تأییدیه اعضای هیأت داوران حاضر در جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد

اعضای هیأت داوران نسخه نهایی پایان‌نامه آقای **روزبه رجبی توستانی** تحت عنوان:

آنالیز تغییرات موج T در سیگنال ECG

را از نظر شکل (فرم) و محتوی بررسی نموده و پـذیرش آن را بـرای دریافـت درجـه کارشناسـی‌ارشـد پیشنهاد می‌کنند.

ردیف	اعضای هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	رتبه علمی	امضا
۱	استاد راهنما	دکتر قاسمیان	استاد	
۳	نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر محلوجی‌فر	دانشیار	
۴	استاد ناظر	دکتر ستاره‌دان	دانشیار	
۵	استاد ناظر	دکتر میران‌بیگی	استادیار	

آیین‌نامه حق مالکیت مادی و معنوی در مورد نتایج پژوهشهای علمی دانشگاه تربیت مدرس

مقدمه: با عنایت به سیاست‌های پژوهشی و فناوری دانشگاه در راستای تحقق عدالت و کرامت انسانها که لازمه شکوفایی علمی و فنی است و رعایت حقوق مادی و معنوی دانشگاه و پژوهشگران، لازم است اعضای هیأت علمی، دانشجویان، دانش‌آموختگان و دیگر همکاران طرح، در مورد نتایج پژوهشهای علمی که تحت عناوین پایان‌نامه، رساله و طرحهای تحقیقاتی با هماهنگی دانشگاه انجام شده است، موارد زیر را رعایت نمایند:

ماده ۱- حق نشر و تکثیر پایان نامه/ رساله و درآمدهای حاصل از آنها متعلق به دانشگاه می باشد ولی حقوق معنوی پدید آورندگان محفوظ خواهد بود.

ماده ۲- انتشار مقاله یا مقالات مستخرج از پایان‌نامه/رساله به صورت چاپ در نشریات علمی و یا ارائه در مجامع علمی باید به نام دانشگاه بوده و با تایید استاد راهنمای اصلی، یکی از اساتید راهنما، مشاور و یا دانشجوی مسئول مکاتبات مقاله باشد. ولی مسئولیت علمی مقاله مستخرج از پایان نامه و رساله به عهده اساتید راهنما و دانشجو می باشد.

تبصره: در مقالاتی که پس از دانش‌آموختگی بصورت ترکیبی از اطلاعات جدید و نتایج حاصل از پایان‌نامه/ رساله نیز منتشر می‌شود نیز باید نام دانشگاه درج شود.

ماده ۳- انتشار کتاب و یا نرم افزار و یا آثار ویژه حاصل از نتایج پایان‌نامه/ رساله و تمامی طرحهای تحقیقاتی کلیه واحدهای دانشگاه اعم از دانشکده ها، مراکز تحقیقاتی، پژوهشکده ها، پارک علم و فناوری و دیگر واحدها باید با مجوز کتبی صادره از معاونت پژوهشی دانشگاه و براساس آئین نامه های مصوب انجام شود.

ماده ۴- ثبت اختراع و تدوین دانش فنی و یا ارائه یافته ها در جشنواره‌های ملی، منطقه‌ای و بین‌المللی که حاصل نتایج مستخرج از پایان‌نامه/رساله و تمامی طرح‌های تحقیقاتی دانشگاه باید با هماهنگی استاد راهنما یا مجری طرح از طریق معاونت پژوهشی دانشگاه انجام گیرد.

ماده ۵- این آیین‌نامه در ۵ ماده و یک تبصره در تاریخ ۸۷/۴/۱ در شورای پژوهشی و در تاریخ ۸۷/۴/۲۳ در هیأت رئیسه دانشگاه به تایید رسید و در جلسه مورخ ۸۷/۷/۱۵ شورای دانشگاه به تصویب رسیده و از تاریخ تصویب در شورای دانشگاه لازم‌الاجرا است.

آیین نامه چاپ پایان‌نامه (رساله)های دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس

نظر به اینکه چاپ و انتشار پایان نامه (رساله)های تحصیلی دانشجویان دانشگاه تربیت مدرس، مبین بخشی از فعالیتهای علمی - پژوهشی دانشگاه است بنابراین به منظور آگاهی و رعایت حقوق دانشگاه،دانش آموختگان این دانشگاه نسبت به رعایت موارد ذیل متعهد می‌شوند:

ماده ۱: در صورت اقدام به چاپ پایان نامه (رساله)ی خود، مراتب را قبلاً به طور کتبی به «دفتر نشر آثارعلمی» دانشگاه اطلاع دهد.

ماده ۲: در صفحه سوم کتاب (پس از برگ شناسنامه) عبارت ذیل را چاپ کند:

«کتاب حاضر، حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد/ رساله دکتری نگارنده در رشته **مهندسی پزشکی** است که در سال **۱۳۸۸** در دانشکده **برق و کامپیوتر** دانشگاه تربیت مدرس به راهنمایی جناب آقای دکتر **محمد حسن قاسمیان یزدی** از آن دفاع شده است.»

ماده ۳: به منظور جبران بخشی از هزینه‌های انتشارات دانشگاه، تعداد یک درصد شمارگان کتاب (در هر نوبت‌چاپ) را به «دفتر نشر آثارعلمی» دانشگاه اهدا کند. دانشگاه می‌تواند مازاد نیاز خود را به نفع مرکز نشر درمعرض فروش قرار دهد.

ماده ۴: در صورت عدم رعایت ماده ۳، ۵۰٪ بهای شمارگان چاپ شده را به عنوان خسارت به دانشگاه تربیت‌مدرس، تأدیه کند.

ماده ۵: دانشجو تعهد و قبول می کند در صورت خودداری از پرداخت بهای خسارت، دانشگاه می‌تواند خسارت مذکور را از طریق مراجع قضایی مطالبه و وصول کند؛ به علاوه به دانشگاه حق می‌دهد به منظور استیفای حقوق خود، از طریق دادگاه، معادل وجه مذکور در ماده ۴ را از محل توقیف کتابهای عرضه شده نگارنده برای فروش، تامین نماید.

ماده ۶: اینجانب **روزبه رجبی توستانی** دانشجوی رشته **مهندسی پزشکی** مقطع **کارشناسی ارشد** تعهد فوق وضمانت اجرایی آن را قبول کرده، به آن ملتزم می شوم.

نام و نام خانوادگی: **روزبه رجبی توستانی**

تاریخ و امضا:

دانشگاه تربیت مدرس
دانشکده برق و کامپیوتر
گروه مهندسی پزشکی

پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

رشته مهندسی برق گرایش مهندسی پزشکی

آنالیز تغییرات موج T در سیگنال ECG

نگارنده:
روزبه رجبی توستانی

استاد راهنما:
دکتر محمد حسن قاسمیان یزدی

شهریور ۱۳۸۸

تقدیم به

پدر و مادر عزیزم به پاس تلاشهای بی دریغشان

برادران عزیزم به پاس دلگرمیهایشان

و همه کسانی که قلبشان به امید ایرانی آزاد و سبز می تپد

سپاسگزاری

اول سپاس خدای راست که وجودمان را به پویش، قلممان را به نگارش و جسممان را به کوشش وا داشت.

از استاد ارجمند و بزرگوارم جناب آقای دکتر قاسمیان که همواره از لطف فراوان و راهنمایی‌های ارزنده و بی‌دریغشان بهره‌مند بوده‌ام، کمال سپاس و قدردانی را دارم.

از اساتید محترم دانشکده برق و گروه مهندسی پزشکی دانشگاه تربیت مدرس که در طول دوره کارشناسی ارشد با تجربه‌ها و راهنمایی‌هایشان، آموزگاری دلسوز و مهربان بوده‌اند سپاسگزارم.

بر خود لازم می‌دانم از حضور ارزشمند جناب آقای دکتر ستاره‌دان در جلسه دفاع سپاسگزاری نمایم.

چکیده

مرگ قلبی ناگهانی یکی از مهمترین عوامل مرگ و میر به شمار می‌رود و در بین مرگ‌های ناشی از بیماری‌های قلبی سهم عمده‌ای را به خود اختصاص می‌دهد. متداول‌ترین روش پیشگیری این عارضه استفاده از دفیبریلاتورهای قلبی قابل کاشت یا ICD است که یک روش تهاجمی محسوب می‌شود. در حال حاضر از کسر برون‌دهی قلبی برای تشخیص بیماران در معرض خطر، استفاده می‌گردد و دفیبریلاتور برای این دسته خاص از بیماران به کار گرفته می‌شود. اما با استفاده از این روش نسبت درمانهای انجام شده به موارد پیشگیری زیاد شده و از نظر اقتصادی مقرون به صرفه نمی‌باشد. بنابراین معیار بهتری برای طبقه‌بندی بیماران مورد نیاز است. تحقیقات نشان داده‌اند که تغییرات مایکروولت در موج T از سیگنال ECG می‌تواند معیار خوبی برای طبقه‌بندی باشد. به دلیل بازه نسبتاً طولانی ثبت سیگنال ECG و نیز قابل رؤیت نبودن این تغییرات در مقیاس‌های متعارف، تشخیص این تغییرات به الگوریتم خودکار کامپیوتری نیاز دارد. در این تحقیق تشخیص تغییرات موج T با استفاده از مفهوم ضرایب لیاپانوف پیشنهاد شده است. اعتبارسنجی این روش با استفاده از روش تغییرات کنترل شده موج T و پایگاه داده‌های تفسیر شده نشان می‌دهد که این روش می‌تواند با قابلیت اعتماد قابل قبولی تغییرات موج T را تشخیص دهد.

واژگان کلیدی

مرگ قلبی ناگهانی، دفیبریلاتور قلبی قابل کاشت، الکتروکاردیوگراف، تغییرات موج T، ضرایب لیاپانوف.

فهرست مطالب

فهرست اختصارات ..... ه

فهرست شکل‌ها ..... و

فهرست جدول‌ها ..... ح

فصل ۱: مقدمه ۲

۱-۱- پیشگفتار ۲

۱-۲- بیان مسأله ۲

۱-۳- پیشینه تحقیق ۳

۱-۴- ساختار پایان‌نامه ۵

فصل ۲: قلب و فعالیت الکتریکی آن ۷

۲-۱- مقدمه ۷

۲-۲- ساختار قلب ۸

۲-۲-۱- دریچه‌های قلب ۱۰

۲-۲-۲- ماهیچه قلب ۱۱

۲-۲-۳- غشا خارجی قلب ۱۱

۲-۲-۴- غشا درونی قلب ۱۲

۲-۲-۵- سرخرگهای تاجی ۱۲

۲-۳- عملکرد قلب ۱۳

۲-۳-۱- چرخه قلبی ۱۳

۲-۳-۲- تولید ضربان قلب ۱۳

۲-۳-۳- کنترل ضربان قلب ۱۴
۲-۳-۴- برون‌ده قلبی ۱۴
۲-۴- فعالیت الکتریکی قلب و آریتمی‌های قلبی ۱۵
۲-۴-۱- رفتار الکتریکی سلولهای قلبی ۱۶
۲-۴-۲- سلول بطنی ۱۶
۲-۴-۳- فعالسازی بطنی ۱۷
۲-۴-۴- پتانسیل‌های سطح بدن ۱۸
۲-۵- سیستم‌های اندازه‌گیری پتانسیل‌های سطح بدن ۱۹
۲-۵-۱- الکترودهای تفاضلی Limb ۱۹
۲-۵-۲- الکترودهای تفاضلی Frank ۲۰
۲-۵-۳- الکترودهای تفاضلی Precordial ۲۱
۲-۵-۴- نگاشت پتانسیلهای سطح بدن BSPM ۲۱
۲-۶- آریتمی‌های قلبی ۲۲
۲-۶-۱- ریتم‌های غیر طبیعی سینوسی ۲۲
۲-۶-۲- ریتم‌های غیر طبیعی ناشی از ایجاد بلوک در هدایت تحریک ۲۳
۲-۶-۳- انقباضات زودرس ۲۵
۲-۶-۴- تاکیکاردی حملهای ۲۵
۲-۶-۵- فیبریلاسیون بطنی ۲۶
۲-۶-۶- فیبریلاسیون دهلیزی ۲۷
۲-۷- مرگ قلبی ناگهانی و روش‌های جلوگیری از آن ۲۸
فصل ۳: تغییرات موج T در سیگنال ECG ۳۲
۳-۱- مقدمه ۳۲

۳-۲- مفهوم و اهمیت تغییرات موج T ۳۲
۳-۳- اساس فیزیولوژیک تغییرات موج T ۳۴
۳-۴- روشهای تست TWA ۳۴
۳-۵- آنالیز تغییرات موج T ۳۷
۳-۵-۱- پیش پردازش ۳۸
۳-۵-۲- کاهش داده‌ها ۴۶
۳-۵-۳- روش‌های تشخیص تغییرات موج T ۵۰
۳-۶- آنالیز تغییرات موج T با استفاده از ضرایب لیاپانوف ۵۳
۳-۶-۱- ضرایب لیاپانوف ۵۳
۳-۶-۲- محاسبه ضرایب لیاپانوف ۵۴
۳-۶-۳- استفاده از ضرایب لیاپانوف برای تشخیص تغییرات موج T ۵۷
فصل ۴: نتایج ۵۹
۴-۱- مقدمه ۵۹
۴-۲- داده‌های مورد استفاده ۵۹
۴-۳- مراحل آنالیز تغییرات موج T ۶۱
۴-۳-۱- پیش پردازش ۶۱
۴-۳-۲- تشخیص تغییرات موج T ۶۶
۴-۴- اعتبارسنجی روشی ۷۳
۴-۴-۱- تغییرات موج T کنترل شده ۷۳
۴-۴-۲- پایگاه داده‌های تفسیر شده ۷۵
فصل ۵: نتیجه‌گیری و پیشنهادها ۷۸

مراجع ۸۱

فهرست واژگان فارسی به انگلیسی ۸۳

فهرست واژگان انگلیسی به فارسی ۸۶

فهرست اختصارات

ECG: Electrocardiograph	الکتروکاردیوگراف
TWA: T Wave Alternans	تغییرات موج T
STFT: Short Time Fourier Transform	تبدیل فوریه زمان کوتاه
SCD: Sudden Cardiac Death	مرگ قلبی ناگهانی
ICD: Implantable Cardiac Defibrillator	دفیبریلاتور قلبی قابل کاشت
CHF: Congestive Heart Failure	عارضه قلبی تراکمی
BSPM: Body Surface Potential Mapping	نگاشت پتانسیل سطح بدن
EF: Ejection Fraction	کسر برون‌دهی قلبی
ANFIS: Adaptive Neuro Fuzzy Inference System	شبکه مبتنی بر استنباط فازی

فهرست شکل‌ها

شکل ۲-۱- ساختار قلب انسان ۸

شکل ۲-۲- گردش خون سیستمیک و ششی ۹

شکل ۲-۳- دریچه قلب ۱۰

شکل ۲-۴- عضله قلب ۱۱

شکل ۲-۵- آنژیوگرام شبه رنگ از قلب سالم ۱۲

شکل ۲-۶- سیستم تحریک و هدایت الکتریکی قلب ۱۵

شکل ۲-۷- نمایش پتانسیل عمل بافتهای مختلف قلب ۱۶

شکل ۲-۸- معماری سلولی فیبرهای ماهیجه قلب ۱۷

شکل ۲-۹- خطوط همزمان فعالسازی بطنی در قلب انسان ۱۸

شکل ۲-۱۰- مسأله الکتروکاردیوگرافی ۱۹

شکل ۲-۱۱- سیستم ECG با الکترودهای تفاضلی Limb ۲۰

شکل ۲-۱۲- سیستم ECG با الکترودهای تفاضلی Frank ۲۰

شکل ۲-۱۳- سیستم ECG استاندارد با ۱۲ الکترود تفاضلی ۲۱

شکل ۲-۱۴- محل قرارگیری الکترودها در دستگاه BSPM ۲۲

شکل ۲-۱۵- نمونهای از دستگاه ICD ۳۰

شکل ۲-۱۶- نحوه کاشت و قرارگیری الکترودها برای ICD دو محفظهای ۳۰

شکل ۳-۱- تغییرات ماکروولت (A) و مایکروولت (B) موج T ۳۳

شکل ۳-۲- الکترودهای ویژه دستگاه اندازهگیری تغییرات موج T ۳۵

شکل ۳-۳- قوانین طبقهبندی نتایج تست TWA ۳۶

شکل ۳-۴- شکل موج موجک مادر مختلط مورلت (a) قسمت حقیقی (b) قسمت موهومی (c) مقدار قدرمطلق ۴۵

شکل ۳-۵- روند نمای محاسبه ضرایب لیاپانوف از روی فضای بازسازی شده ۵۵
شکل ۴-۱- نمایی از نرم‌افزار WAVE : سیگنال e0113 از پایگاه ST – T اروپایی و تفسیر آن ۶۱
شکل ۴-۲- سیگنال نویزی و فیلتر شده آن ۶۲
شکل ۴-۳ -سیگنال اصلی ۶۳
شکل ۴-۴- تبدیل موجک سیگنال اصلی ۶۳
شکل ۴-۵- محل پیک‌های R ۶۴
شکل ۴-۶- نقاط مرجع برای درونیابی منحنی مکعبی ۶۵
شکل ۴-۷- حذف انحراف خط مبنا: سیگنال اصلی، انحراف خط مبنای تخمین زده شده، سیگنال بدون انحراف خط مبنا ۶۵
شکل ۴-۸- خروجی مرحله پیش‌پردازش ۶۶
شکل ۴-۹- طیف توان تجمعی موجهای T ۶۷
شکل ۴-۱۰- نقشه پوآنکاره در عدم حضور تغییرات موج T ۶۸
شکل ۴-۱۱- نقشه پوآنکاره در حضور تغییرات موج T ۶۸
شکل ۴-۱۲- سری ولتاژ خروجی روش دمدولاسیون مختلط ۶۹
شکل ۴-۱۳- ضریب همبستگی در عدم حضور تغییرات موج T ۶۹
شکل ۴-۱۴- ضریب همبستگی در حضور تغییرات موج T ۷۰
شکل ۴-۱۵- زوج بیت بدون تغییرات موج T ۷۱
شکل ۴-۱۶- ضرایب لیاپانوف مربوط به زوج بیت بدون تغییرات موج T ۷۱
شکل ۴-۱۷- زوج بیت با تغییرات موج T ۷۲
شکل ۴-۱۸- ضرایب لیاپانوف مربوط به زوج بیت با تغییرات موج T ۷۲
شکل ۴-۱۹- شکل موج هنینگ تغییرات موج T و سیگنال ECG حاصل ۷۴

فهرست جدول‌ها

جدول ۴-۱- نتایج اعمال الگوریتم پیشنهادی روی دادههای با تغییرات موج T کنترل شده و مقایسه آن با روش طیفی ۷۵

جدول ۴-۲- ارتباط بین اپیزودهای TWA و اپیزودهای بیمارگونه در پایگاه دادههای تفسیر شده...۷۶

فصل اول

مقدمه

فصل ۱: مقدمه

۱-۱- پیشگفتار

سیستم هدایت الکتریکی قلب مسئول انقباض منظم ماهیچه‌های قلب است. هر گونه اختلال در عملکرد این سیستم باعث بروز آریتمی‌های قلبی می‌گردد. الکتروکاردیوگرافی یا ثبت سیگنال‌های قلب به بررسی نحوه عملکرد الکتریکی قلب می‌پردازد. ابن روش نقش اساسی در زمینه تشخیص آریتمی‌ها و اختلالات هدایتی قلب ایفا می‌کند، به طوری که در این زمینه هیچ روش دیگری قادر به فراهم کردن چنین اطلاعاتی نیست. در بین آریتمی‌های قلبی، آریتمی‌های بطنی مانند فیبریلاسیون بطنی و تاکیکاردی بطنی خطرناک‌ترین موارد را شامل می‌شوند که می‌توانند منجر به مرگ قلبی ناگهانی شوند.

۱-۲- بیان مسأله

مرگ قلبی ناگهانی یا SCD به مرگ طبیعی و غیر قابل انتظار در بازه زمانی کمتر از یک ساعت از شروع علایم و در اثر ناهنجاری‌های قلبی در فردی که سابقه شرایط وخیم را نداشته است، گفته می-شود. چنین مرگ سریعی اغلب به آریتمی‌های قلبی نسبت داده می‌شود، اما با ظهور قابلیت‌های مانیتورینگ دفیبریلاتورهای قلبی قابل کاشت به خوبی مشخص شده است که طبقه‌بندی بر اساس شرایط کلینیکی می‌تواند گمراه کننده و اغلب غیر ممکن باشد زیرا ۴۰ درصد مرگ‌های ناگهانی بدون نشانه‌های قبلی صورت گرفته است.

بیماران دچار عارضه تراکمی قلبی (CHF) با وجود درمان‌های دارویی تثبیت شده از قبیل β – blockers ممکن است به طور ناگهانی و غیر قابل انتظار دچار مرگ قلبی شوند. دو راه حل برای جلوگیری از مرگ قلبی در بیماران با CHF وجود دارد. این راه‌حل‌ها درمان با استفاده از داروها و درمان با استفاده از دفیبریلاتورهای قلبی قابل کاشت را شامل می‌شوند. از بین این راه‌حل‌ها استفاده

از ICD مؤثرتر است و با استفاده از دارو می‌توان تعداد دفعاتی که شوک الکتریکی به قلب وارد می‌شود را کاهش داد.

در حال حاضر از کسر برون‌دهی قلبی یا EF برای تشخیص بیماران در معرض خطر، استفاده می‌گردد و ICD برای این دسته خاص از بیماران به کار گرفته می‌شود. اما با استفاده از این روش نسبت درمانهای انجام شده به موارد پیشگیری زیاد شده و از نظر اقتصادی مقرون به صرفه نمی‌باشد. بنابراین معیار بهتری برای طبقه‌بندی بیماران مورد نیاز است. تحقیقات نشان داده‌اند که تغییرات مایکروولت در موج T از سیگنال ECG می‌تواند معیار خوبی برای طبقه‌بندی باشد.

از آنجا که تغییرات موج T در حد میکروولت است و طول بازه ثبت سیگنال بالغ بر چندین دقیقه است، تشخیص این تغییرات به وسیله چشم و توسط پزشک با دشواری همراه است. از این رو نیاز به ارایه الگوریتم خودکار کامپیوتری برای این منظور احساس می‌گردد.

۱-۳- پیشینه تحقیق

اولین مطالعات در ارتباط با TWA در سال‌های ۱۹۸۱ تا ۱۹۸۴ توسط آدام و همکارانش منتشر شد. ایده روش مورد استفاده آنها این بود که تغییرات اغلب به صورت نوسانات با فرکانس ۰/۵ دوره در ضربان در انرژی موج T اندازه‌گیری شده مشاهده می‌شود [۱]. در سال ۱۹۸۸ روش طیفی توسط اسمیت و همکارانش [۲] به عنوان نسخه کامل شده روش قبلی ارایه شد. در این روش طیف توان موج T تخمین زده شده و با مقایسه میزان طیف در فرکانس اشاره شده با سطح نویز تغییرات تشخیص داده می‌شود. پس از آن این روش به طور گسترده در مطالعات کلینیکی به کار گرفته شده است و هم اکنون در دستگاه‌های تجاری مانند CH2000 و Heartwave (محصولات شرکت Cambridge Heart Inc, Bedford, MA) به کار گرفته شده است [۱]. روش دمدولاسیون مختلط در سال ۱۹۹۱ توسط نیرینگ و وریر به عنوان جایگزینی برای روش طیفی معرفی شد. در این روش تغییرات به صورت سیگنال سینوسی با فرکانس ۰/۵ cpb و فاز و دامنه متغیر در نظر گرفته شده

است. این روش در چند مطالعه کلینیکی مورد استفاده قرار گرفته است. در سال ۱۹۹۷ روش همبستگی در حوزه زمان توسط بوراتینی و همکارانش [۳, ۴] پیشنهاد شد. این روش بر اساس محاسبه همبستگی بین موج‌های T و موج T مرجع استوار است. روش همبستگی در مطالعه کلینیکی دو بیماری مختلف به کار رفته است. تبدیل KL روش دیگری است که در سال ۱۹۹۶ به منظور کاهش ضرایب استخراج شده در روش طیفی توسط لاگونا و همکارانش به کار برده شد. همچنین این روش در سال ۲۰۰۰ توسط مارتینز و همکارانش در آنالیز به روش دمدولاسیون مختلط استفاده شده است. روش فیلتر Capon به عنوان جایگزین فیلتر پایین‌گذر در مرحله پایانی روش دمدولاسیون مختلط توسط مارتینز و همکارانش در سال ۲۰۰۰ به کار گرفته شد. در سال ۲۰۰۲، استرامیلو و راتا [۵] استفاده از نقشه‌های پوآنکاره را برای آنالیز TWA پیشنهاد کردند. در این روش در صورت مشاهده دو خوشه جداگانه در نقشه پوآنکاره تغییرات تشخیص داده می‌شوند. سریکانت و همکارانش در سال ۲۰۰۲ روش تبدیل پریودیسیتی را برای تشخیص TWA پیشنهاد دادند. این روش روی بعضی ویژگی-های موج T مانند پیک دامنه، سطح یا واریانس موج T اعمال می‌شود. این نویسندگان همچنین از روش‌های آماری نظیر تست t و رایلی نیز استفاده نموده‌اند.

در سال ۲۰۰۲، ارایه دهندگان روش دمدولاسیون مختلط [۶] روش میانگین متحرک اصلاح شده را ارایه نمودند. این روش در مطالعه وضعیت بیماران آنفارکتوس قلبی و بیماران با دفیبریلاتور به کار گرفته شده است و در سیستم‌های تجاری نظیر CASE – 8000 (محصول شرکت GE Medical Systems, Milwaukee, WI) مورد استفاده قرار گرفته است [۱]. در سال ۲۰۰۲ مارتینز و همکارانش روش نسبت شباهت لاپلاسین را پیشنهاد دادند که براساس مدل سیگنال شامل تغییرات و عبارات مربوط به نویز، تخمین‌گر بیشینه شباهت و تست نسبت شباهت عمل می‌نماید. این روش برای تشخیص TWA در بیمارانی که تحت آنژیوپلاستی قرار گرفتند به کار برده شده است. در سال ۲۰۰۷، ساتو و همکارانش [۷] استفاده از تجزیه مقادیر منفرد را برای تشخیص TWA در سیگنال‌های هولتر پیشنهاد نمودند. در سال ۲۰۰۸ روش موجک توسط رومرو و همکارانش [۸] برای