

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

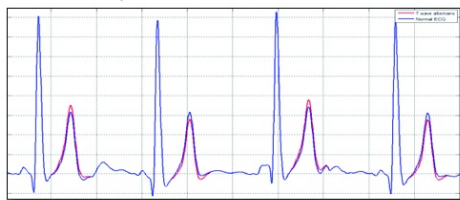
وجود تغییرات الکتریکی در مرحله دیلاریزاسیون سیکل قلبی با افزایش خطر آریتمی‌های بطنی و مرگ قلبی ناگهانی ارتباط مستقیمی دارد، بنابراین تشخیص و ارزیابی این تغییرات، که تغییرات موج T (TWA) نام‌گذاری شده‌اند، می‌تواند امکانات جدیدی را در اختیار پزشکان قرار دهد. با این حال تشخیص صحیح TWA به دلیل دامنه بسیار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

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

۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی مهم‌ترین عامل مرگ و میر در کشورهای توسعه‌یافته و در حال توسعه می‌باشند. بخش عمده‌ای از این مرگ‌ها به صورت ناگهانی و در بازه کوتاهی پس از شروع اولین علائم-که ارتباط مستقیمی با آریتمی‌های بطنی دارد- اتفاق می‌افتند؛ (موناستریو و همکاران، ۲۰۱۱) که از آنها به مرگ قلبی ناگهانی (SCD)^۱ یاد می‌شود. SCD نتیجه مستقیم ایست قلبی است که عبارت است از مرگ طبیعی ناشی از علل قلبی در فردی که ممکن است بیماری شناخته‌شده قلبی داشته باشد؛ اما زمان و نحوه مرگ در او غیرمنتظره باشد، به گونه‌ای که ظرف یک ساعت از شروع علائم حاد، هوشیاری وی به‌طور ناگهانی از بین برود 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

استفاده از دفیبریلاتورهای قلبی قابل کاشت (ICD) است که یک روش به‌طور کامل تهاجمی با هزینه بالاست. آمار نشان می‌دهد که به‌منظور حفظ جان یک بیمار از SCD، دفیبریلاتور 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 مقرون به صرفه نیست (موناستریو و همکاران، ۲۰۱۱). بنابراین باید به دنبال راه‌حل مناسب‌تری برای پیش‌بینی افراد در معرض خطر این بیماری بود.



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

^۲ Implantable Cardioverter Defibrillator

^۱ Sudden Cardiac Death

امروزه مطالعات نشان می‌دهد، یکی از نویدبخش‌ترین روش‌های غیرتهاجمی برای این منظور، بررسی تغییرات موج T (TWA¹) است، که در مقایسه با ICD یک آزمایش ارزان‌تر است و حساسیت بالایی دارد. تغییرات موج T که گاهی تغییرات ریپلریزاسیون 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 بسیاری از موارد این تغییرات کوچک‌تر از سطح نوفه می‌باشند، 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 (SM²) توسط Smith و همکارانش ارائه شد (اسمیت و همکاران، ۱۹۸۸). در سال ۱۹۹۱ روش دمدولاسیون مختلط^۳ توسط Nearing و Verrier به‌عنوان 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^۴) ارائه شد (بوراتینی و همکاران، ۲۰۰۲). در سال ۱۹۹۷، Ruto استفاده از نقشه‌های پوانکاره (Poincare map) را برای تحلیل تغییرات موج T به‌کار گرفتند (استرامیلو و همکاران، ۲۰۰۲). در همان سال روش میانگین متحرک اصلاح‌شده^۵ توسط Burattini و Coworkers مطرح شد (نیرینگ و همکاران، ۲۰۰۲). پژوهش‌ها در این زمینه همچنان ادامه یافت تا در سال ۲۰۰۸ مسابقه سالانه پایگاه Physionet و کنفرانس Computers in Cardiology با هدف تشخیص تغییرات موج T برگزار شد (مودی و همکاران، ۲۰۰۸) و روش‌های گوناگونی از جمله میانگین متحرک اصلاح‌شده (نجم و همکاران، ۲۰۰۸)، نسبت شباهت لاپلاسی^۶ (موناستریو و همکاران، ۲۰۰۸)، روش طیفی بهبودیافته، فیلتر تطبیقی (الوارز و همکاران، ۲۰۰۸)، توابع والش (ملنیک و همکاران، ۲۰۰۸) و ... در آنجا پیشنهاد شد. در سال‌های اخیر نیز روش‌های آنالیز مؤلفه‌های

اساسی (PCA^۷) و تجزیه مقادیر منفرد (SVD^۸) برای تحلیل تغییرات موج T، و روش‌های ترکیبی برای اندازه‌گیری و تشخیص تغییرات موج T (وان و همکاران، ۲۰۱۳) به‌کار 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 دیجیتالی کردن سیگنال ECG، فیلترکردن خطی پایین‌گذر برای حذف نوفه‌های خارج از باند، حذف انحرافات خط مبنا، تشخیص QRS و قطعه‌بندی و فیلترکردن قطعه ST-T اشاره کرد.

در مرحله کاهش داده‌ها تعداد سری‌های دوره به دوره (کمپلکس‌های ST-T) که برای هر دوره قلبی به‌صورت مجزا استخراج شده‌اند) برای پردازش کاهش خواهد یافت، درحالی‌که 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 به‌منظور 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 (مارتینز و همکاران، ۲۰۰۵).

اصلی‌ترین نقطه ضعف روش‌های موجود، عملکرد ضعیف آنها در حضور نوفه‌های 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

¹ T wave Alternans

² Spectral Method

³ complex demodulation

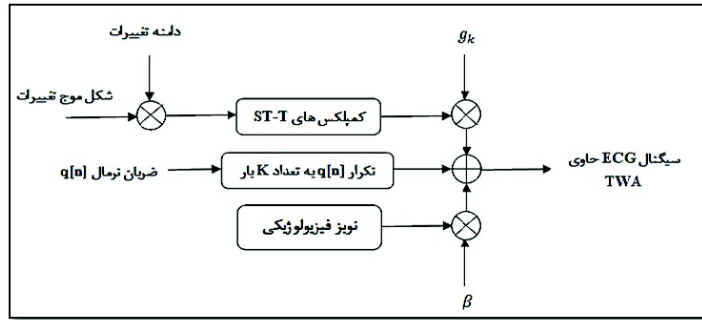
⁴ Correlation method

⁵ Modified moving average

⁶ Laplacian Likelihood Ratio Method

⁷ Principal Component Analysis

⁸ Singular Value Decomposition



(شکل-۲): روندنمای تولید سیگنال شبیه‌سازی شده ECG

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

اگر $q[n]$ شکل موج یک ضربان طبیعی باشد، سیگنال ECG بدون نوفه 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 برجسب "طبیعی" که بین دو ضربان دیگر با برجسب "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 نوفه تولید کرده‌ایم. سیگنال ECG واقعی و غیرایستا $p_r[n]$ با افزودن نوفه فیزیولوژیکی $v[n]$ تولید می‌شود:

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

در رابطه بالا β یک پارامتر مقیاس‌بندی برای دستیابی به سیگنال‌های ECG با SNRهای مختلف است. توجه شود که انتخاب یک ضربان تصادفی منجر به تولید سیگنال‌های ECG با آهنگ‌های مختلف می‌شود، به علاوه نوفه کمپلکس‌های ST-T از سیگنال‌های ECG مختلف با هم تفاوت دارند. بنابراین این مولد سیگنال‌های مصنوعی، مجموعه وسیعی از ECG‌های 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 بیان‌گر 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) به‌عنوان 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.

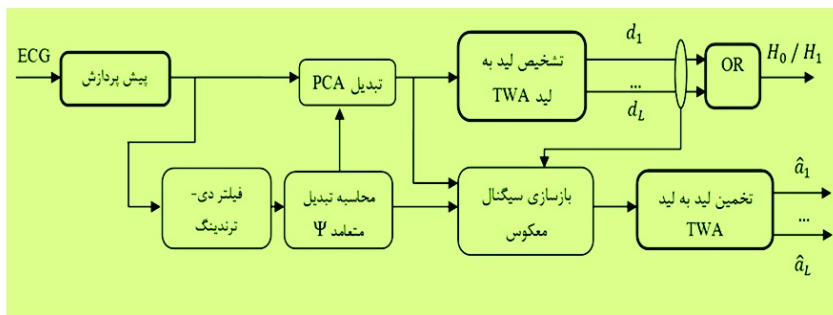
۲- دادگان

عدم وجود یک دادگان تفسیر شده برای مطالعات TWA، که دلیل عمده آن غیرقابل رؤیت‌بودن و دامنه کوچک TWA است، ارزیابی روش‌های موجود در این زمینه را بسیار دشوار کرده است، با این حال استفاده از سیگنال‌های ECG 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 نوفه سفید گوسی به دلیل این که نمی‌تواند شرایط غیرایستای محیط آزمایشگاهی را به‌خوبی شبیه‌سازی کند، توصیه نمی‌شود (ولاسکو و همکاران، ۲۰۱۰).

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

¹ Electrode motion

² Muscular activity



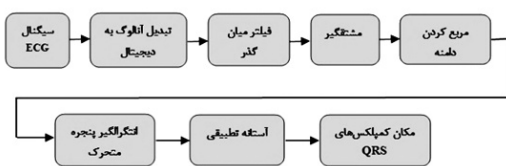
(شکل-۳) روندنمای کلی روش پیشنهادی

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



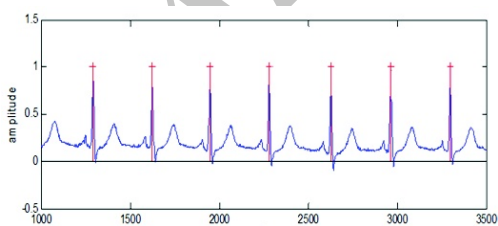
(شکل-۴): مراحل پیش پردازش برای الگوریتم پیشنهادی

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



(شکل-۵): روندنمای الگوریتم Pan-Tompkins

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



(شکل-۶): خروجی الگوریتم Pan-Tompkins و تشخیص

بیکهای R

نوسانات خط مبنا در هنگام تحلیل سری های دوره به دوره به صورت نوبه با دامنه بالا ظاهر می شوند و باعث کاهش

می دهد. در نهایت شکل موج تغییرات به قطعه ST-T هر ضربان افزوده می شود. دامنه موج تغییرات توسط تابع g_k تعیین می شود 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 می کند، بنابراین:

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

که α یک ثابت است. حالت نامتناوب، تغییرات را به صورت یک درمیان به ضربانها وارد می کند.

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

بدین گونه $\varepsilon[n], 0 \leq n \leq L_p - 1$ و $p_c[n], 0 \leq n \leq L_p - 1$ به ترتیب بیان گر ECG بدون تغییرات و موج تغییرات می باشند، که در آن $L_p \leq L_e$. سیگنال ECG نهایی به صورت زیر خواهد بود:

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

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

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

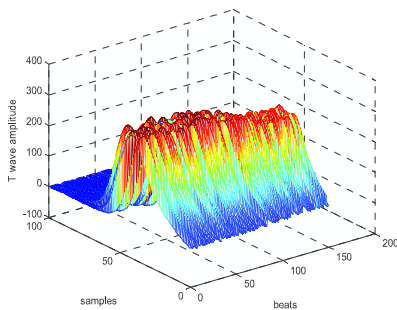
۳-۱- پیش پردازش دادهها

هدف این مرحله، مناسب کردن سیگنال ECG برای مراحل

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

۲-۳- روش 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 بیان‌گر 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.

۱-۲-۳ تبدیل سیگنال با PCA

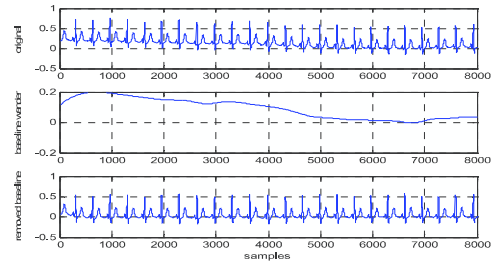
در این روش هر قطعه ST-T به صورت

$$x_{k,l}(n) = s_l(n) + \frac{1}{2}a_l(n)(-1)^k + v_{k,l}(n) \quad (۵)$$

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 $v_{k,l}(n)$ نوفه تصادفی است. در فرم برداری هر قطعه ST-T به صورت رابطه (۶) تعریف می‌شود.

$$X_{k,l} = [x_{k,l}(0) \dots x_{k,l}(N-1)] \quad (۶)$$

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



(شکل - ۷): حذف انحراف خط مبنا، از بالا به پایین به ترتیب:

سیگنال اصلی، انحراف خط مبنا تخمین زده شده و سیگنال بدون انحراف خط مبنا

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

فیلتر خطی پایین‌گذر برای حذف نوفه‌های خارج از باند استفاده می‌شود. از آنجایی که تمرکز طیف قدرت TWA در محدوده فرکانسی 0.3-15 Hz است، از فیلتر پایین‌گذر باترورت با فرکانس قطع 20 Hz استفاده شده است.

در ادامه، متناظر با هر ضربان، یک فاصله ۳۵۰ میلی‌ثانیه‌ای به‌عنوان کمپلکس ST-T در نظر گرفته شده است. شروع هر فاصله بسته به میزان ضربان قلب (HR^1)، بین شصت تا هشتاد میلی‌ثانیه بعد از بیک 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 100 bpm^۲ باشد، نقاط شروع کمپلکس‌های ST-T روی هشتاد میلی‌ثانیه بعد از بیک 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.

¹ Heart Rate
² Beat Per Minute

یک فرآیند تصادفی با میانگین صفر و ماتریس همبستگی $R_{X'}$ است.

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

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

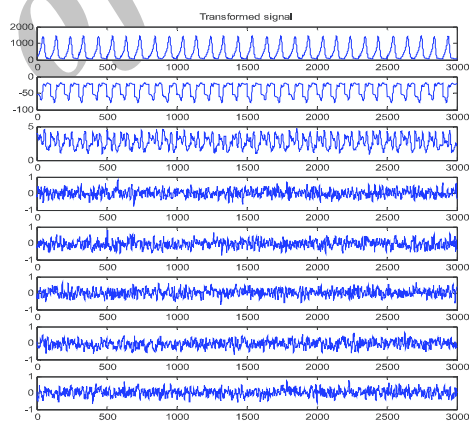
برای دستیابی به L مؤلفه مستقل X' ، معادله بردار ویژه برای $R_{X'}$ باید حل شود:

$$\hat{R}_{X'} \Psi = \Psi \Lambda \quad (9)$$

Ψ تبدیل متعامد است که به سیگنال اصلی اعمال می‌شود و Λ بیانگر ماتریس مقادیر ویژه است که به صورت نزولی مرتب شده‌اند.

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

1- آمین سطر Y شامل 1- آمین مؤلفه مستقل X است. در شکل (9) شمایی از سیگنال‌های تبدیل یافته مشاهده می‌شود. همان گونه 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 - 9): 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، 2009). این کار با استفاده از دو الگوریتم CM و SM انجام شده است.

۳-۲-۲- تشخیص TWA با روش همبستگی

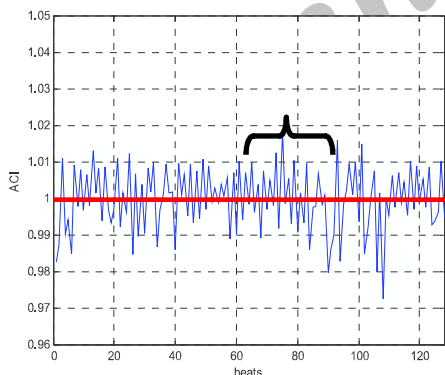
این روش برای تشخیص تغییرات موج T از شمارشگر عبور از صفر استفاده می‌کند. در این روش حوزه زمان، از 128 موج T متوالی برای محاسبه میانگین موج‌های T (T_{mdn})

استفاده کرده‌ایم. هر نقطه از T_{mdn} از مقدار میانگین نمونه متناظر از 128 موج T موجود محاسبه شده و به‌عنوان 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 به‌طور معمول نزدیک یک است؛ زیرا در آنجا کمپلکس ST-T مشابه الگو است. بزرگتر بودن مقدار ACI_j از 1 بیانگر بزرگتر بودن T_j از T_{mdn} است و هنگامی که این شاخص کوچک‌تر از 1 است، بیانگر کوچک‌تر بودن T_j از T_{mdn} است. به طور کلی هنگامی که TWA وجود دارد، انتظار می‌رود مقدار همبستگی تغییر کند (غفاری و همکاران، 2009 و بوراتینی و همکاران، 1997).

اگر برای حداقل هفت ضربان متوالی شاخص ACI_j تغییر علامت دهد، به معنای وجود TWA است (بوراتینی و همکاران، 2010) در این حالت $d_l = 1$ در نظر گرفته می‌شود و در صورت عدم تشخیص TWA مقدار d_l برابر صفر خواهد بود. به این ترتیب به‌ازای هر لید یک d_l با مقادیر صفر و یک خواهیم داشت که نشان می‌دهد هر لید حاوی TWA است یا خیر. شکل (10) نمونه‌ای از مقادیر ACI_j برای 128 ضربان متوالی از یک سیگنال را در حضور تغییرات موج T نشان می‌دهد.



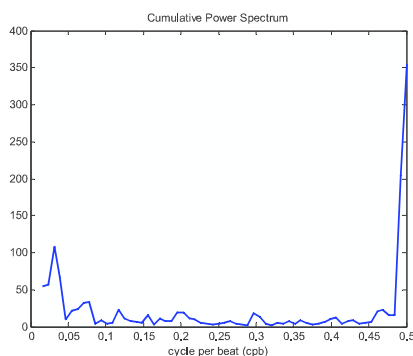
(شکل - 10): نمودار تغییرات ACI که بیانگر وجود تغییرات موج T است.

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

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

۳-۲-۴- بازسازی سیگنال با معکوس PCA

تبدیل سیگنال در واقع یک تغییر مختصات در فضا است. از آنجایی که پزشکان از دامنه TWA در سامانه دوازده لیدی استاندارد برای تصمیم‌گیری درباره نتایج تست TWA استفاده می‌کنند، لازم است که قبل از تخمین TWA، داده‌های تبدیل‌یافته 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 به شیوه 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:

$$A = \begin{pmatrix} d_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & d_L \end{pmatrix} \quad (15)$$

و

$$\Psi_{TR} = \Psi A \quad (16)$$

ماتریس Ψ_{TR} در سطرهای متناظر با لیدهایی که TWA وجود ندارد برابر صفر است. سیگنال بازسازی‌شده از لیدهایی که در آن TWA تشخیص داده شده است، به صورت زیر حاصل می‌آید:

$$\bar{X} = \Psi_{TR} Y \quad (17)$$

ماتریس داده‌های بازسازی‌شده \bar{X} به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\bar{X} = [\bar{X}_0 \ \bar{X}_1 \ \dots \ \bar{X}_{K-1}] \quad (18)$$

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:

$$TWA_{CM}(j) = 2|ACI_j - 1| \frac{\sum_{i=1}^N T_{mdn}^2(i)}{\sum_{i=1}^N |T_{mdn}(i)|} \quad (12)$$

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

بر اساس این روش، تغییرات ضربان به ضربان در دامنه موج T می‌توانند با استفاده از یک رویکرد طیفی اندازه‌گیری شوند. پس از صف‌بندی 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 با هم جمع شده‌اند و طیف تجمعی حاصل شده است. از آنجایی که طیف حاصله بر اساس اندازه‌گیری بر اساس یک ضربان حاصل می‌شود، واحد فرکانس آن سیکل بر ضربان (cpb) می‌باشد. فرکانسی که تغییرات یک در میان موج‌های T در آن ظاهر می‌شود، فرکانس 0.5 cpb است. این فرکانس، فرکانس تغییرات نام دارد. پیک دامنه در فرکانس 0.5 cpb پیک تغییرات (AP) نامیده می‌شود. اگر نسبت تغییرات (AR) که طبق رابطه (۱۳) تعریف شده است، بزرگ‌تر از ۳ باشد، به معنای وجود TWA است.

$$AR_l = \frac{AP_l - \mu_l}{\sigma_l} \quad (13)$$

که در آن μ_l و σ_l به ترتیب میانگین و انحراف استاندارد نوبه در پنجره طیفی [0.33-0.48 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 ولاسکو و همکاران، ۲۰۱۰):

$$V_l = \sqrt{AP_l - \mu_l} \quad (14)$$

شکل (۱۱) طیف توان تجمعی امواج T در یک نمونه سیگنال ECG را نشان می‌دهد، پیک این طیف در فرکانس 0.5 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

^۱ 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.

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

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

سیگنال‌های شبیه‌سازی شده به گونه‌ای که در بخش ۲ توضیح داده شد، تولید شده‌اند. با تغییر پارامترهای β و g_k می‌توان سیگنال‌هایی با SNR و ANR های مختلف تولید کرد. در این پژوهش روش پیشنهادی PCA+CM با روش‌های چندلیدی 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 SNR های کوچک به علت قرار گرفتن میزان تغییرات در سطح نوفه، متغیر P_D سطح پایین تری 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-SM، single-CM، multi-SM و multi-CM تحت نوفه 'ma' به تصویر کشیده است و همان‌گونه که مشاهده می‌شود در جایی که نسبت تغییرات به نوفه بسیار کوچک است (ANR های کوچک) روش پیشنهادی multi-CM با احتمال بیشتری نسبت به سایر روش‌ها تغییرات را تشخیص می‌دهد. برای مثال در multi-CM -55 dB، برای سیگنال 1 signal روش multi-CM با احتمال ۷۲/۱۲٪ تغییرات را تشخیص می‌دهد، در صورتی که این مقدار برای روش‌های single-SM، single-CM و multi-SM به ترتیب برابر ۸/۹۷٪، ۶۲/۸۲٪ و ۳۵/۲۶٪ است.

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

۳-۳- روش تک‌لیدی

روش تک‌لیدی هر لید از سیگنال ECG را به صورت جداگانه پردازش می‌کند. این روش 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 پررنگ نشان داده شده‌اند، در این روش 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 ۲۸ ضربانی استفاده شده است که به منظور 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.

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

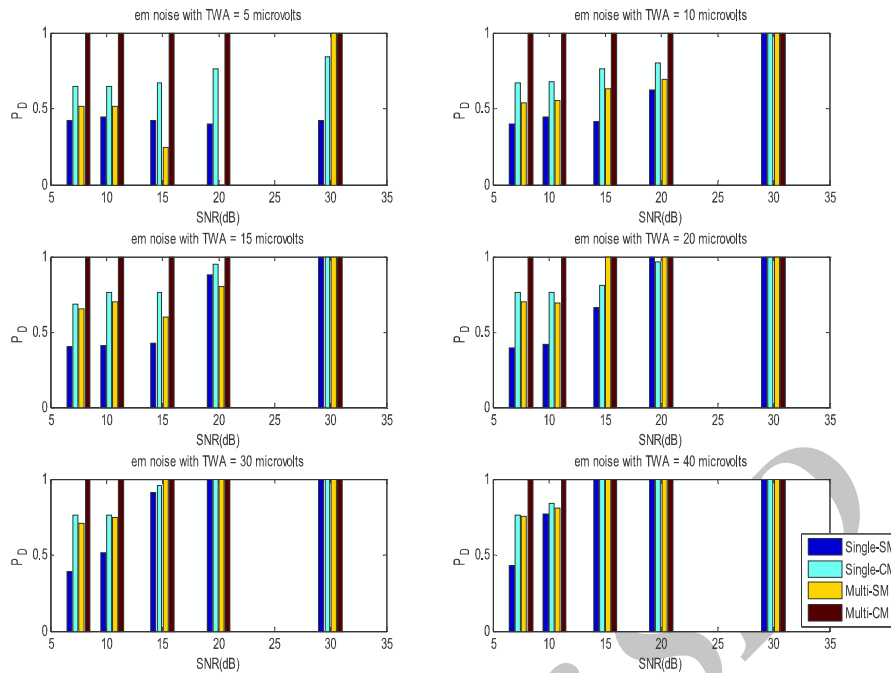
برای برآورد عملکرد روش پیشنهادی، به منظور ارزیابی شرایط سیگنال و نوفه از دو پارامتر SNR^1 و ANR^2 (روابط ۲۰ و ۲۱) استفاده شده است.

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

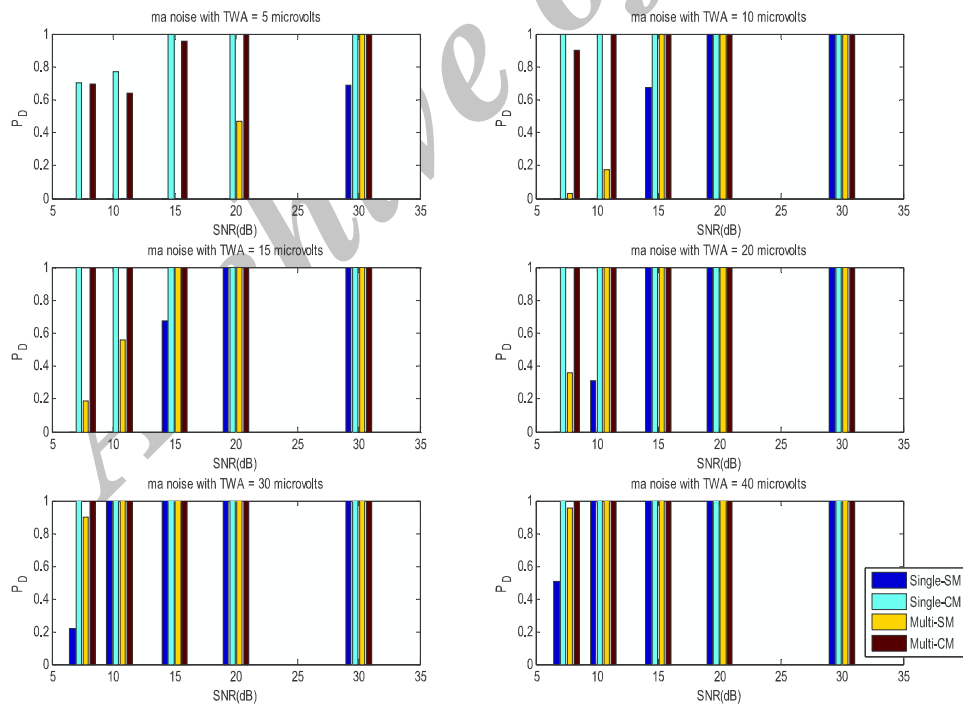
که در آن $p_a [n] = p_c [n] + \sum_k g_k \varepsilon [n - \sum_{i=1}^k T_i]$ یک سیگنال ECG بدون نویز و حاوی TWA است. این اندازه‌گیری یک مفهوم کلی از نویز در سیگنال را ارائه می‌دهد، در حالی که بیشترین تأثیر نوفه زمانی است که در

¹ Signal to Noise Ratio

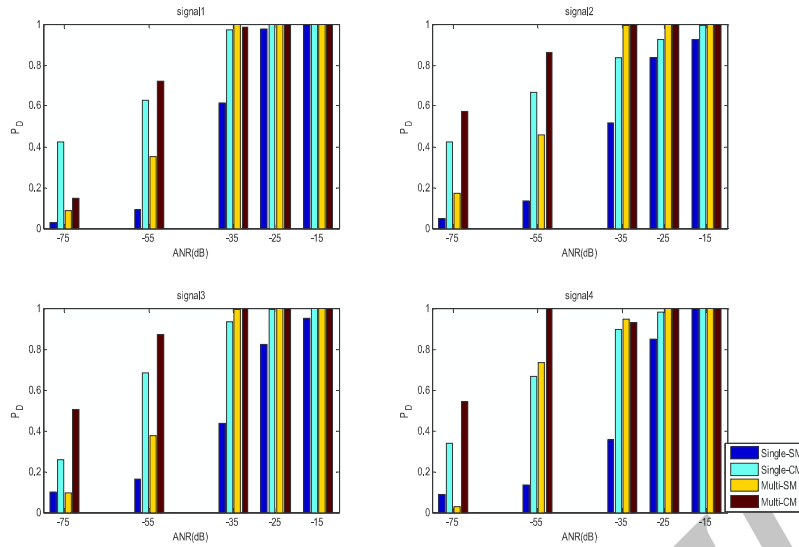
² Alternans to Noise Ratio



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

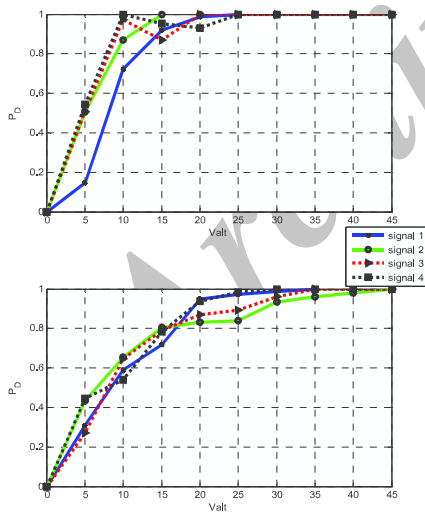


شکل - ۱۳): نمودار P_D بر حسب SNR برای مقادیر مختلف TWA تحت نوفه 'ma'



(شکل - ۱۴): نمودار P_D بر حسب ANR برای ۴ سیگنال شبیه‌سازی شده تحت نوفه '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 مبنا 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 نوفه 'ma'. شکل بالایی رفتار سیگنال را در $SNR = 10$ dB و شکل پایینی در $SNR = 16$ 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 نوفه 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 اعمالی

		در ANRهای مختلف				
روش	ANR	-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

۵- نتیجه گیری و پیشنهادها

اصلی ترین نقطه ضعف روش های موجود، عملکرد ضعیف آنها در حضور نوفه های با دامنه بالا و تشخیص ناصحیح تغییرات با دامنه های کوچک است. علاوه بر این برخی از روش ها دامنه TWA را اندازه گیری می کنند؛ اما شکل موج TWA را تخمین نمی زنند. مطلوب است که تخمین صحیحی از شکل موج تغییرات حاصل آید؛ زیرا پژوهش ها نشان داده است که توزیع TWA روی کمپلکس ST-T بیان گر وجود خطر آریتمی های بطنی است. اکثر روش هایی که تاکنون برای تحلیل تغییرات موج T ارائه شده اند، از یک لید سیگنال ECG استفاده می نمایند. در این پژوهش ما یک روش جدید بر مبنای روش همبستگی (CM) پیشنهاد داده ایم که برخلاف اکثر روش های موجود از چند لید سیگنال ECG استفاده کرده است؛ چون مطالعات اخیر بیان گر این نکته است که با ترکیب اطلاعات لیدهای مختلف می توان تشخیص دقیق تری از TWA ارائه داد. نتایج حاصل از پیاده سازی این روش با روش مرجع طیفی مقایسه شده است. از آنجایی که روش طیفی از جمله روش هایی است که بیشترین استفاده را در دستگاه های تجاری دارد، اکثر الگوریتم های پیشنهادی با این روش مقایسه می شوند. با اعمال روش پیشنهادی بر روی داده شبیه سازی شده، مشاهده می شود که تحت نوفه های 'em' و 'ma' روش پیشنهادی نتایج رضایت بخشی را از خود نشان می دهد (شکل های ۱۲ الی ۱۵). به عنوان مثال برای سیگنال شبیه سازی شده 'signal 3' همان گونه که شکل (۱۴) نشان می دهد روش multi-CM در -55 dB ANR با احتمال ۸۶٪ تغییرات را تشخیص می دهد؛ در صورتی که این مقدار برای روش های single-SM، single-CM و multi-SM به ترتیب برابر ۱۶٪، ۶۸٪ و ۳۷٪ است و همان گونه که انتظار می رود با افزایش SNR و ANR احتمال تشخیص نیز برای تمامی روش ها افزایش می یابد.

برای ادامه کار در این زمینه نظریه های زیر پیشنهاد می شود:

- ارزیابی کاربرد روش های چندلیدی TWA به عنوان یکی از شاخص های خطر در ثبت های آزمایش استرس. برای این منظور می توان از ترکیب شاخص های کمی و کیفی TWA (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 ثبت های سیار.

برای شروع می توان با اعمال روش چندلیدی ثبت هولتر بر دیتابیس Long Term ST Database (جاگر و همکاران، ۲۰۰۳) که شامل ثبت های هولتر ۲۴ ساعته و تفسیر شده برای ایسکمی است، استفاده کرد.

- استفاده از سایر روش های تبدیل داده ها نظیر تحلیل مؤلفه های مستقل (ICA) و یا تحلیل مؤلفه های متناوب به جای تبدیل PCA و ترکیب آنها با سایر روش ها نظیر روش Complex Demodulation، Poincare Map و غیره.

۶- مراجع

Blanco-Velasco M., Cruz-Roldan F., Godino-Lloriente 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., Homaeinezhad 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., Epidemiologia de la muerte subita cardiaca en Espana, Rev Esp Cardiol, 1999, vol 52, pp. 717-7258.

Martinz J. P., and Olmos S., Methodological Principals 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-

