

مدلسازی سه بعدی برداری زمانی الکتروکاردیوگرام قلب و کاربردهای آن

سیگنال های ECG اطلاعات ارزشمند و مهمی از رفتار قلب را در اختیار پزشکان و پژوهشگران قرار می دهند، اما نه تنها متخصصان قلب بلکه مهندسان نیز با الگوریتم های توسعه یافته خود قادر نیستند بدون اعمال پیش پردازش های مناسب به تمامی اطلاعات پنهان در ECG ها دست پیدا کنند. سیگنال های ۱۲ لیدی گرچه نمایانگر بزرگی رفتار الکتریکی قلب در یک چرخه قلبی هستند ولی اطلاعات واضحی از جهت سیگنال الکتریکی قلب در اختیار نمی گذارند. از طرف دیگر، وکتورکاردیوگرافی (VCG) اطلاعات مربوط به اندازه و جهت سیگنال الکتریکی قلب را در اختیار قرار می دهد اما زمان وقوع در این نوع نمایش آشکار نیست. در این مقاله روشی جدید بیان شده است که در آن، به دور از محاسبات پیچیده، اندازه و جهت بردار الکتریکی قلب به صورت تابعی از زمان نمایش داده می شود. در این نوع نمایش سه بعدی جدید، برخلاف ECG، منحنی سه بعدی نهایی، مستقل از نوع لیدهای قدامی است. بدین ترتیب از هر جفت لید قدامی دلخواهی منحنی یکسانی به دست می آید که اطلاعات مربوط به رفتار الکتریکی قلب را نشان می دهد. برخی از کاربردهای نمایش سه بعدی ارائه شده با به کارگیری اطلاعات ECG بیماران در پایگاه داده فیزیوت در این مقاله آورده شده است. بر این باوریم که اگر این روش مورد استفاده متخصصان قلب و محققان در این زمینه قرار گیرد، به آن ها کمک می کند تا اعمال قلب و ناهنجاری های احتمالی را واضح تر و بسیار سریع تر تشخیص دهند.

امیر غفاری^۱

دانشجوی
کارشناسی ارشد

علی غفاری^۲

استاد

نیوشا پورجعفری^۳

کارشناس ارشد

واژه های راهنما: الکتروکاردیوگرام سه بعدی، الکتروکاردیوگرام، وکتورکاردیوگرام، مدلسازی وکتورکاردیوگرام، یادگیری ماشین

۱- مقدمه

فعالیت الکتریکی قلب انسان نتیجه مستقیم دنباله انقباض و انبساط قلب است که چرخه قلبی نامیده می شود. فعالیت الکتریکی قلب از دسته سلولی به نام گره سینوسی دهلیزی شروع می شود. سپس درون دهلیز راست و چپ منتشر می شود. پس از آن از دسته سلولی به نام گره دهلیزی بطنی و به دنبال آن از دسته سلولی به نام

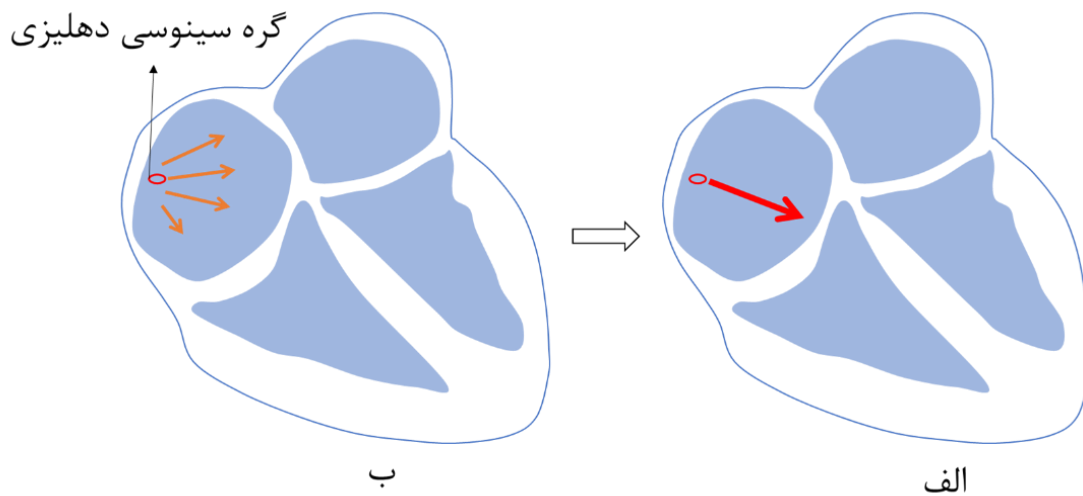
^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی ghafari@email.kntu.ac.ir

^۲ نویسنده مسئول، استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی ghaffari@kntu.ac.ir

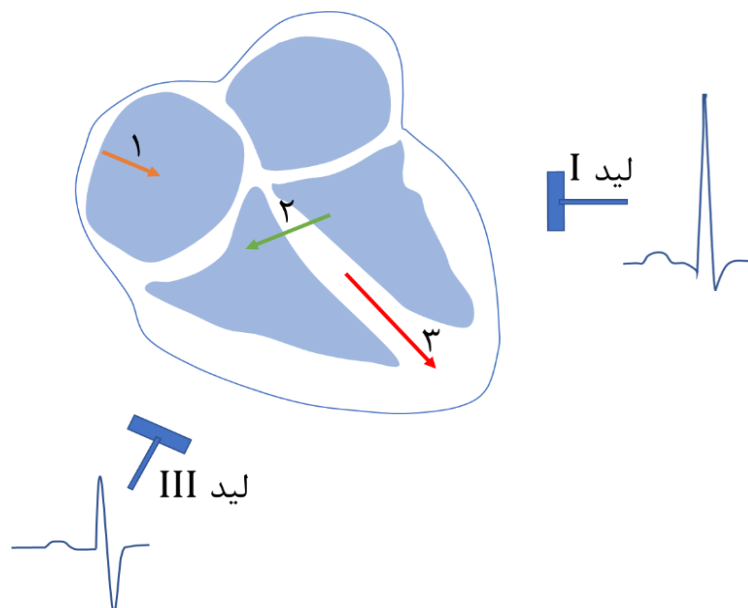
^۳ کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیر الدین طوسی

هیس عبور می‌کند. شکل (۱-الف) یک گام زمانی از این فرایند را نشان می‌دهد. مطابق شکل، در این لحظه نیروهای الکتریکی از گره سینوسی دهلیزی تولید می‌شوند که برآیند این نیروها در شکل (۱-ب) نشان داده شده است.

هریک از لیدهای ECG برآیند نیروهای الکتریکی را از زاویه‌ای که در آن نقطه به بدن متصل شده است و از آن زاویه به قلب نگاه می‌کند، نمایش می‌دهد. برای مثال موقعیت قرارگیری لیدهای I و II در شکل (۲) نشان داده شده است. بردارهایی که درون قلب در شکل نشان داده شده‌اند، برآیند بردارهای الکتریکی هستند که در صفحه افقی قلب دیده می‌شوند. مطابق شکل لیدهای I و II این بردارها را از زاویه‌ای که در آن قرار گرفته‌اند می‌بینند و سیگنال ECG مربوط به خود را تولید می‌کنند.



شکل ۱- انتشار نیروهای الکتریکی از گره سینوسی دهلیزی



شکل ۲- نیروهای الکتریکی در قلب و نمایش آن‌ها در لید I و II

در سال‌های اخیر، تعداد زیادی از روش‌های محاسبات نرم از جمله الگوریتم‌های هوشمند و شبکه‌های عصبی در بررسی ECG مورد استفاده قرار گرفته‌اند تا متخصصین قلبی را در تشخیص ناهنجاری‌های قلبی یاری دهند. بیشتر این روش‌ها بر مبنای مشاهده سیگنال‌های ECG است. برای نمونه جنگ و لیم از یک شبکه دوطبقه CNN و ۱۲ لید ECG استفاده کردند و الگوریتمی تشکیل دادند که ناهنجاری‌های اپیزودیک قلب و ناهنجاری‌های متناوب را دسته‌بندی می‌کند [۱]. آن‌ها ادعا می‌کنند که الگوریتم پیشنهادی‌شان در دسته‌بندی ناهنجاری‌های متناوب از دقت بالایی برخوردار است ولی در دسته‌بندی ناهنجاری‌های اپیزودیک دقت پایینی دارد. هنن و همکاران یک شبکه عصبی عمیق توسعه دادند که ۱۲ ناهنجاری قلبی را از یک لید سیگنال ECG دسته‌بندی می‌کند [۲]. همچنین نویسندگان ادعا کرده‌اند که اگر این الگوریتم در بررسی‌های بالینی مورد استفاده قرار گیرد میزان تفسیرهای نادرست از ECG را کاهش می‌دهد و کارایی تفسیر یک متخصص را بهبود می‌بخشد. اتیس و همکاران از یک شبکه عصبی CNN برای تشخیص علامت‌های بیماری AF در ECG طبیعی، استفاده کردند و عملکرد خوبی را دریافت کردند که احتمالات جدید AF را در نظر می‌گیرد [۳]. ناتارازان و همکاران با استفاده از شبکه عصبی ترنسفورمر برای یک مسئله طبقه‌بندی چند برچسبی، دنباله ۱۲ لیدی الکتروکاردیوگرام را به ۲۷ نوع ناهنجاری قلبی از قبیل LBBB، RBBB، برادی‌کاردی، تاکی‌کاردی دسته‌بندی کردند [۴].

ضعف تمامی این پژوهش‌ها این است که با اینکه سیگنال‌های ECG غنی و حاوی اطلاعات کافی در مورد عملکرد قلب هستند و یک متخصص می‌تواند بسیاری از ناهنجاری‌های قلبی را تنها با مشاهده این سیگنال‌ها تشخیص دهد، اما ممکن است علائم پنهانی نیز در این سیگنال‌ها باشد که به راحتی قابل تشخیص نیست. در این مقاله تلاش شده که نمایشی جدید از ECG ارائه شود که علاوه بر اندازه، اطلاعات برداری و زمانی بیشتری از فعالیت الکتریکی قلب را در بر بگیرد که به وسیله آن متخصصین قلبی بتوانند اطلاعات بیشتری از عملکرد الکتریکی قلب را آشکار سازند.

VCG نمایشی از سیگنال‌های الکتریکی قلب است که هم دامنه و هم جهت سیگنال را دربر می‌گیرد. در مقایسه با ECG، VCG فهمی بهبودیافته و منطقی‌تر از اعمال الکتریکی قلب را میسر می‌سازد [۵]. تحقیقات اخیر مواردی از برتری‌های VCG نسبت به ECG را نشان می‌دهند. مواردی مانند ارزیابی مناطق غیرفعال قلب، تشخیص کم‌شدن زمان عبور سیگنال از دهلیز و رسیدن آن به بطن، شناسایی و تعیین موقعیت پیش تحریک بطنی، ارزیابی جنبه‌های خاص سندرم بروگادا و برآورد شدت بزرگی اجزای قلبی. علاوه بر آن از VCG برای بررسی تغییرات QRS به عنوان روشی اضافی برای تشخیص آسیب‌های قلبی در کسانی که بیماری چاگس دارند استفاده شده است [۶]. [۷ و ۸] از VCG و ECG به صورت جداگانه برای تشخیص سندروم QT استفاده کرده‌اند و از VCG پاسخ بهتری گرفته‌اند. همچنین الگوریتم هوشمند تحت نظارتی، با VCG برای تشخیص بیماری عروق کرونر ترکیب شده است [۹]. یکی از اشکالات معمول VCG این است که در این نوع نمایش زمان در نظر گرفته نمی‌شود و فقط اجزای موقعیتی بیان می‌شوند.

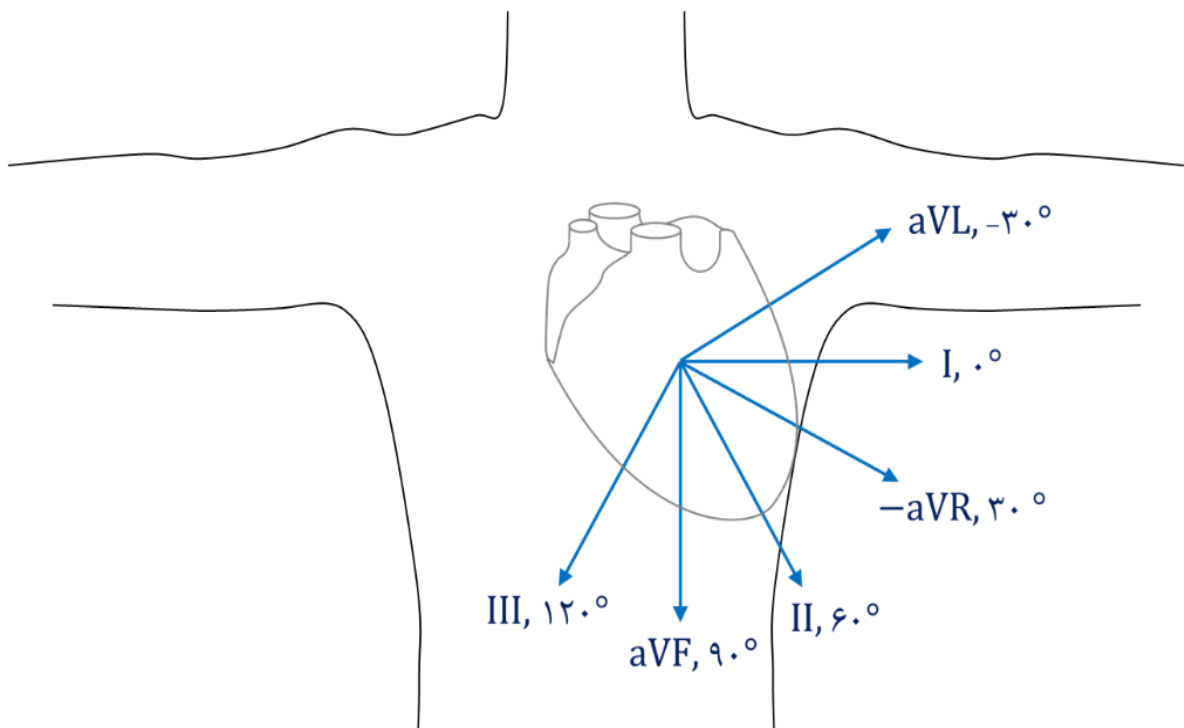
نوآوری روش نمایش ارائه شده در این مقاله در این است که فعالیت‌های الکتریکی قلب به شکل بردار و به صورت تابعی از زمان بیان می‌شود. از این طریق هم اطلاعات زمانی و هم اطلاعات برداری سیگنال در نمایش حضور دارند. برخلاف ECG‌های معمول، تغییرات هر دو لیدی برحسب زمان در این منحنی قابل مشاهده است و

نمایش قدامی اعمال الکتریکی قلب را از هر زاویه دلخواهی شامل می‌شود و تنها به ۶ زاویه معمول ECG محدود نمی‌شود. این نوع نمایش جدید امکان آشکارسازی ویژگی‌های بیشتری از اعمال قلب را برای متخصصین قلبی و پژوهشگران میسر می‌سازد که در قسمت چهارم به برخی از فواید آن در پژوهش و همچنین بررسی فعالیت‌های قلبی نیز اشاره شده است.

این مقاله از ۶ قسمت تشکیل شده است: در قسمت اول مقدمه‌ای از موضوع مورد بررسی و پیشینه پژوهش آورده شده است. در قسمت دوم الکتروکاردیوگرام برداری زمانی تعریف شده است و نحوه به‌دست‌آوردن آن از ۳ لید اندامی (I, II, III) نیز توضیح داده شده است. در قسمت سوم بعضی از مزایای روشن این روش بیان شده است. در قسمت چهارم روابط ریاضی در منحنی سه‌بعدی الکتروکاردیوگرام برداری زمانی ارائه شده در این مقاله، آورده شده است. پس از آن در قسمت پنجم نشان داده شده است که برای به‌دست‌آوردن منحنی سه‌بعدی مذکور می‌توان به‌جای لیدهای اندامی از لیدهای اندامی افزوده نیز استفاده کرد. در قسمت آخر نیز نتیجه‌گیری مقاله و پیشنهاد برای ادامه مسیر آورده شده است.

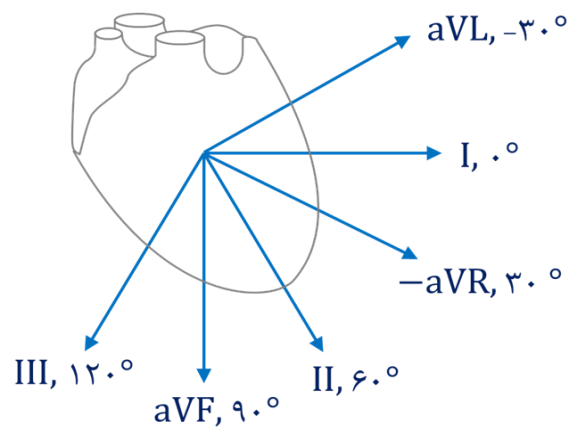
۲- بیانی جدید و سه‌بعدی از ECG

شکل (۳) نمایشی از مکان نصب ۶ لید قدامی به قلب انسان است. هدف در این پژوهش بیان طرحی جدید از ECG است که به‌راحتی با اطلاعات لیدها قابل دستیابی است و منحنی پتانسیل قلب را در سیستمی سه‌بعدی که زمان نیز در آن دخالت می‌کند، بیان می‌دارد. در این نوع نمایش برخلاف ECG های معمول، تغییرات هر دو لیدی برحسب زمان قابل مشاهده است. نشان داد می‌شود که داده‌های ECG هر دو لید (I, II یا III) برای ساخت منحنی پیشنهادی این پژوهش در مختصات دکارتی سه‌بعدی قابل استفاده است.

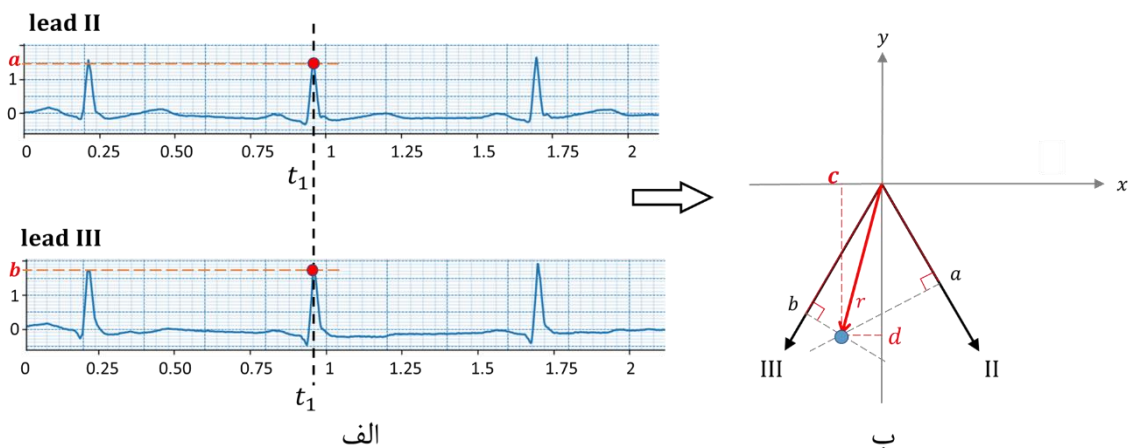


شکل ۳- موقعیت نصب ۶ لید قدامی در صفحه جلویی قلب

برای به دست آوردن منحنی سه بعدی جدید ابتدا دو بعد از سه بعد x و y فرض می‌شوند. این دو بعد مطابق شکل (۴) در صفحه لیدهای اندام قرار دارند. بعد x ، در جهت لید I که با افق زاویه صفر درجه می‌سازد، قرار دارد و بعد y نیز عمود بر x است. بعد زمان عمود بر صفحه‌ای است که x و y را شامل می‌شود. در قدم بعدی، برای به دست آوردن منحنی نهایی، ابتدا دو لید اندام به دلخواه در نظر گرفته می‌شود. در شکل (۵-الف) سیگنال ECG مربوط به لیدهای II و III از یک بیمار نشان داده شده است. تمامی داده‌های ECG در این مقاله از دیتاست مربوط به چالش ۲۰۲۰ فیزیونت گرفته شده است [۱۰]. یک گام زمانی خاص به عنوان t_1 در نظر گرفته می‌شود. مطابق شکل (۵-الف) مقادیر مربوط به سیگنال‌های لیدهای II و III برای این شخص در زمان t_1 به ترتیب با a و b نمایش داده می‌شوند. در شکل (۵-ب) شکل نموداری نحوه محاسبه مقادیر دو بعد x و y برای نمایش سه بعدی با به کارگیری مقادیر a و b نشان داده شده است. در شکل (۵-ب)، مقادیر a و b به ترتیب در جهت لیدهای II و III در زمان t_1 نشان داده شده‌اند. در این شکل، بردار r نشان‌دهنده بردار پتانسیل قلب در صفحه قدامی در زمان t_1 است که انتهای این بردار (دایره کوچک آبی رنگ) در شکل (۵-ب) از تقاطع دو خط عمود بر مقادیر پتانسیل قلب در لیدهای II و III که به ترتیب a و b هستند به دست می‌آیند.



شکل ۴- جهت x و y در صفحه جلویی



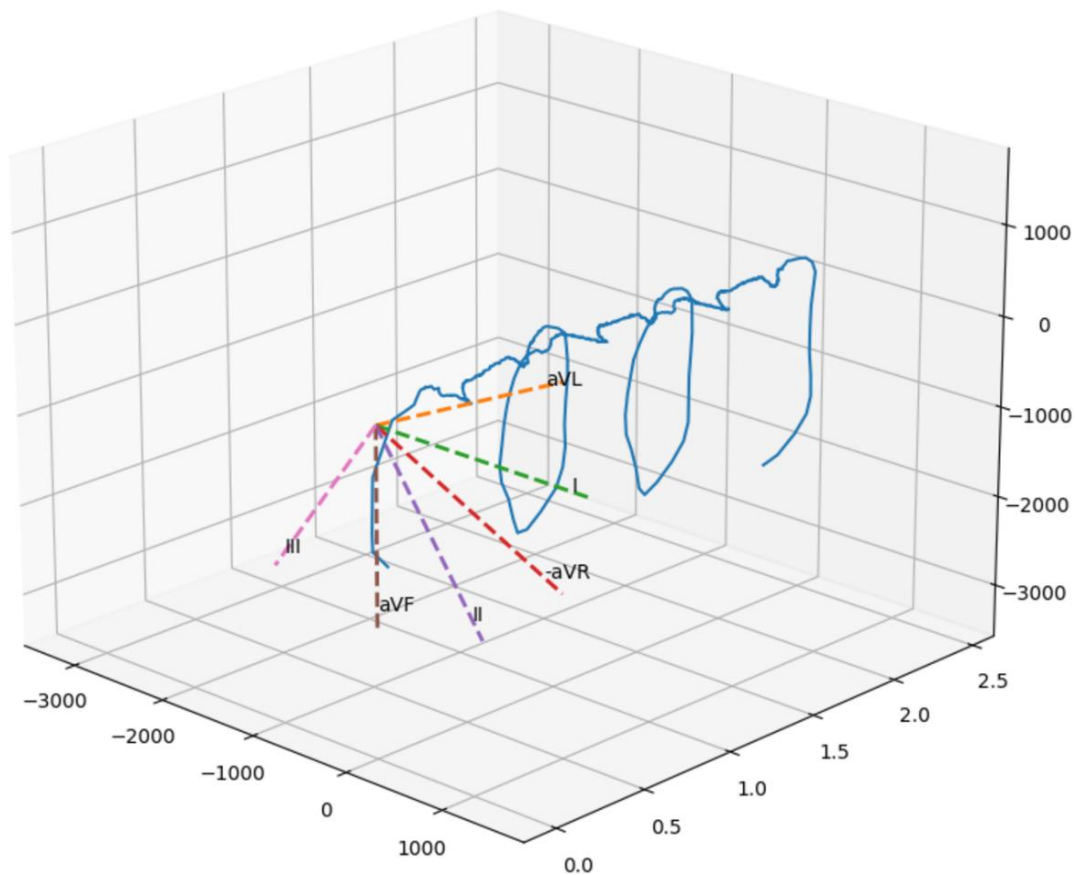
شکل ۵- الف- سیگنال لیدهای II و III مربوط به بیمار ب- برش x - y در زمان t_1

تکرار این مراحل برای یک چرخه زمانی زنش قلب، منحنی سه بعدی مورد نظر مطابق شکل (۶) را تولید می کند. همان طور که مشخص است این منحنی شامل اطلاعات برداری صفحه قدامی قلب و همچنین اطلاعات زمانی آن است و تصویر آن در راستای محور زمان، همان نمایش قدامی VCG است. لازم به ذکر است که محاسبه این منحنی مستقل از لیدهای استفاده شده در قدم ابتدایی است. به بیان دیگر اینکه کدام دو لید مورد استفاده قرار گیرند اهمیت ندارد و هر جفت لیدی که انتخاب شوند در نهایت منحنی یکسانی تولید می کنند. مزایای به کارگیری این منحنی سه بعدی در قسمت بعدی و روابط ریاضی برای این توصیفات در قسمت چهارم آورده شده است.

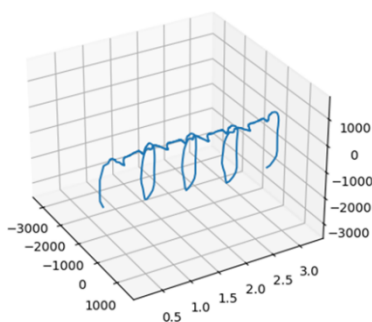
۳- فواید الکتروکاردیوگرام برداری زمانی

این روش می تواند هم برای متخصصین پزشکی و هم برای تولید داده در یادگیری ماشین سودمند باشد. برخی از فواید منحنی ارائه شده در این مقاله نسبت به ECG در اینجا ذکر شده اند.

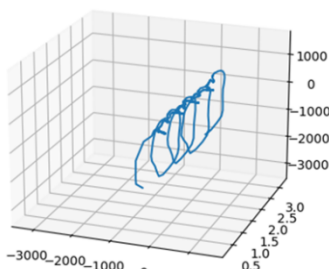
- این منحنی سه بعدی نمایش قدامی اعمال الکتریکی قلب را از هر زاویه دلخواهی شامل می شود و تنها به ۶ زاویه معمول ECG محدود نمی شود. در پیوست، ویدئویی برای نمایش ECG سه بعدی از جهت های مختلف آورده شده است. شکل (۷) نمایش الکتروکاردیوگرام برداری زمانی از زوایای مختلف است.



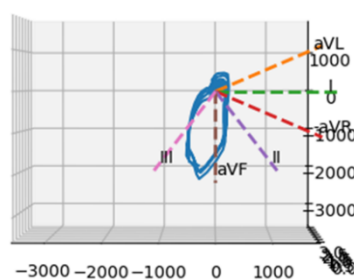
شکل ۶- منحنی سه بعدی برداری زمانی ارائه شده



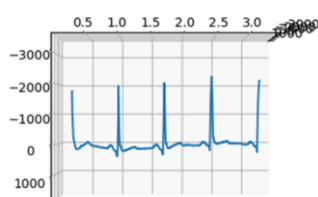
عlevation : -30 , azimuth : -30 (ج)



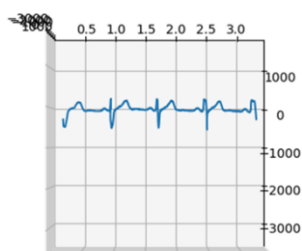
Elevation : -20, azimuth: -70 (ب)



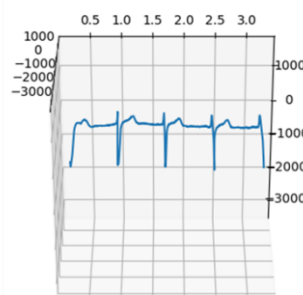
الف) نمای روبه‌رو



Elevation:60 , azimuth: 0 ; aVF لید (و)



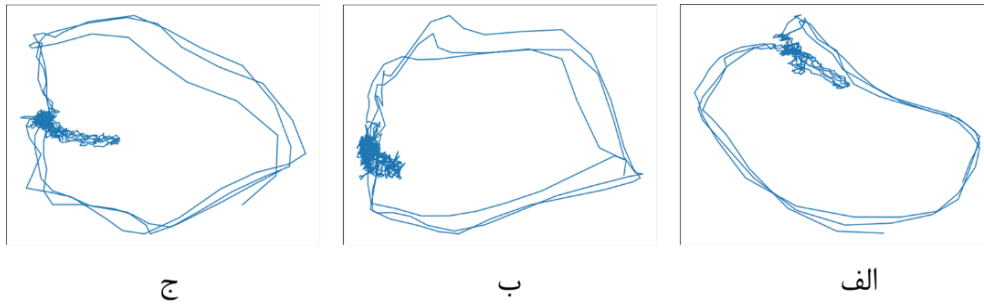
Elevation:60 , azimuth: 0 ; لید ا (ه)



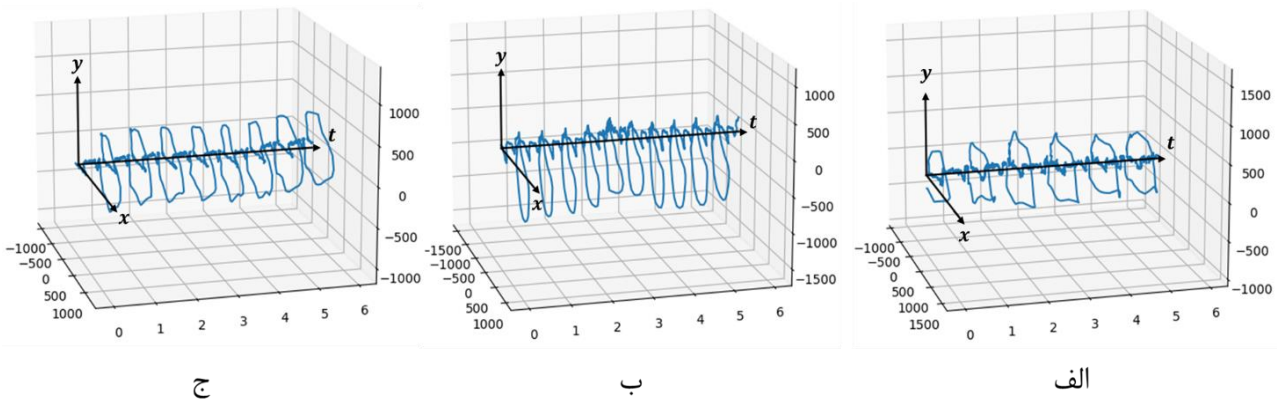
Elevation:60 , azimuth: 0 ; لید aVL (د)

شکل ۷- الکتروکاردیوگرام برداری زمانی از زوایای مختلف

- زمان دقیق و مدت زمان ECG در تشخیص بیماری‌های قلبی مسئله‌ای مهم است. ناهنجاری‌هایی مانند دهلیز ضربان‌ساز، برادی کاردی، تاکی کاردی، بلاک گره سینوسی، SVT، ریتم پیوندگاهی تسریع شده و بسیاری از ناهنجاری‌های دیگر به زمان مرتبط هستند که به همین دلیل VCG نمی‌تواند برای تشخیص آن‌ها استفاده شود و یا استفاده از آن کار بسیار سختی است. در شکل (۸- الف، ب و ج) سه بیمار A و B و C در صفحه قدامی x-y نمایش داده شده است. از این نمایش‌ها طبیعی یا غیرطبیعی بودن الکتروکاردیوگرام‌ها قابل تشخیص نیست. اما در منحنی سه‌بعدی ارائه شده در این مقاله برای این سه بیمار که در شکل (۹) نمایش داده شده است، تعداد ضربان‌ها نسبت به زمان با تعداد سیکل‌هایی که در طول محور زمانی تشکیل شده است، مشخص است که از جمله اطلاعات لازم برای تشخیص بیماری است. شکل (۹-الف) نشان می‌دهد که بیمار A تعداد ضربان‌های کمتری از حالت معمول دارد و هر چرخه قلبی مدت زمان بیشتری از حالت معمول زمان می‌برد. به اصطلاح قلب این بیمار کندتر از حالت معمول می‌زند. پس این شخص از بیماری برادی کاردی سینوسی رنج می‌برد. شکل (۹-ب) نشان می‌دهد که بیمار B تعداد ضربان‌های بیشتری نسبت به حالت معمول دارد و هر چرخه قلبی مدت زمان کمتری از حالت معمول زمان می‌برد. به اصطلاح قلب این بیمار تندتر از حالت معمول می‌زند. می‌توان نتیجه گرفت که این شخص از بیماری تاکی کاردی سینوسی رنج می‌برد. این در حالی است که مطابق شکل (۹-ج) شخص C سالم است.



شکل ۸- نمایش VCG در صفحه جلویی

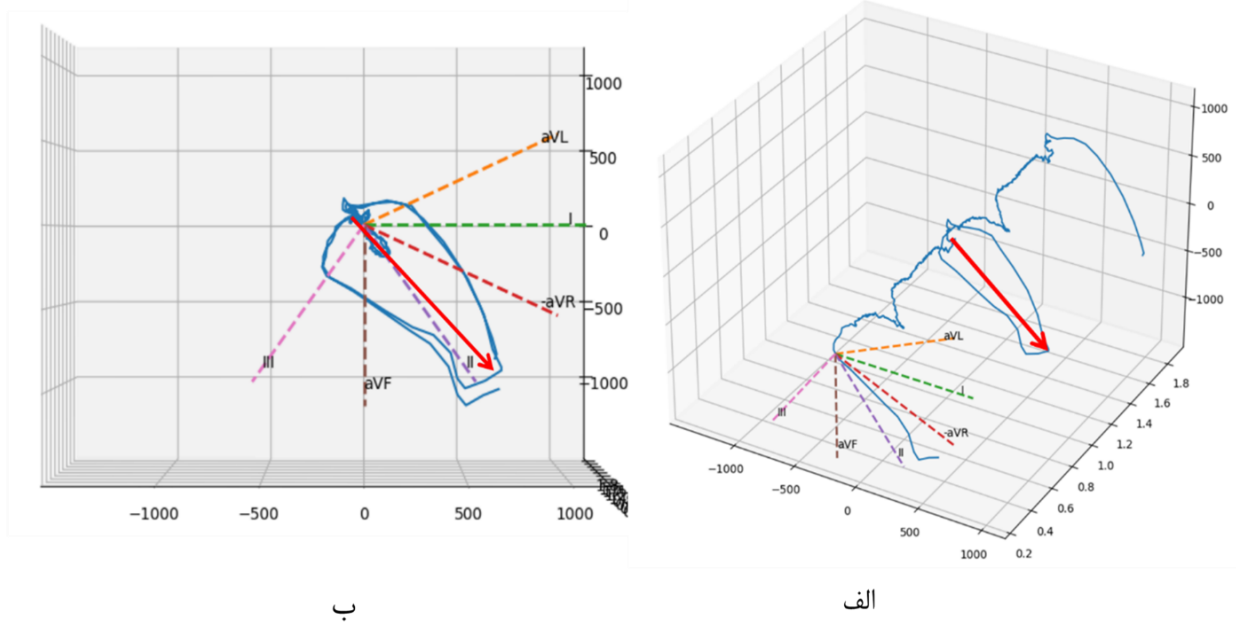


شکل ۹- الف- بیمار A با بیماری برادی کاردی ب- بیمار B با بیماری تاکی کاردی ج- مورد سالم C

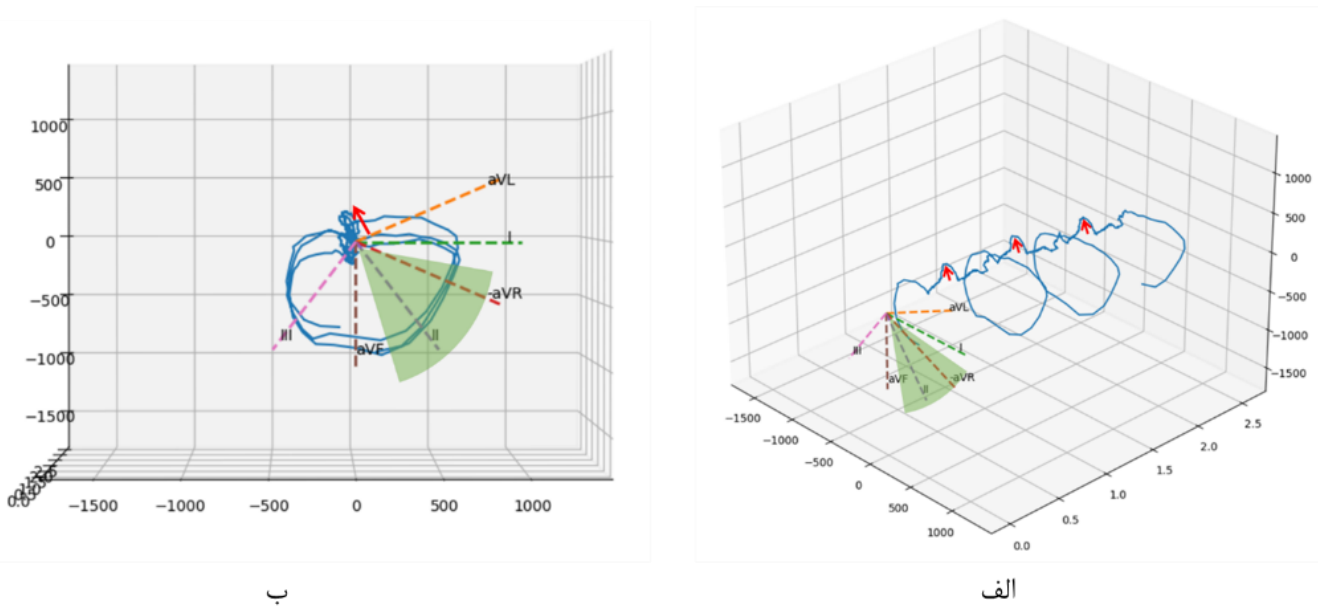
- منحنی سه بعدی ارائه شده در این مقاله برای تشخیص و بررسی محور درست هر دپولاریزاسیون/رپولاریزاسیون ECG مناسب است که می تواند در تشخیص غیرطبیعی بودن اعمال الکتریکی قلب مورد استفاده قرار گیرد. برخی از نمونه های کاربرد در اینجا آورده شده است.

الف) شکل (الف-۱۰) منحنی سه بعدی برای یک مرد ۵۴ ساله را نشان می دهد. شکل (ب-۱۰) نمایش این منحنی در راستای زمان است که مشابه VCG در صفحه قدامی است. فلش قرمز رنگ در این تصویر نمایش محور QRS است. زاویه این محور در شکل (ب-۱۰) نزدیک به ۵۵ درجه است که نزدیک به محور لید II است. لازم به ذکر است که در یک ECG طبیعی محور QRS بین ۳۰- درجه تا ۹۰ درجه است، پس این ECG نیز به عنوان یک ECG طبیعی در نظر گرفته می شود [۱۱].

ب- با منحنی سه بعدی ارائه شده می توان به راحتی محور موج T را به دست آورد. این مسئله می تواند به تشخیص ایسکمی قلبی کمک کند. شکل (۱۱) نمایش منحنی سه بعدی و تصویر قدامی آن را برای یک بیمار مرد ۴۹ ساله نشان می دهد. محور T برای این بیمار (فلش قرمز رنگ) تقریباً در خلاف جهت فضای منطقه سبز است. منطقه سبز بین ۱۵+ درجه تا ۷۵+ درجه قرار دارد [۱۲]. برای یک ECG طبیعی محور موج T در منطقه سبز رنگ قرار دارد و قرار نگرفتن آن در این منطقه به این معناست که ECG غیرطبیعی است و امکان ایسکمی قلبی وجود دارد [۱۳].



شکل ۱۰- الف- منحنی سه بعدی برای یک مرد ۵۴ساله ب-نمایش منحنی در صفحه جلویی



شکل ۱۱- الف- منحنی سه بعدی و ب- نمایش صفحه جلویی آن برای یک مرد ۴۹ساله

- منحنی سه بعدی ارائه شده گزینه کافی تری برای روش های یادگیری ماشین و شبکه های عصبی است. چراکه الکتروکاردیوگرام برداری زمانی داده ای یکپارچه است. این داده هم شامل اطلاعات ECG و زمانی و هم شامل اطلاعات برداری اعمال قلب است و به همین دلیل گزینه کافی تری برای یک شبکه عصبی مثل CNN برای طبقه بندی ناهنجاری های قلبی است. برای مثال برای یک شبکه عصبی، تشخیص کاهش ارتفاع در موج T که نشانی از ایسکمی است، در ECG سه بعدی راحت تر است.

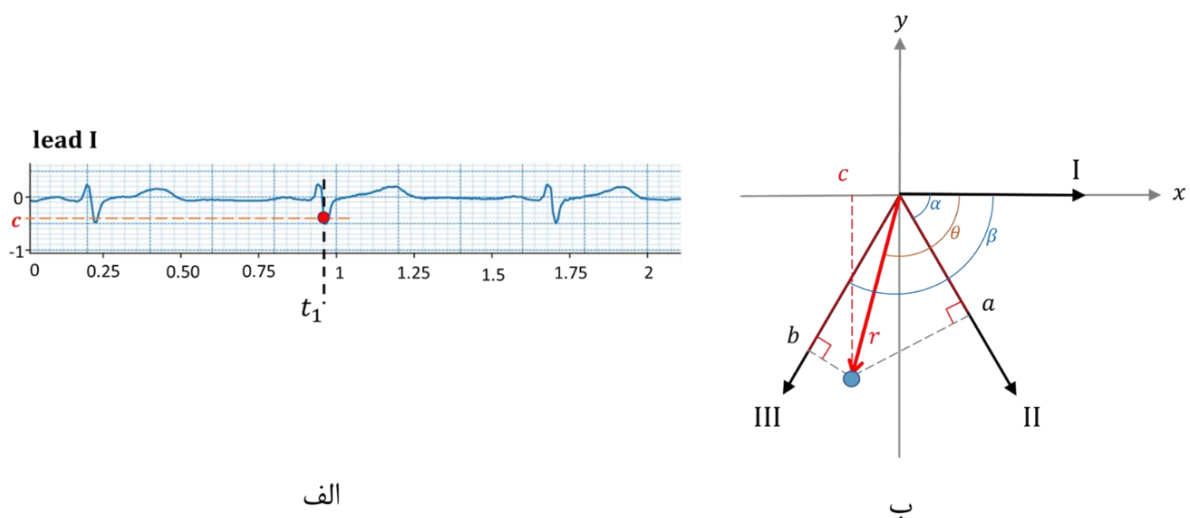
۴- روابط ریاضی

شکل (۱۲-الف) نمایشی از ECG لید I برای بیمار شکل (۵) است و شکل (۱۲-ب) همان شکل (۵-ب) است با این تفاوت که زاویه‌ها نیز در آن نشان داده شده‌اند. در این شکل زوایای α و β مربوط به موقعیت لیدهای II و III نسبت به محور x هستند. بردار پتانسیل در زمان t_1 با بردار r نمایش داده شده است. اندازه این بردار (r) و زاویه آن (θ) نسبت به محور x بر مبنای مقادیر لید II در زمان t_1 (a) و III در زمان t_1 (b) از روابط ذیل به دست می‌آیند:

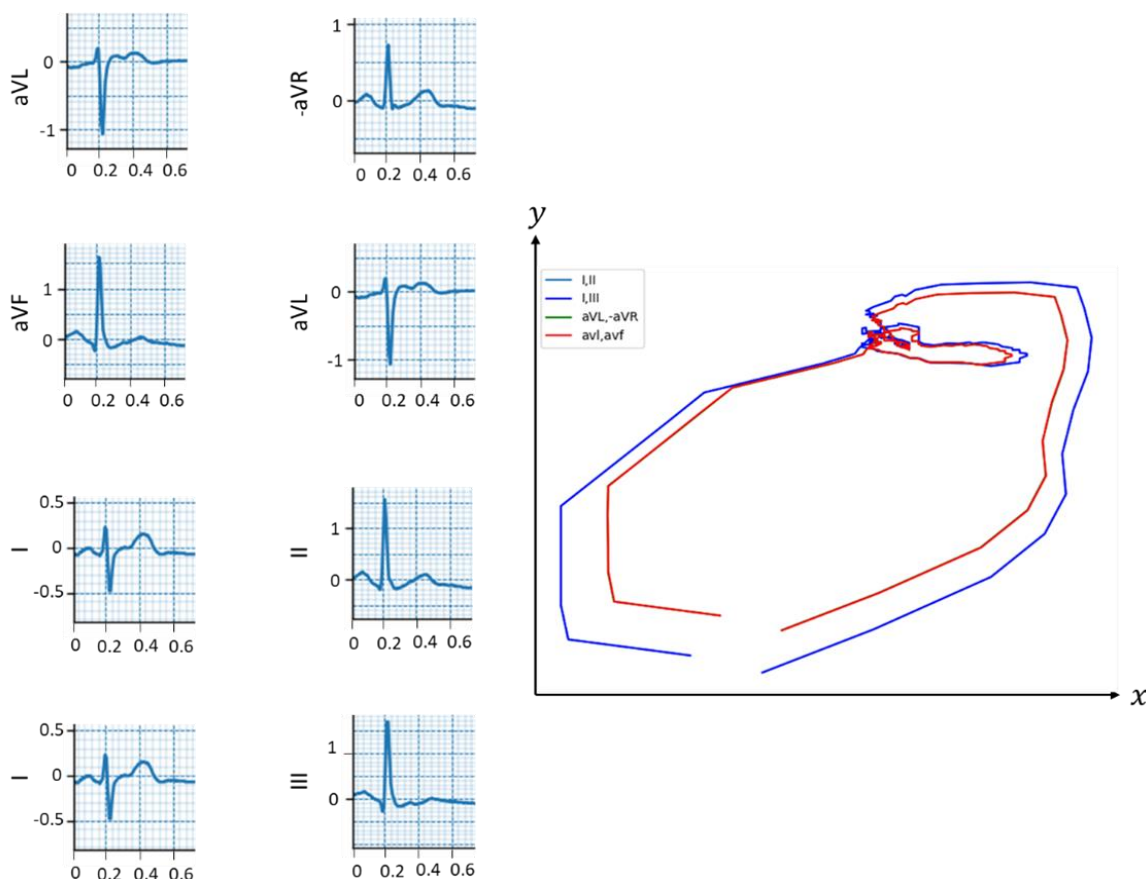
$$\theta = \begin{cases} \tan^{-1}\left(\frac{a \cos \beta - b \cos \alpha}{b \sin \alpha - a \sin \beta}\right) & \text{if } \cos \theta \neq 0 \\ \frac{\pi}{2} & \text{else} \end{cases} \quad (1)$$

$$r = \begin{cases} \frac{a}{\cos(\alpha - \theta)} & \text{if } \theta \neq \alpha \\ \frac{b}{\cos(\beta - \theta)} & \text{else} \end{cases} \quad (2)$$

همچنین شکل (۱۲-الف) نشان می‌دهد که استخراج r مستقل از دو لید استفاده شده در الگوریتم است. برای مثال در شکل (۱۲-ب) مقدار لید I (c) در لحظه t_1 برای بیماری که نقطه ابی رنگ مورد نظر برای رسم منحنی سه بعدی در آن با استفاده از دو لید II و III به دست آمده است، قابل محاسبه است. این بدان معناست که اگر به جای لید II و III یکی از جفت لیدهای II و I یا I و III استفاده شود باز هم همان بردار r به دست می‌آید.



شکل ۱۲-الف- نقطه c در لید I در گام زمانی t_1 ب- همان نقطه بر محور x



شکل ۱۳- نمایش سه بعدی حاصل از لیدهای اندامی (منحنی ابی رنگ در صفحه X-Y) و لیدهای اندامی افزوده (منحنی قرمز رنگ در صفحه X-Y)

۵- استفاده از لیدهای اندامی افزوده به جای لیدهای اندامی

لیدهای اندامی (I, II, III) به ترتیب از اتصال ۳ الکتروود به ۳ اندام دست راست، دست چپ و پای چپ به دست می‌آیند. الکتروود پای راست زمین در نظر گرفته می‌شود. مقادیر لیدهای اندامی افزوده (aVR, aVL, aVF) از لیدهای اندامی به دست می‌آیند. منحنی سه بعدی که از جفت لیدهای اندامی افزوده به دست می‌آید در شکل (۱۳) نشان داده شده است. همان طور که مشخص است منحنی حاصل از لیدهای اندامی افزوده، درون منحنی سه بعدی حاصل از لیدهای اندامی قرار می‌گیرد.

۶- نتیجه گیری و پیشنهادات

در این مقاله روشی جدید برای بیان تغییرات زمانی اندازه و جهت پتانسیل الکتریکی قلب در صفحه قدامی که به شکل منحنی ای سه بعدی است، ارائه شده است. این منحنی شامل اطلاعات ارزشمندی است که می‌تواند برای پژوهش و بررسی اعمال الکتریکی قلب توسط متخصصین قلبی مورد استفاده قرار گیرد. از جمله کاربردهای استفاده از این نوع نمایش می‌توان به امکان مشاهده اعمال الکتریکی قلب از هر زاویه دلخواه، امکان مشاهده تعداد ضربان‌های قلب در طول یک بازه زمانی و مدت زمان رخداد هر چرخه قلبی، امکان تشخیص و بررسی محور درست هر دپولاریزاسیون/پولاریزاسیون و همچنین تولید اطلاعات کافی تری برای یک شبکه عصبی،

اشاره کرد. همچنین نشان داده شده است که برای به دست آوردن این منحنی از هر جفت لیدی می توان استفاده کرد و نتیجه نهایی مستقل از انتخاب لیدها است. بر این باوریم که این روش می تواند متخصصین را در تفسیر و بررسی بهتر اعمال قلب و تشخیص بهتر بیماری های قلبی یاری دهد. استفاده از این روش در ارزیابی الگوریتم های موجود حذف نویز و اصلاح آن ها از جمله پیشنهادها برای ادامه این پژوهش است.

مراجع

- [1] Jeong, D.U., and Lim, K.M., "Convolutional Neural Network for Classification of Eight Types of Arrhythmia using 2D Time-frequency Feature Map from Standard 12-lead Electrocardiogram", *Scientific Reports*, Vol. 11, No. 1, pp. 1-9, (2021).
- [2] Hannun, A.Y., Rajpurkar, P., Haghpanahi, M., Tison, G.H., Bourn, C., Turakhia, M.P., and Ng, A.Y., "Cardiologist-level Arrhythmia Detection and Classification in Ambulatory Electrocardiograms using a Deep Neural Network", *Nature Medicine*, Vol. 25, No. 1, pp. 65-69, (2019).
- [3] Attia, Z.I., Noseworthy, P., Lopez-Jimenez, F., Asirvatham, S.J., Deshmukh, A.J., Gersh, B.J., Carter, R.E., Yao, X., Rabinstein, A.A., Erickson, B.J., Kapa, S., and Friedman, P.A., "An Artificial Intelligence-enabled ECG Algorithm for the Identification of Patients with Atrial Fibrillation During Sinus Rhythm: A Retrospective Analysis of Outcome Prediction", *The Lancet*, Vol. 394, No. 10201, pp. 861-867, (2019).
- [4] Natarajan, A., Chang, Y., Mariani, S., Rahman, A., Boverman, G., Vij, S., and Rubin, J., "A Wide and Deep Transformer Neural Network for 12-lead ECG Classification", in *2020 Computing in Cardiology: IEEE*, doi: 10.22489/CinC.2020.107, 13-16 September, Rimini, Italy, pp. 1-4, (2020).
- [5] Riera, A.R.P., Uchida, A.H., Filho, C.F., Meneghini, A., Ferreira, C., Schapacknik, E., Dubner, S., and Moffa, P., "Significance of Vectorcardiogram in the Cardiological Diagnosis of the 21st Century", *Clinical Cardiology*, Vol. 30, No. 7, pp. 319-323, (2007).
- [6] Correa, R., Laciari, E., Arini, P., and Jané, R., "Analysis of QRS Loop in the Vectorcardiogram of Patients with Chagas' Disease", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626863, 31 August - 04 September, Buenos Aires, Argentina, pp. 2561-2564, (2010).
- [7] Diamant, U.-B., Jensen, S.M., Winbo, A., Stattin, E.-L., and Rydberg, A., "Vectorcardiographic Recordings of the QT Interval in a Pediatric Long QT Syndrome Population", *Pediatric Cardiology*, Vol. 34, No. 2, pp. 245-249, (2013).
- [8] Diamant, U.-B., Winbo, A., Stattin, E.-L., Rydberg, A., Kesek, M., and Jensen, S.M., "Two Automatic QT Algorithms Compared with Manual Measurement in Identification of Long QT Syndrome", *Journal of Electrocardiology*, Vol. 43, No. 1, pp. 25-30, (2010).
- [9] Braun, T., Spiliopoulos, S., Veltman, C., Hergesell, V., Passow, A., Tenderich, G., Borggreffe, M., and Koerner, M.M., "Detection of Myocardial Ischemia due to Clinically

Asymptomatic Coronary Artery Stenosis at Rest using Supervised Artificial Intelligence-enabled Vectorcardiography—A Five-fold Cross Validation of Accuracy", *Journal of Electrocardiology*, Vol. 59, pp. 100-105, (2020).

[10] Perez Alday, E.A., Gu, A., Shah, A.J., Robichaux, C., Wong, A.I., Liu, C., Liu, F., Rad, A.B., Elola, A., Seyedi, S., Li, Q., Sharma, A., Clifford, G.D., and Reyna, M.A., "Classification of 12-lead ECGs: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2020", *Physiological Measurement*, Vol. 41, No. 12, Article Number. 124003, (2020).

[11] Seko, Y., Kato, T., Yamaji, Y., Haruna, Y., Nakane, E., Haruna, T., and Inoko, M., "Clinical Impact of Left and Right Axis Deviations with Narrow QRS Complex on 3-year Outcomes in a Hospital-based Population in Japan", *Scientific Reports*, Vol. 11, No. 1, pp. 1-7, (2021).

[12] Moraes, D.N., Nascimento, B.R., Beaton, A.Z., Soliman, E.Z., Lima-Costa, M.F., Dos Reis, R.C.P., and Ribeiro, A.L.P., "Value of the Electrocardiographic (P Wave, T Wave, QRS) Axis as a Predictor of Mortality in 14 Years in a Population with a High Prevalence of Chagas Disease from the Bambui Cohort Study of Aging", *The American Journal of Cardiology*, Vol. 121, No. 3, pp. 364-369, (2018).

[13] Piña-Paz, S.A., and Singh, A., "T-wave Inversions in Inferior ST-elevation Myocardial Infarction—A Case of "Inferior Wellens Sign", *The American Journal of Emergency Medicine*, doi: 10.1016/j.ajem.2020.10.053, Vol. 44, pp. 478. e1-478. e4, (2021).

فهرست نمادهای انگلیسی

الکتروکاردیوگرام	ECG
شبکه عصبی کانولوشنال	CNN
وکتورکاردیوگرام	VCG

Abstract

Although ECG signals contain rich enough information about the heart function, neither the clinical cardiologists nor researchers and engineers with their developed algorithms can illustrate all of this hidden information without some ECG pre-processing attempts. The standard 12-lead ECG signals represent the magnitudes of the heart's electrical activity at any instant in a cardiac cycle. Still, the direction of these signals is not clearly shown in ECG leads. On the other hand, in VCG, we have both the magnitude and direction of the heart's electrical signal, but the time is hidden. In this paper, a new approach has been proposed that, without requiring complicated calculations, represents and visualizes the magnitude and direction of the heart's electrical activity as a function of time. Unlike the normal 2-dimensional ECG for several leads, in this new 3-dimensional proposed ECG(Time Vector Electrocardiogram), any two arbitrary frontal leads are shown versus time. The resulting curve is independent of the selected leads; thus, only a single 3-dimensional curve is obtained, which contains and illustrates more information about the heart function. Some applications of the proposed method are presented in this paper by using the ECG data for patients from the G12EC database. If this new approach is welcomed by cardiologists and field experts, we believe that it would greatly assist them in diagnosing heart behavior and its possible abnormalities more clearly and much faster.