SM به ترتیب برابر ۷/۶۲/۸۲٪ و ۳۵/۲۶٪ است.

که در آن  $\tilde{X}_k$  متناظر با قطعه ST-T برای  $k$ -مین ضربان است. هنگامی که TWA تشخیص داده نشود،  $\tilde{X} = 0$  (مارتینز و همکاران، ۲۰۰۵).

### ۳-۳- روشن تکلیدی

روشن تکلیدی هر لید از سیگنال ECG را به صورت جداگانه پردازش می‌کند. این روشن نیز شامل هر سه مرحله پیش‌پردازش، تشخیص و تخمین TWA است با این تفاوت که تبدیل PCA روی داده‌ها اعمال نمی‌شود و فقط بلوک‌هایی که در شکل (۳) به صورت پرنگ نشان داده شده‌اند، در این روشن انجام می‌پذیرند.

## ۴- نتایج

به علت طبیعت غیرایستا و ناپایدار TWA، تشخیص و تخمین باید شامل یک مجموعه محدود از ضربان‌های مجاور باشد. در این مقاله از یک پنجره ۱۲۸ ضربانی استفاده شده است که بهمنظور پوشش همه سیگنال پنجره لغزشی به صورت ضربان به ضربان شیفت داده می‌شود.

همان‌طور که در قبل نیز ذکر شد، تغییرات موج T به دلیل کوچک بودن، بسیار تحت تأثیر نوفه قرار می‌گیرند و بیشترین نگرانی هنگامی است که نوفه در قطعه ST-T قرار می‌گیرد. احتمال تشخیص ( $P_D$ ) که به صورت رابطه (۱۹) تعریف می‌شود، معیاری است که در سطوح مختلف نوفه برای ارزیابی عملکرد الگوریتم مورد استفاده قرار گرفته است. در این رابطه،  $N_D$  تعداد تخمین‌های صحیح و  $N_M$  تعداد تخمین‌های اشتباه می‌باشند.

$$P_D = \frac{N_D}{N_D + N_M} \quad (19)$$

برای برآورد عملکرد روش پیشنهادی، بهمنظور ارزیابی شرایط سیگنال و نوفه از دو پارامتر<sup>۱</sup> SNR و <sup>۲</sup> RQ (روابط ۲۰ و ۲۱) استفاده شده است.

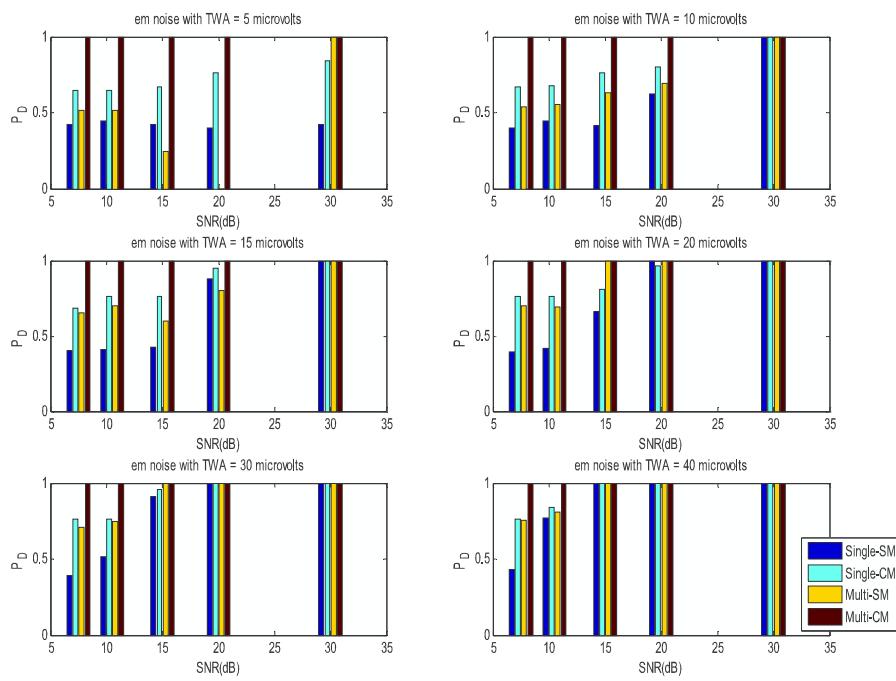
$$SNR = 10 \log \frac{\sum_n p_a^2[n]}{\sum_n (\beta v[n])^2} \quad (20)$$

که در آن  $p_a[n] = p_c[n] + \sum_k g_k \epsilon[n - \sum_{i=1}^k T_i]$  یک سیگنال ECG بدون نویز و حاوی TWA است. این اندازه‌گیری یک مفهوم کلی از نویز در سیگنال را ارائه می‌دهد، در حالی که بیشترین تأثیر نوفه زمانی است که در

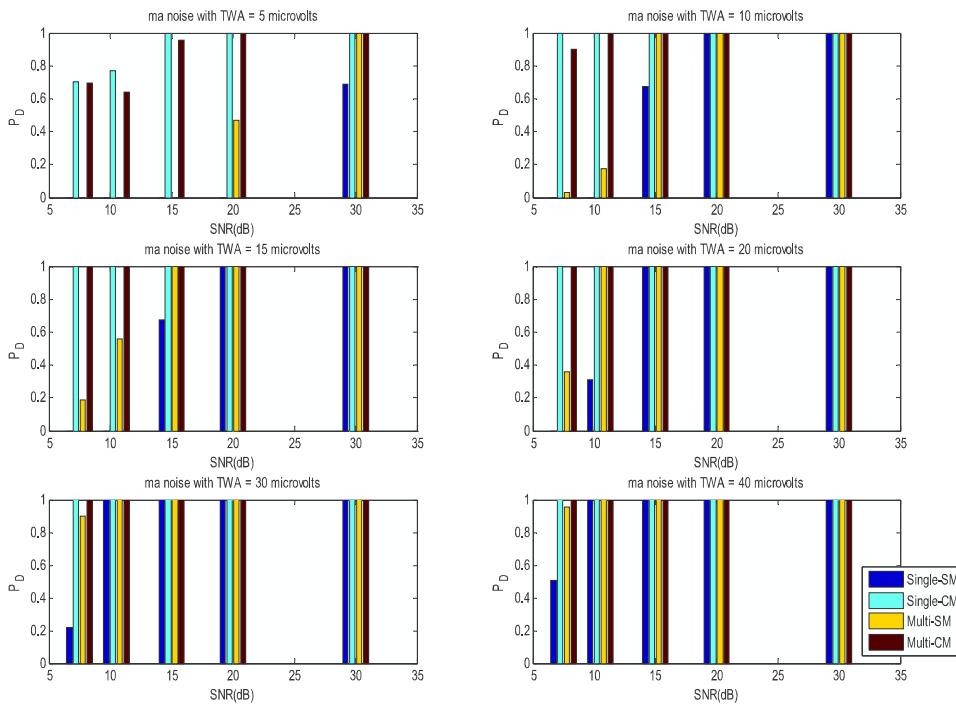
<sup>۱</sup> Signal to Noise Ratio

<sup>۲</sup> Alternans to Noise Ratio

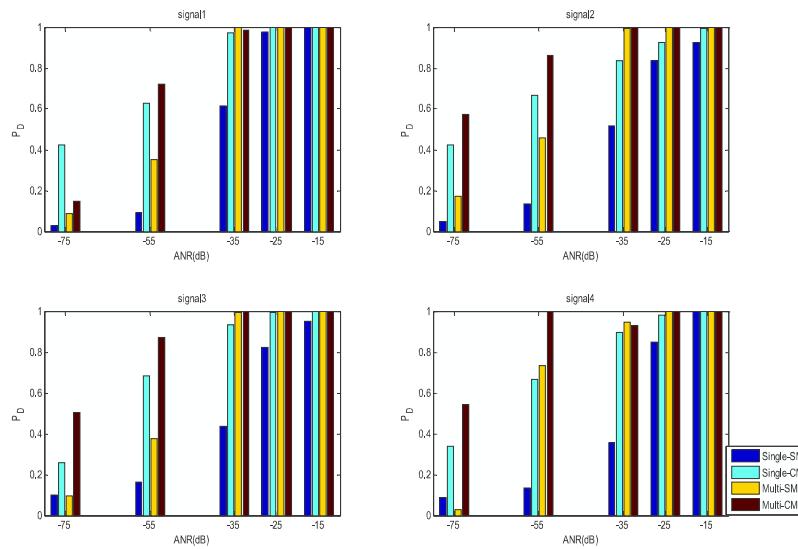




شکل - ۱۲: نمودار  $P_D$  بر حسب SNR برای مقادیر مختلف TWA تحت نویفه 'em'

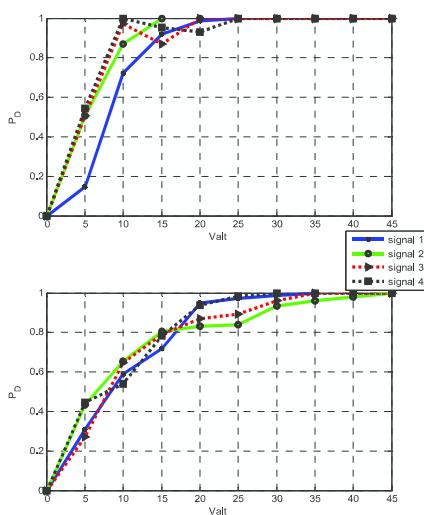


شکل - ۱۳: نمودار  $P_D$  بر حسب SNR برای مقادیر مختلف TWA تحت نویفه 'ma'



(شکل-۱۴): نمودار  $P_D$  بر حسب ANR برای ۴ سیگنال شبیه‌سازی شده تحت نوفة 'ma'

بین نمودار سیگنال‌های مختلف وجود ندارد و سیگنال‌ها رفتارهای مشابهی را از خود نشان می‌دهند؛ اما کمترین مقدار  $V_{alt}$  که بهازای آن  $P_D = 1$  حاصل می‌شود، برای هر سیگنال در مقادیر مختلفی ظاهر شده است؛ چون هر سیگنال در انحراف خط مینا با سیگنال دیگر متفاوت است و این انحراف بر روی تشخیص TWA اثرگذار است.



(شکل-۱۵): ارزیابی  $P_D$  در مقابل دامنه شکل موج تغییرات برای ۴ سیگنال شبیه‌سازی شده حاوی نوفة 'ma'. شکل بالایی رفتار سیگنال را در  $SNR = 10\text{ dB}$  و شکل پایینی در  $SNR = 16\text{ dB}$  نشان می‌دهد.

همان‌گونه که انتظار می‌رود با افزایش SNR و ANR احتمال تشخیص نیز برای تمامی روش‌ها افزایش می‌یابد. در جدول (۱) میانگین احتمال تشخیص  $P_D$  بر حسب درصد روی داده‌های شبیه‌سازی شده در ANR‌های مختلف نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود در تمامی ANR‌ها جز ANR = -35 dB (با اختلاف بسیار ناچیز نسبت به روش Multi-SM) روش پیشنهادی نتایج رضایت‌بخش‌تری را نشان می‌دهد. همچنین در ANR‌های بسیار پایین و جایی که سطح نوفة نسبت به سطح تغییرات بسیار بالاتر است روش پیشنهادی Multi-CM با اختلاف قابل توجهی نسبت به سایر روش‌ها TWA را تشخیص می‌دهد.

(جدول-۱): مقایسه میانگین احتمال تشخیص روش‌های اعمالي در ANR‌های مختلف

ANR روش	-75 dB	-55 dB	-35 dB	-25 dB	-15 dB
Single-SM	6.55 %	13.01 %	48.09 %	87.15 %	96.18 %
Single-CM	26.20 %	66.10 %	90.90 %	97.52 %	99.84 %
Multi-SM	9.58 %	48.08 %	98.40 %	100 %	100 %
Multi-CM	44.21 %	86.25 %	97.92 %	100 %	100 %

در شکل (۱۵) احتمال تشخیص برای دامنه‌های مختلف شکل موج تغییرات،  $V_{alt}$ ، به تصویر کشیده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، اختلاف قابل توجهی

برای شروع می‌توان با اعمال روش چندلیدی ثبت هولتر بر دیتابیس Long Term ST Database (جاگر و همکاران، ۲۰۰۳) که شامل ثبت‌های هولتر ۲۴ ساعته و تفسیرشده برای ایسکمی است، استفاده کرد.

- استفاده از سایر روش‌های تبدیل داده‌ها نظیر تحلیل مؤلفه‌های مستقل (ICA) و یا تحلیل مؤلفه‌های متنابوب به جای تبدیل PCA و ترکیب آنها با سایر روش‌ها نظیر روش Poincare Map، Complex Demodulation و غیره.

## ۶- مراجع

Blanco-Velasco M., Cruz-Roldan F., Godino-Llortente J., and Barner K., Nonlinear Trend Estimation of the Ventricular Repolarization Segment for T-Wave Alternans Detection, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2010, vol. 57, no. 10, pp. 2402-2412.

Burattini L., Bini S., Burattini R., Correlation method versus enhanced modified moving average method for automatic detection of T-wave alternans, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2010, vol. 98, pp. 94-102.

Burattini L., Zareba W., Couderc J. P., Titlebaum E. L., Moss A. J., Computer detection of non-stationary T wave alternans using a new correlation method, Computers in cardiology, 1997, vol. 24, pp. 657-660.

Ghaffari A., Homaeeinezhad M. R., Atarod M., Rahmani R., Detecting and Quantifying T-Wave Alternans Using the Correlation Method and Comparison with the FFT-Based Method, In Computers in Cardiology, 2008, vol.35, pp. 761-764.

Jager F., et al. Long-term ST database: "a reference for the development and evaluation of automated ischemia detectors and for the study of the dynamics of myocardial ischemia." Med Biol Eng Comput, 2003, Vol. 44, pp. 172-183.

Marrugata J., Elosua R., and Gila M., Epidemiología de la muerte súbita cardiaca en España, Rev Esp Cardiol, 1999, vol 52, pp. 717-7258.

Martinez J. P., and Olmos S., Methodological Principles of T Wave Alternans Analysis: A Unified Framework, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 2005, vol. 52, no. 4, pp. 599-613.

Melnik O. V., New Method for the Detection of T Wave Alternans in Basis of Walsh Functions, Computers in Cardiology, 2008, no. 35, pp. 753-756.

Monasterio V., Laguna P., Multilead Analysis of T-Wave Alternans in the ECG Using Principal Com-

## ۵- نتیجه‌گیری و پیشنهادها

اصلی‌ترین نقطه ضعف روش‌های موجود، عملکرد ضعیف آنها در حضور نوافه‌های با دامنه بالا و تشخیص ناصحیح تغییرات با دامنه‌های کوچک است. علاوه‌بر این برخی از روش‌ها دامنه TWA را اندازه‌گیری می‌کنند؛ اما شکل موج TWA را تخمین نمی‌زنند. مطلوب است که تخمین صحیحی از شکل موج تغییرات حاصل آید؛ زیرا پژوهش‌ها نشان داده است که توزیع TWA روی کمپلکس ST-T بیان‌گر وجود خطر آریتمی‌های بطنی است. اکثر روش‌هایی که تاکنون برای تحلیل تغییرات موج T ارائه شده‌اند، از یک لید سیگنال ECG استفاده می‌نمایند. در این پژوهش ما یک روش جدید بر مبنای روش همبستگی (CM) پیشنهاد داده‌ایم که برخلاف اکثر روش‌های موجود از چند لید سیگنال ECG استفاده کرده است؛ چون مطالعات اخیر بیان‌گر این نکته است که با ترکیب اطلاعات لیدهای مختلف می‌توان تشخیص دقیق‌تری از TWA ارائه داد. نتایج حاصل از پیاده‌سازی این روش با روش مرجع طیفی مقایسه شده است. از آنجایی که روش طیفی از جمله روش‌هایی است که بیشترین استفاده را در دستگاه‌های تجارتی دارد، اکثر الگوریتم‌های پیشنهادی با این روش مقایسه می‌شوند. با اعمال روش پیشنهادی بر روی داده شبیه‌سازی شده، مشاهده می‌شود که تحت نوافه‌های 'em' و 'ma' روش پیشنهادی نتایج رضایت‌بخشی را از خود نشان می‌دهد (شکل‌های ۱۲ الی ۱۵). به عنوان مثال برای سیگنال شبیه‌سازی شده 'signal 3' همان گونه که شکل (۱۴) نشان می‌دهد روش ANR با احتمال = -55 dB در multi-CM روش ANR = -۸۶٪ تغییرات را تشخیص می‌دهد؛ در صورتی که این مقدار multi-SM و single-CM، single-SM و single-CM به ترتیب برابر ۱۶٪، ۶۸٪ و ۳۷٪ است و همان‌گونه که انتظار می‌رود با افزایش SNR و احتمال تشخیص نیز برای تمامی روش‌ها افزایش می‌یابد.

برای ادامه کار در این زمینه نظریه‌های زیر پیشنهاد می‌شود:

- ارزیابی کاربرد روش‌های چندلیدی TWA به عنوان یکی از شاخص‌های خطر در ثبت‌های آزمایش استرس. برای این منظور می‌توان از ترکیب شاخص‌های کمی و کیفی (وجود TWA، دامنه و بازه آن و نرخ ضربان قلب) برای افزایش تشخیص TWA در تست استرس استفاده کرد.
- بررسی رابطه بین TWA و ایسکمی در ثبت‌های سیار.

Wan X., Yan K., Luo D., and Zeng Y., A combined algorithm for T wave alternans qualitative detection and quantitative measurement, Journal of cardiothoracic surgery, 2013.



مریم ستارپور مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی پزشکی، بیو الکتریک در سال ۱۳۸۹ از دانشگاه اصفهان دریافت نمود. تحصیلات کارشناسی ارشد وی در رشته مهندسی پزشکی، بیو الکتریک در سال ۱۳۹۱ به اتمام رسید. زمینه های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان پردازش سیگنال های حیاتی و پردازش تصاویر است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

m.satarpour@modares.ac.ir



بابک محمدزاده اصل مدرک کارشناسی ارشد و دکترای خود را در رشته مهندسی پزشکی - بیو الکتریک به ترتیب از دانشگاه تهران در سال ۱۳۸۴ و دانشگاه تربیت مدرس در سال

۱۳۸۹ دریافت کرد. او از سال ۱۳۹۰ به عنوان عضو هیأت علمی در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه تربیت مدرس مشغول به کار شده است. زمینه های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان پردازش سیگنال های حیاتی و پردازش سیگنال اولتراسوند می باشند.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

babakmasl@modares.ac.ir

ponent Analysis, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 2009, vol. 56, no. 7, pp.1880-1890.

Monasterio V., Martinez J. P., Multilead analysis of T-wave alternans in the electrocardiogram, university of Zaragoza, PhD thesis, May 2011, pp. 28-39.

Monasterio V., Martinez J. P., Multilead T-Wave Alternans Quantification Based on Spatial Filtering and the Laplacian Likelihood Ratio Method, Computers in Cardiology, 2008, no. 35, pp. 601-604.

Moody G. B., The physionet/computers in cardiology challenge 2008: T-Wave Alternans, In Computers in Cardiology, 2008, pp. 505-508.

Moody G. B., Muldrow W., and Mark R. G., A noise stress test for arrhythmia detectors, In Computers in Cardiology. Los Alamitos, CA: IEEE Comput. Soc. Press, 1984, vol. 11, pp. 381-384.

Nearing B. D., Huang A. H., and Verrier R. L., Dynamic tracking of cardiac vulnerability by complex demodulation of the T wave, Science, 1991, no. 252, pp. 437-440.

Nearing B. D. and Verrier R. L., Modified moving average analysis of T-wave alternans to predict ventricular fibrillation with high accuracy, J. Appl. Physiol., 2002, no. 92, pp. 541-549.

Nijm G., Swiryd S., Larson A.C. and Sahakian A.V., Estimation of T-Wave Alternans from Multi-Lead ECG Signals Using a Modified Moving Average Method, Computers in Cardiology, 2008, no. 35, pp. 517-520.

Pan J., Tompkins W. J., A real-time QRS detection Algorithm, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, vol. BME-32, No. 3, pp. 230-236.

Rojo-Alvarez J. L. et al, Detection and Estimation of T Wave Alternans with Matched Filter and Nonparametric Bootstrap Test, Computers in Cardiology, 2008, no. 35, pp. 617-620.

Shen T. W., Tsao Y. T., An Improved Spectral Method of Detecting and Quantifying T-Wave Alternans for SCD Risk Evaluation, Computers in Cardiology, 2008, no. 35, pp. 609-612.

Smith J. M., Clancy E. A., Valeri C. R., Ruskin J. N., and Cohen R. J., Electrical alternans and cardiac electrical instability, Circulation, 1988, vol. 77, no. 1, pp. 110-121.

Strumillo P. and Ruta J., Poincaré mapping for detecting abnormal dynamics of cardiac repolarization, IEEE Eng. Med. Biol. Mag. , 2002, vol. 21, no. 1, pp. 62-65.

