





Vol. 13/ No. 52/Summer 2024

## Research Article

# Localization of Accessory Pathway in Patients with Wolff-Parkinson-White Syndrome Using Cross-Recurrence Plot of Precordial Leads

Sakineh Yahyazadeh Saravi, Ph.D candidate<sup>1</sup>  | Nader Jafarnia Dabanloo, Assistant Professor<sup>2\*</sup>  | Ali Motie Nasrabadi, Professor<sup>3</sup>  | Alireza Ghorbani Sharif, MD, Cardiologist and Interventional Electrophysiologist<sup>4</sup> 

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, yahyazadehs@yahoo.com

<sup>2</sup>Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, jafarnia@srbiau.ac.ir

<sup>3</sup>Department of Biomedical Engineering, Shahed University, Tehran, Iran, nasrabadi@shahed.ac.ir

<sup>4</sup>The Arrhythmia Clinic Dr. Ghorbani Sharif, Tehran, Iran, ghorbanisharif@iranep.net

### Correspondence

Nader Jafarnia Dabanloo, Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, jafarnia@srbiau.ac.ir

**Received:** 17 April 2023

**Revised:** 11 August 2023

**Accepted:** 27 December 2023

### Abstract

The non-invasive localization of accessory pathway (AP) in patients with Wolff-Parkinson-White (WPW) syndrome is typically performed upon physicians' diagnoses based on observing their electrocardiogram (ECG) signals, which are not always the same. Therefore, a high-accuracy automatic method can help minimize this gap regarding AP localization. This study was to develop a novel semi-automatic localization of AP in patients with WPW syndrome, using features selected from the cross-recurrence plot (CRP) of consecutive precordial leads on ECG. The study participants comprised of 31 patients with WPW syndrome (aged 8-69, with the mean age of  $31.19 \pm 14.69$ , 32.3% female), receiving successful ablation therapy during the first session. The features extracted from the CRP, including laminarity (LAM), trapping time (TT), determinism (DET), and mean length of diagonal line (L) were then analyzed. The feature reduction, The classification and the cross-validation (CV) methods were sequential forward selection (SFS), the k-nearest neighbors (KNN) and the leave-one-out (LOO) respectively. The proposed method could differentiate the right and left APs in the patients with WPW syndrome with the accuracy value of 87% (sensitivity: 93.33%, specificity: 81.25%). These results were achieved by the LAM and L features from the CRP of (V1, V2) and (V3, V4), respectively.

**Keywords:** Wolff-Parkinson-White syndrome, Localization, Accessory pathway, Cross-recurrence plot.

### Highlights

- The localization of APs with a semi-automatic approach using ECG signal was achieved non-invasively.
- The feature LAM yielded from the CRP of leads V1 and V2 was effective in the localization of APs.
- The feature L yielded from the CRP of leads V3 and V4 was effective in the localization of APs.

**Citation:** S. Yahyazadeh Saravi, N. Jafarnia Dabanloo, A. Motie Nasrabadi, and A. Ghorbani Sharif, "Localization of Accessory Pathway in Patients with Wolff-Parkinson-White Syndrome Using Cross-Recurrence Plot of Precordial Leads," *Journal of Southern Communication Engineering*, vol. 13, no. 52, pp. 45–64, 2024, doi: 10.30495/jce.2023.1983943.1199, [in Persian].

## مقاله پژوهشی

## بهره‌گیری از نقشه‌ی بازگشتی متقاطع لیدهای سینه‌ای، برای تشخیص محل مسیره‌های فرعی در بیماران دارای نشانگان ولف-پارکینسون-وایت

سکینه یحیی‌زاده ساروی<sup>۱</sup> | نادر جعفرنیا دابانلو<sup>۲\*</sup> | علی مطیع نصرآبادی<sup>۳</sup> | علیرضا قربانی شریف<sup>۴</sup>

## چکیده:

تعیین محل غیرتهاجمی راه فرعی (AP) در بیماران با سندروم ولف-پارکینسون-وایت (WPW) اغلب با تشخیص پزشک از طریق مشاهده سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) انجام می‌شود و گاهی تشخیص پزشکان در این خصوص با هم متفاوت است. بنابراین یک روش خودکار با صحت بالا می‌تواند این تفاوت را کاهش دهد. هدف این مطالعه، تعیین محل نیمه‌خودکار AP در بیماران WPW با استفاده از ویژگی‌های استخراج شده از نقشه‌ی بازگشتی متقاطع (CRP) لیدهای سینه‌ای متوالی ECG است. شرکت‌کنندگان شامل ۳۱ بیمار WPWی آشکار (۶۹-۸ سال، با میانگین سنی  $31.2 \pm 14.7$  سال،  $32/3\%$  خانم) هستند که در اولین جلسه، از طریق ابلیشن درمان شدند. ویژگی‌های استخراج شده از CRP لیدهای سینه‌ای متوالی، شامل لامیناریتی (LAM)، تری‌تایم (TT)، دترمینیسم (DET) و میانگین طول خطوط قطری (L) محاسبه شدند. برای کاهش ویژگی، روش جستجوی مستقیم ترتیبی (SFS)، برای طبقه‌بندی روش K-نزدیک‌ترین همسایه (KNN) و برای اعتبارسنجی متقابل (CV) روش LOO استفاده شد. روش ارائه شده توانست AP‌های راست و چپ را در بیماران WPW با صحت  $87\%$  (حساسیت:  $93/33\%$ ، اختصاصیت:  $81/25\%$ ) تمایز دهد. این نتیجه با استفاده از ویژگی‌های LAM و L استخراج شده به ترتیب از CRP لیدهای V1 و V2 و CRP لیدهای V3 و V4 به دست آمد.

کلید واژه‌ها: تعیین محل، راه فرعی، سندروم ولف-پارکینسون-وایت، نقشه‌ی بازگشتی متقاطع

<sup>۱</sup> گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران، yahyazadehs@yahoo.com

<sup>۲</sup> گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران، jafarnia@srbiau.ac.ir

<sup>۳</sup> گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران، nasrabadi@shahed.ac.ir

<sup>۴</sup> کلینیک آریتمی دکتر قربانی شریف، تهران، ایران، ghorbanisharif@iranep.net

نویسنده مسئول

\*نادر جعفرنیا دابانلو، دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران، jafarnia@srbiau.ac.ir

تاریخ دریافت: ۲۸ فروردین ۱۴۰۲

تاریخ بازنگری: ۲۰ مرداد ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۶ دی ۱۴۰۲

<https://doi.org/10.30495/jce.2023.1983943.1199>

## ۱- مقدمه

سندروم WPW<sup>۱</sup>، بیماری است که در آن بیمار علاوه بر شبکه‌ی هدایت اصلی قلب دارای یک یا چند مسیر هدایت الکتریکی اضافه (راه فرعی<sup>۲</sup>) بین دهلیز و بطن است. در شبکه‌ی هدایت اصلی قلب در فرد سالم، گره دهلیزی بطنی تنها راه انتقال ایمپالس‌های الکتریکی از دهلیز به بطن است. این گره دارای این خاصیت است که در انتقال این ایمپالس‌ها به بطن تأخیر ایجاد می‌کند. ولی در بیماری WPW راه فرعی با سرعت و بدون تأخیر ایمپالس‌های الکتریکی را از دهلیز به بطن منتقل می‌کند. که این موضوع باعث تغییراتی در شکل موج ECG<sup>۳</sup> می‌شود (بخش ضمام، شکل ۱) [۱]. یکی از روش‌های درمان این بیماری،

<sup>۱</sup> Wolff-Parkinson-White syndrome

<sup>۲</sup> Accessory pathway

<sup>۳</sup> Electrocardiogram

سوزاندن<sup>۱</sup> یا فریزکردن<sup>۲</sup> نقطه‌ای از راه فرعی است که در سطح مقطع دهلیز و بطن قرار دارد. به این طریق جلوی هدایت از دهلیز به بطن گرفته می‌شود. در روش‌های مذکور کاتترها وارد خود قلب می‌شوند و با استفاده از سیگنال‌های درون قلبی تعیین محل<sup>۳</sup> راه فرعی به‌طور دقیق انجام می‌شود [۳،۲]. در حین این عمل بیمار و پزشک تحت اشعه x فلوروسکوپی قرار می‌گیرند. تعیین محل راه فرعی قلب در بیماران WPW از روی ECG سطحی، می‌تواند نقطه شروع این عمل را به‌طور غیرتهاجمی تشخیص دهد و به درمان موفق کمک کند و همچنین با افزایش سرعت مکان‌یابی راه فرعی مضرات روش تهاجمی را برای بیمار و پزشک کاهش دهد [۴، ۵]. اکثر روش‌های مورد استفاده در مقالات، مبتنی بر الگوریتم‌هایی هستند که ویژگی‌هایشان به‌طور بصری و غیرخودکار استخراج می‌شود و بنابراین نظر متخصصین در به‌کارگیری این روش‌ها ممکن است تفاوت داشته باشد [۱، ۶-۱۲]. یکی از روش‌های بصری رایج در کلینیک برای تعیین محل راه فرعی آشکار در بیماران WPW، نحوه گذار<sup>۴</sup> موج QRS در لیدهای سینه‌ای است [۸، ۱۳]. لذا استخراج ویژگی‌هایی که بتواند به‌طور خودکار این نحوه گذار را کمی‌سازی کند، می‌تواند مفید باشد. به این منظور از روش شناخته شده‌ی نقشه‌ی بازگشتی متقاطع استفاده شد تا دینامیک پنهان بین لیدهای متوالی را کشف کند. این روش برای تحلیل وابستگی بین دو سیستم مختلف بکار می‌رود و تعمیمی از تابع کراس کرولیشن<sup>۵</sup> خطی است. روش CRP<sup>۶</sup> یک رویکرد برای روابط متقابل سری‌های زمانی فراهم می‌کند [۱۴]. در این روش، ابتدا سری‌های زمانی با در نظر گرفتن یک تأخیر مناسب (روش‌هایی برای محاسبه‌ی آن وجود دارد)، به فضای فاز<sup>۷</sup> (فضای سرهم‌بندی<sup>۸</sup>) برده می‌شوند و بر اساس معیارهایی از جمله تعداد همسایه‌ها در فضای فاز، نقشه‌ی بازگشتی متقاطع بین آن سری‌های زمانی رسم می‌شود. ویژگی‌های شناخته‌شده‌ای این فضای فاز را کمی‌سازی می‌کنند. از جمله ویژگی‌های لامیناریتی<sup>۹</sup>، تریپ تایم<sup>۱۰</sup>، دترمینیسم<sup>۱۱</sup> و میانگین طول خطوط قطری<sup>۱۲</sup> [۱۵-۲۰]. این ویژگی‌ها در مقالات برای تشخیص بیماران فیبریلاسیون دهلیزی از افراد سالم و همین‌طور برای تشخیص مکان در ایور فیبریلاسیون دهلیزی از روی ECG سطحی استفاده شده است [۲۱، ۲۲]. اما تاکنون این ویژگی‌ها برای تعیین محل راه فرعی استفاده نشده‌اند.

هدف این مطالعه ارزیابی مفید بودن ویژگی‌های لامیناریتی، تریپ تایم، دترمینیسم و میانگین طول خطوط قطری برای تعیین محل غیرتهاجمی و نیمه‌خودکار راه‌های فرعی راست و چپ در بیماران با سندروم WPW آشکار است. فرضیه ما این است که پارامترهای استخراج شده‌ی مذکور از CRP سگمنت‌های هم‌زمان از لیدهای سینه‌ای متوالی می‌تواند برای تعیین محل راه‌های فرعی مفید باشد. این مقاله در پنج بخش ارائه شد. در بخش مواد و روش‌ها (بخش ۲) به معرفی دادگان مورد مطالعه (بخش ۲-۱)، نحوه‌ی جمع‌آوری آن‌ها (بخش ۲-۲)، پیش‌پردازش (بخش ۲-۳) و نحوه‌ی ورودی دادن به الگوریتم (بخش ۲-۴) و شرح الگوریتم استخراج ویژگی (بخش ۲-۵) و شرح الگوریتم انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی (بخش ۲-۶) پرداخته شد. پس از آن نتایج حاصل از انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی گزارش شد (بخش ۳) و سپس به بحث (بخش ۴) و جمع‌بندی (بخش ۵) نتایج پرداخته شد.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- جمعیت مورد مطالعه

شرکت‌کنندگان شامل ۳۱ بیمار WPW با راه فرعی منفرد رو به جلو با رنج سنی ۶۹-۸ سال، با میانگین سنی  $31/2 \pm 14/7$  سال (۳۲/۳٪ خانم) هستند. این افراد در سال‌های ۲۰۱۲ تا ۲۰۱۹ مورد عمل کاتتر ابلیشن یا کرایو ابلیشن در بیمارستان دی (تهران، ایران) قرار گرفته‌اند. از همه‌ی افراد رضایت‌نامه گرفته شده است.

<sup>1</sup> Catheter ablation

<sup>2</sup> Cryo ablation

<sup>3</sup> Localization

<sup>4</sup> Transition

<sup>5</sup> Cross correlation

<sup>6</sup> Cross recurrence plot

<sup>7</sup> Phase space

<sup>8</sup> Embedding space

<sup>9</sup> Laminarity

<sup>10</sup> Trapping time

<sup>11</sup> Determinism

<sup>12</sup> Average diagonal line length

بیماران با چند راه فرعی، بیماران با راه‌های فرعی آتریوفسیکولار<sup>۱</sup>، اپیکاردیال<sup>۲</sup> و بیماران با سابقه‌ی ابلیشن قبلی، قبل از شروع مطالعه، کنار گذاشته شدند [۲۳]. دادگان و نتایج توسط یک پزشک فوق تخصص الکتروفیزیولوژی قلب، ارزیابی شدند. مکان راه‌های فرعی در نواحی اطراف دریچه‌ی میترال و سه‌لته‌ی شامل جانبی چپ<sup>۳</sup>، خلفی چپ<sup>۴</sup>، خلفی سپتومی راست<sup>۵</sup>، پاراهیسین<sup>۶</sup>، خلفی سپتومی چپ<sup>۷</sup>، سپتوم میانی<sup>۸</sup>، خلفی راست<sup>۹</sup> می‌شدند. راه‌های فرعی پاراهیسین و سپتوم میانی جزء راه‌های فرعی سمت راستی در نظر گرفته شدند.

## ۲-۲- جمع‌آوری دادگان

سیگنال ECG ۱۲ لیدی در حال استراحت شرکت‌کنندگان (بصورت طاق باز)، قبل از ابلیشن (با استفاده از دستگاه بارد<sup>۱۰</sup>) با فرکانس نمونه‌برداری ۲ کیلوهرتز به مدت ۱۰ ثانیه ثبت و بصورت فایل متنی ذخیره شد.

## ۲-۳- پیش‌پردازش

آرتیفکت‌های حرکتی سیگنال‌های ECG با استفاده از فیلتر میان‌گذر مرتبه‌ی ۴ با فرکانس قطع ۰/۵ تا ۱۰۰ هرتز حذف شدند. این فیلتر شامل دو فیلتر باترورث<sup>۱۱</sup> مرتبه‌ی ۲ است. سپس با استفاده از به‌کارگیری فیلترها در جهت‌های مستقیم و معکوس سیگنال‌های با فاز صفر ایجاد شدند [۲۴]. انتخاب نوع و مرتبه فیلتر با توجه به مقاله لنیس<sup>۱۲</sup> و همکاران انجام شد [۲۵]. به این دلیل که در آن مقاله حفظ قطعه‌ی ST در ECG (که قطعه‌ی کوتاهی است) اهمیت داشت و در مقاله ما حفظ موج دلتا که می‌توانست در برخی موارد موج کوتاهی باشد. با توجه به این که فیلترهای استفاده شده دارای فاز صفر هستند، لذا محل پیک‌ها بویژه پیک QRS و دامنه‌ی آن‌ها تغییری نمی‌کند و همچنین توجه شد که با انتخاب این فیلتر امواج کم پهنا و کم دامنه‌ی دلتا بعد از فیلترینگ حفظ شود. در شکل ۱ و ۲ سیگنال مربوط به Lead II بیماری با راه فرعی پاراهیسین (سمت راستی) آورده شده است. همان‌طور که در شکل‌های مذکور مشاهده می‌شود فیلتر نویز را حذف می‌کند ولی اجزاء سیگنال به‌طور کامل حفظ می‌شود. در این شکل‌ها همچنین مشاهده می‌شود که سرعت هدایت راه فرعی در سیکل‌های مختلف قلبی یکسان نیست. در شکل ۲ مشاهده می‌شود هر دو سیکل قلبی در این بیمار دارای موج دلتا هستند. سیکل سمت راستی موج دلتای قوی‌تری دارد که به معنای پیش‌تحریک بیشتر و در نتیجه رپولاریزاسیون بیشتر در قسمت موج T است (در نتیجه موج T منفی می‌شود) و سیکل قلبی سمت چپ موج دلتای ضعیف‌تر و در نتیجه رپولاریزاسیون کمتری دارد (در نتیجه موج T مثبت باقی می‌ماند). این بیمار دارای یک راه فرعی است ولی میزان هدایت راه فرعی در دو ضریب مختلف او متفاوت است. در چنین بیماری، سیکلی به عنوان ورودی الگوریتم انتخاب می‌شود که موج دلتای قوی‌تری دارد [۱۲].

## ۲-۴- داده‌های ورودی به الگوریتم

ورودی الگوریتم یک سگمنت یا سه سگمنت مجزای متصل شده به هم و یا ۳ ثانیه از ECG هر بیمار شامل موج دلتا است. هر سگمنت از ابتدای موج P شروع می‌شود و تا انتهای موج T ادامه می‌یابد. این سگمنت‌ها توسط یک فرد آموزش‌دیده (به‌عنوان مثال یک پرستار آموزش‌دیده) که می‌تواند موج دلتا را تعیین کند، انتخاب می‌شود. توجه شود که موج دلتا با PVC<sup>۱۳</sup> اشتباه نشود [۲۶]. در شکل ۳ و ۴ نمونه‌هایی از سگمنت‌های انتخاب شده برای دو بیمار نشان داده شده است که اولی دارای راه فرعی

<sup>1</sup> Atriofascicular

<sup>2</sup> Epicardial

<sup>3</sup> Left lateral

<sup>4</sup> Left posterior

<sup>5</sup> Right posteroseptal

<sup>6</sup> ParaHisian

<sup>7</sup> Left posteroseptal

<sup>8</sup> Midseptal

<sup>9</sup> Right posterior

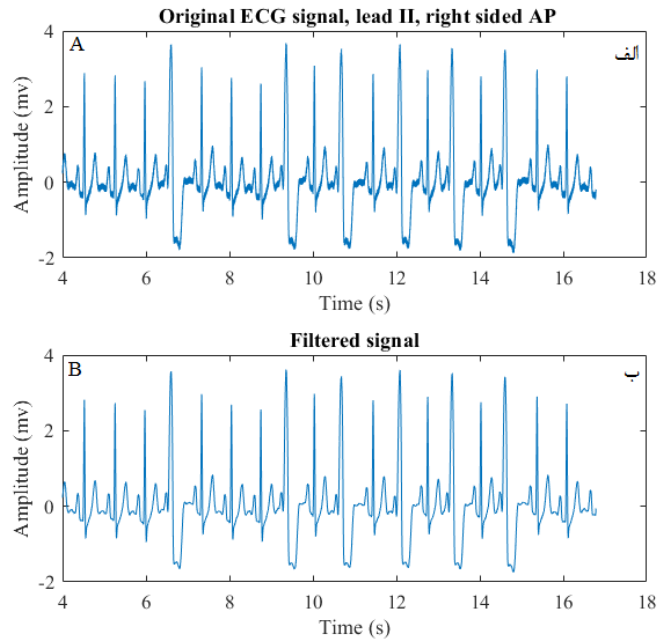
<sup>10</sup> Brad system pro, Bard Electrophysiology, Boston, USA

<sup>11</sup> Butterworth

<sup>12</sup> Lenis

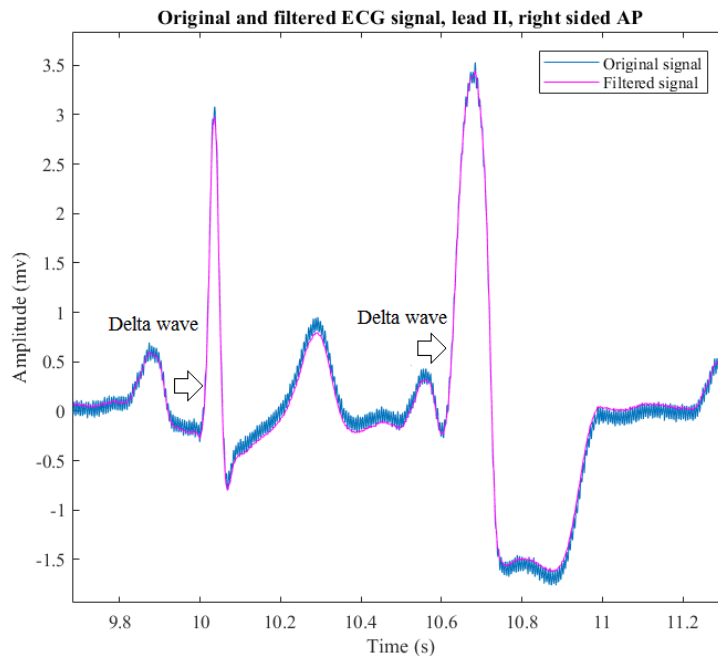
<sup>13</sup> Premature ventricular contraction

سمت راستی (خلفی سپتومی راست) و دومی دارای راه فرعی سمت چپی (جانبی چپ) است. در شکل‌ها مشاهده می‌شود که پترن ECG در همه‌ی سیکل‌های قلبی یک شکل است. همچنین حضور موج دلتا و عدم حضور موج Q در شکل ۱ مشخص است.



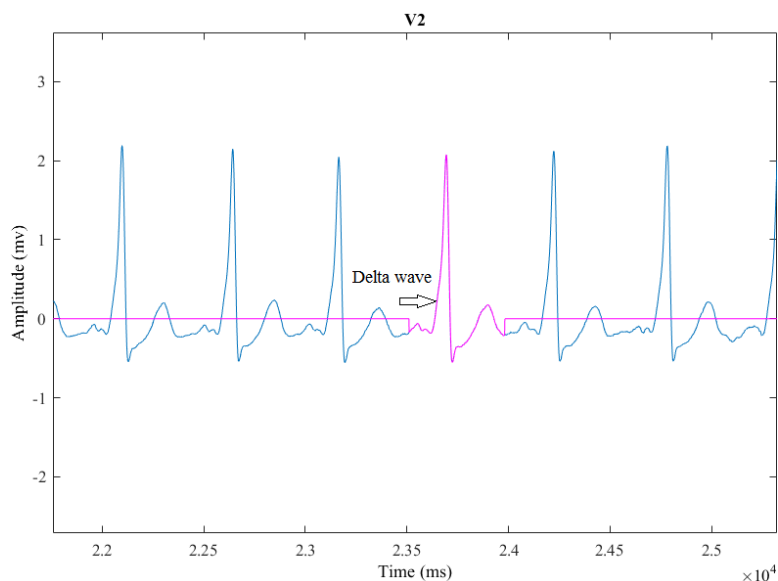
شکل ۱: سیگنال ECG یک شرکت‌کننده با راه فرعی در ناحیه‌ی پاراهیسین (راه فرعی سمت راستی). (الف)، سیگنال ECG اولیه و (ب) سیگنال ECG فیلتر شده است.

Figure 1. The ECG signal of a participant with the AP in the paraHisian region (right-sided AP): (A) Original ECG signal and (B) Filtered ECG signal.

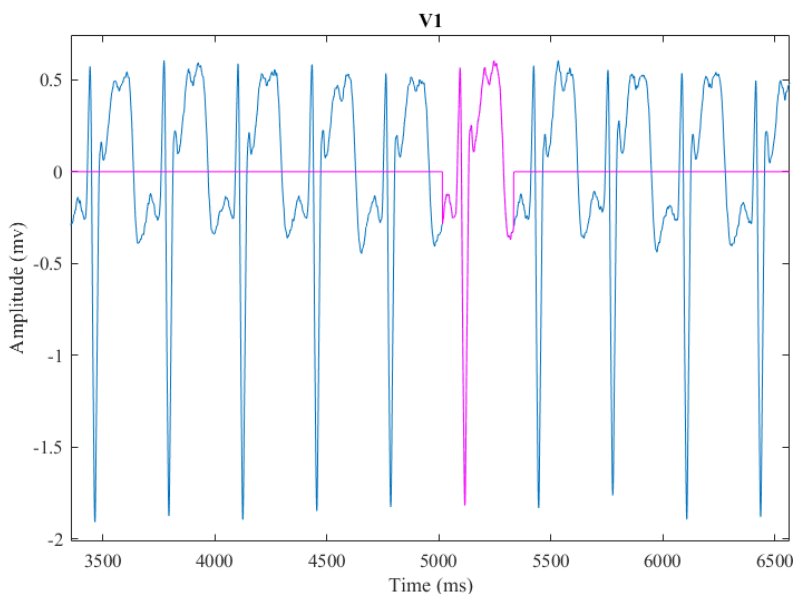


شکل ۲: سیگنال ECG اولیه (آبی رنگ) و سیگنال فیلتر شده‌ی آن (صورتی رنگ).

Figure 2. Original ECG signal (blue) and filtered ECG signal (pink).



شکل ۳: سیگنال V2 از شرکت‌کننده با راه فرعی خلفی سیتومی راست. رنگ صورتی سگمنت انتخاب شده برای استخراج ویژگی را نشان می‌دهد.  
Figure 3. The signal of lead V2 from a participant with right posteroseptal AP. The selected segment for the feature extraction was denoted in pink.



شکل ۴: رنگ آبی سیگنال V1 از شرکت‌کننده با راه فرعی جانبی چپ و رنگ صورتی سگمنت انتخاب شده برای استخراج ویژگی را نشان می‌دهد.  
Figure 4. The signal of lead V1 for a participant with left lateral AP was shown in blue and the selected segment for the feature extraction was shown in pink.

تمام سیگنال‌های استفاده شده دارای نسبت سیگنال به نویز<sup>۱</sup> (SNR) بالای ۱۰ هستند و سیگنال‌های با SNR کمتر در مطالعه وارد نشدند. SNR با رابطه‌ی ۱ به دست می‌آید [۲۸، ۲۷، ۵۰].

$$SNR = 10 \log_{10} \left( \frac{\sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}^2[n]}{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2} \right) \quad (1)$$

<sup>1</sup> Signal to noise ratio

## ۲-۵- استخراج ویژگی

در این مطالعه استخراج ویژگی از روی CRP لیدهای سینه‌ای متوالی انجام شد. روش CRP اختلافات محلی سیر تکاملی دینامیکی دو ترژکتوری<sup>۱</sup> نزدیک به هم را آشکار می‌کند [۱۵]. در این مطالعه برای سری زمانی یک سگمنت از ECG هر فرد (که  $u_i$  نامیده می‌شود)، بردارهای فضای فاز  $x_i$  با استفاده از تأخیر تیکن<sup>۲</sup> بازسازی شد (رابطه‌ی ۲ و ۳).

$$\bar{x}(t) = \bar{x}_i \in R^d \quad (i = 1, \dots, N, t = i\Delta t) \quad (2)$$

که  $\Delta t$  نرخ نمونه‌برداری است و بنابراین  $u_i$  با بعد  $d$  و تاخیر  $\tau$  بازسازی می‌شود،

$$\bar{x}_i = (u_i, u_{i+\tau}, \dots, u_{i+(d-1)\tau}) \quad (3)$$

به طریق مشابه  $\bar{y}_j$  به طول  $M$  تعریف می‌شود [۲۹].

در دو سیستم دینامیکی که هر یک توسط ترژکتوری‌های  $\bar{x}_i$  و  $\bar{y}_j$  و فضای سرهم‌بندی  $d$  بعدی نشان داده می‌شوند، CRP توسط رابطه‌ی ۴ بیان می‌شود که در آن،  $N$  و  $M$  تعداد حالت‌های در نظر گرفته شده‌ی  $\bar{x}_i$  و  $\bar{y}_j$ ، و  $i$  و  $j$  گام‌های زمانی در داخل پنجره‌ی زمانی برداشته شده از سیگنال هستند [۳۰].  $\Theta(\cdot)$  تابع هویساید<sup>۳</sup> و  $\mathcal{E}$ ، آستانه‌ی فاصله و  $\|\cdot\|$  یک نرم<sup>۴</sup> است [۲۹].

$$CRP_{i,j}^{\bar{x},\bar{y}}(\varepsilon) = \Theta(\varepsilon - \|\bar{x}_i - \bar{y}_j\|), i = 1, 2, \dots, N, j = 1, 2, \dots, M \quad (4)$$

مقدار  $\varepsilon$  بستگی به کاربرد دارد. در این مطالعه  $\varepsilon$  طوری در نظر گرفته شده که نرخ بازگشت ثابت باشد [۳۱، ۳۲]. همچنین، CRP بین سیگنال مربوط به یک سگمنت زمانی از یک بیمار در لید  $V_k$  با سیگنال مربوط به همان سگمنت زمانی در لید  $V_{k+1}$ ، برای  $k$  با مقادیر ۱، ۲ تا ۵ برای بعد سرهم‌بندی  $d=2$  بدست آمد [۳۳-۳۵]. میزان تأخیر  $\tau$  به عنوان اولین جایی که تابع اتوکواریانس برابر  $1/e$  شود (که  $e$  عدد اولر است) در نظر گرفته شد و  $\bar{x}$  میانگین نمونه‌های  $x_i$  است (رابطه‌ی ۵) [۳۶].

$$ACVT(\tau) = \sum_{i=1}^{N-\tau} [(x_i - \bar{x})(x_{i+\tau} - \bar{x})] \quad (5)$$

نقطه‌ای از ترژکتوری  $\bar{y}$  در  $j$  که در همسایگی نقطه‌ای از ترژکتوری  $\bar{x}$  در  $i$  قرار می‌گیرد، در CRP این دو ترژکتوری یک نقطه سیاه در مختصات  $(i,j)$  ایجاد می‌کند [۳۷]. ویژگی‌های DET، LAM، TT و L از CRP بدست آمده از زوج لیدهای  $(V1, V2)$ ،  $(V2, V3)$ ،  $(V3, V4)$ ،  $(V4, V5)$  و  $(V5, V6)$  استخراج می‌شود (روابط ۶ تا ۹).

در این معادلات، فراوانی توزیع خطوط قطری،  $P(l)$  و خطوط عمودی  $P(v)$  نامیده شده است. ویژگی DET، مقداری از نقاط بازگشت که به شکل خطوط قطری هستند نسبت به کل نقاط بازگشت است (رابطه ۶) [۳۷، ۱۵].

$$DET(\varepsilon) = \frac{\sum_{l=l_{\min}}^N IP(\varepsilon, l)}{\sum_{l=1}^N R_{i,j}(\varepsilon)} \quad (6)$$

در این رابطه،  $l_{\min}$  حداقل طول یک خط قطری از پیش تعیین شده،  $l$  طول یک خط قطری و  $v$  طول یک خط عمودی است. یک خط قطری به طول  $l$  به معنی آن است که یک سگمنت ترژکتوری در طول  $l$  گام زمانی به سگمنت دیگری از ترژکتوری در زمان متفاوتی نسبتاً نزدیک باشد. بنابراین، این خطوط مربوط به واگرایی قطعات ترژکتوری هستند. میانگین طول خطوط قطری  $(L)$  از رابطه‌ی ۷ بدست می‌آید [۳۷].

$$L(\varepsilon) = \frac{\sum_{l=l_{\min}}^N IP(\varepsilon, l)}{\sum_{l=l_{\min}}^N P(\varepsilon, l)} \quad (7)$$

ویژگی  $L$  میانگین زمانی هست که دو سگمنت ترژکتوری به هم نزدیک باشند و می‌تواند به عنوان میانگین زمان پیش‌بینی تفسیر شود [۳۷].

<sup>1</sup> Trajectory

<sup>2</sup> Taken

<sup>3</sup> Heaviside

<sup>4</sup> Norm

$$TT(\varepsilon) = \frac{\sum_{v=v_{\min}}^N vP(\varepsilon, v)}{\sum_{v=v_{\min}}^N P(\varepsilon, v)} \quad (۸)$$

ویژگی TT میانگین طول ساختارهای عمودی است. معیار TT حاوی اطلاعاتی درباره‌ی میزان و طول فازهای لامینار است (رابطه ۸). در این رابطه  $v_{\min}$  حداقل طول یک خط عمودی از پیش تعیین شده است [۳۸].

$$LAM(\varepsilon) = \frac{\sum_{v=v_{\min}}^N vP(\varepsilon, v)}{\sum_{v=1}^N vP(\varepsilon, v)} \quad (۹)$$

ویژگی LAM، نسبت نقاط بازگشتی که ساختارهای عمودی می‌سازند به همه نقاط بازگشت را نشان می‌دهد (رابطه ۹). این کمیت همچنین احتمال رخداد حالت‌های لامینار در سیستم را نشان می‌دهد. ولی طول فازهای لامینار را توصیف نمی‌کند [۳۸].

بردار ویژگی، شامل ویژگی‌های معرفی شده در روابط ۶ تا ۹ برای CRP لیدهای سینهای متوالی شامل عناصر  $P_1, P_2, \dots, P_{20}$  تعریف شد. نحوه‌ی نام‌گذاری ویژگی‌ها در جدول ۱ آورده شده است. برای مثال  $P_{10}$ ، ویژگی تریپ‌تایم بدست آمده از CRP ( $V_3, V_4$ ) است.

جدول ۱: نحوه‌ی نام‌گذاری ویژگی‌های بدست آمده از CRP لیدهای سینهای.

Table 1. Naming features extracted from CRPs of precordial leads).

	CRP(V1,V2)	CRP(V2,V3)	CRP(V3,V4)	CRP(V4,V5)	CRP(V5,V6)
LAM	$P_1$	$P_5$	$P_9$	$P_{13}$	$P_{17}$
TT	$P_2$	$P_6$	$P_{10}$	$P_{14}$	$P_{18}$
DET	$P_3$	$P_7$	$P_{11}$	$P_{15}$	$P_{19}$
L	$P_4$	$P_8$	$P_{12}$	$P_{16}$	$P_{20}$

## ۲-۶- انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی

انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی با استفاده از ترکیب روش‌های SFS<sup>۱</sup> و LOO<sup>۲</sup> انجام شد که LO-SFS نامیده شد. روش SFS برای کاهش حجم محاسبات و بهبود صحت طبقه‌بندی بکار رفت. در الگوریتم SFS، روش طبقه‌بندی KNN<sup>۳</sup> [۵۱] و روش اعتبارسنجی متقابل<sup>۴</sup> LOO بکار رفت. از روش LOO به دلیل کم بودن نسبی تعداد نمونه‌ها استفاده شد. در این مطالعه روش LOO در دو مرحله (دو بار) بکار رفت. روش LOO در حلقه‌ی بیرونی (LOO بیرونی) و LOO در حلقه‌ی داخلی (LOO داخلی). در LOO در حلقه‌ی بیرونی در هر گام، داده‌ی یک فرد کنار گذاشته شد. انتخاب ویژگی با استفاده از روش SFS برای سایر افراد انجام شد. بنابراین در هر گام در LOO بیرونی، یک «بردار از ویژگی‌های انتخاب شده»، به ازای فرد کنار گذاشته شده تعیین شد. بخش LOO داخلی برای تعیین مجموعه دادگان تست و آموزش برای طبقه‌بند مورد استفاده در الگوریتم SFS استفاده شد. سپس یک هیستوگرام رسم شد که تعداد حضور یک ویژگی (در تمام بردارهای ویژگی انتخاب شده) را بر حسب شماره ویژگی نشان می‌داد. با کمک این هیستوگرام ویژگی‌های پر تکرار تعیین شدند. این ویژگی‌ها بیشترین قدرت تعمیم‌دهی را نسبت به سایر ویژگی‌های مورد مطالعه برای دادگان تست آینده دارند [۵].

شایان توجه است که استفاده در یک مرحله از روش LOO برای انتخاب ویژگی‌های مناسب کافی نخواهد بود. به این دلیل که در روش SFS بکار رفته انتخاب ویژگی براساس صحت طبقه بندی دادگان تست انجام شده است. در نتیجه دادگان تست دیده می‌شوند و در آن صورت ویژگی‌های انتخاب شده منحصرأ بر روی مجموعه دادگان ما کاربردی هستند و نمی‌توانند به مطالعات

<sup>1</sup> Sequential forward selection

<sup>2</sup> Leave-one-out

<sup>3</sup> K-nearest neighbour

<sup>4</sup> Cross validation



دیگر تعمیم پیدا کنند که اتفاق مطلوبی نیست. برای حل این مساله از روش LOO در دو مرحله برای تعمیم‌دهی الگوریتم‌ها استفاده شده است [۵].

در طبقه‌بندی‌های مذکور، مقادیر صحت، حساسیت و اختصاصیت با توجه به روابط ۱۰ تا ۱۲ محاسبه شد [۳۹] که در آن مثبت صحیح (TP): فرد به درستی دارای راه فرعی سمت چپی تشخیص داده شده است. مثبت کاذب (FP): فرد به اشتباه دارای راه فرعی سمت چپی تشخیص داده شده است. منفی صحیح (TN): فرد به درستی دارای راه فرعی سمت راستی تشخیص داده شده است. منفی کاذب (FN): فرد به اشتباه دارای راه فرعی سمت راستی تشخیص داده شده است.

$$Accuracy(\%) = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \times 100 \quad (10)$$

$$Sensitivity(\%) = \frac{TP}{TP + FN} \times 100 \quad (11)$$

$$Specificity(\%) = \frac{TN}{TN + FP} \times 100 \quad (12)$$

### ۳- نتیجه‌گیری

انتخاب ویژگی با روش شرح داده شده در بخش ۲-۶ برای سه حالت استخراج ویژگی، یعنی تک سگمنت، سه سگمنت مجزای متصل به هم و ۳ ثانیه سیگنال پیوسته‌ی ECG انجام شد و نتایج در ادامه آورده شده است.

### ۳-۱- استخراج ویژگی از یک سگمنت ECG

نتیجه استخراج ویژگی از یک سگمنت ECG در شکل ۵ نشان داده شده است. با توجه به این شکل، ویژگی‌های ۱ و ۱۲ پرتکرارترین ویژگی‌ها برای طبقه‌بندی راه‌های فرعی راست و چپ هستند. این ویژگی‌ها هم به صورت منفرد و هم به صورت هم‌زمان باهم به طبقه‌بندی داده شدند و نتایج در جدول ۲ آورده شده است.

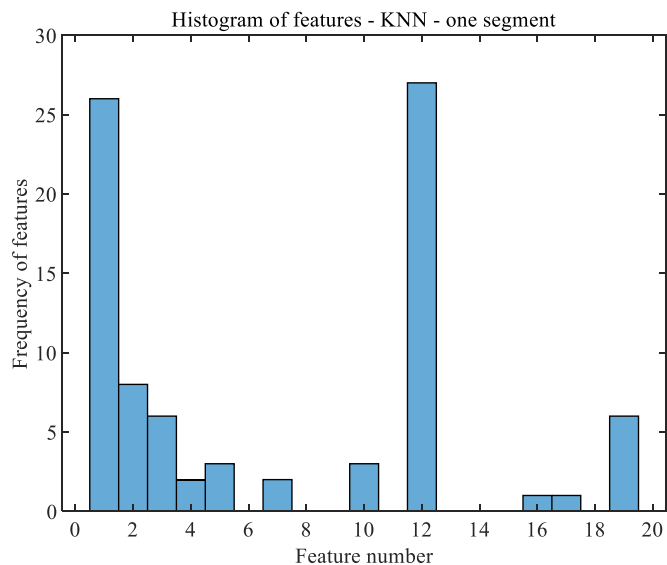
جدول ۲: نتیجه‌ی طبقه‌بندی با استفاده از ویژگی‌های پرتکرار بدست آمده از هیستوگرام شکل ۱.

			KNN
ویژگی ۱	ویژگی ۱۲	ویژگی ۱ و ۱۲	
۵۱/۶۱٪	۷۷/۴۲٪	۸۷٪	صحت طبقه بندی با k=۱, ۳, ۵

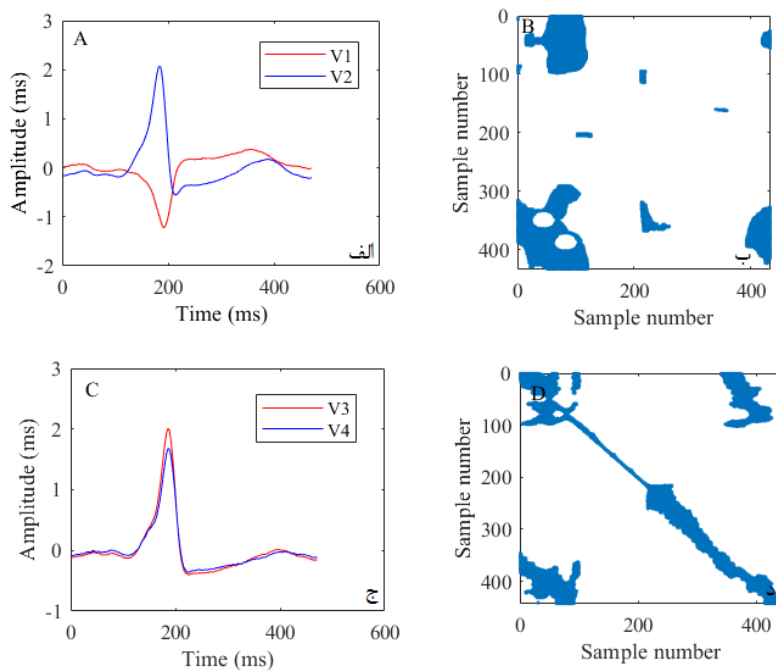
با توجه به جدول ۲، ویژگی ۱، لامیناریتی بدست آمده از CRP لیدهای V1 و V2 و ویژگی ۱۲، میانگین طول خطوط قطری بدست آمده از CRP لیدهای V3 و V4 است. جدول ۲ نشان می‌دهد که با استفاده هم‌زمان از این دو ویژگی در طبقه‌بندی‌کننده، صحت<sup>۱</sup> طبقه‌بندی ۸۷٪ بدست می‌آید (حساسیت<sup>۲</sup>: ۹۳/۳۳٪ و اختصاصیت<sup>۳</sup>: ۸۱/۲۵٪).

شکل ۶ و ۷ سیگنال و CRP یک بیمار با راه فرعی به ترتیب سمت راستی (خلفی سپتومی راست) و سمت چپی (جانبی چپ) را نشان می‌دهد. در شکل ۶-الف مشاهده می‌شود در گذار از V1 به V2 موج دلتا تغییر علامت داشته است. همچنین در CRP آن فازهای لامینار کمتری (شکل ۶-ب) نسبت به حالت گذار از V1 به V2 در شکل ۷-ب وجود دارد که در آن موج دلتا تغییر علامت نداشته است. در گذار از V3 به V4 در شکل ۶-ج شکل موج تغییر خاصی نداشته و بنابراین در CRP آن ساختار قطری طولانی ایجاد شده است (شکل ۶-د) و در شکل ۷-د تفاوت در دامنه شکل موج باعث شده ساختارهای قطری کوتاه‌تری ایجاد شود.

<sup>1</sup> Accuracy  
<sup>2</sup> Sensitivity  
<sup>3</sup> Specificity

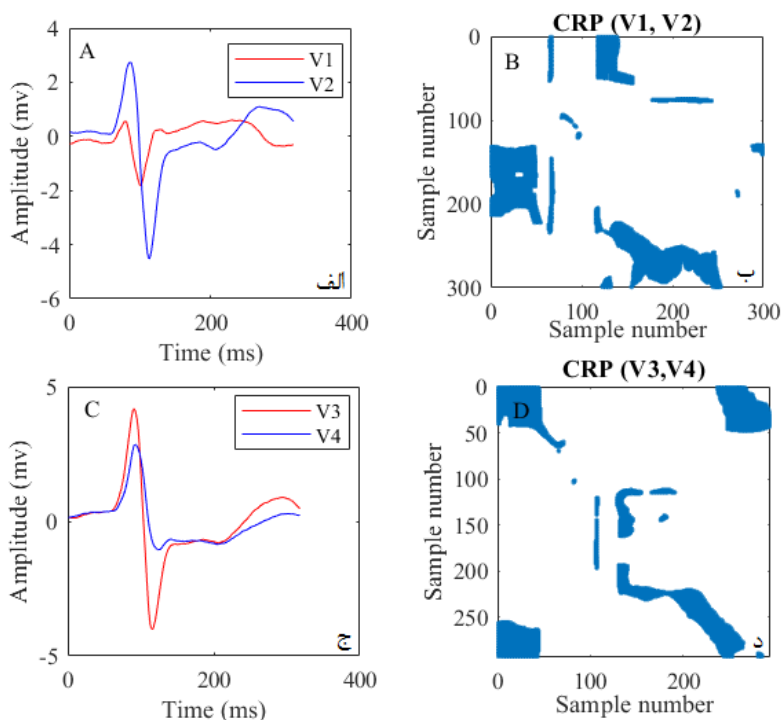


شکل ۵: هیستوگرام فراوانی ویژگی بر حسب شماره‌ی ویژگی در شرایطی که استخراج ویژگی از یک سگمنت از سیگنال انجام شده باشد.  
Figure 5. The histogram of the frequency of features versus feature number extracted from one segment of the ECG signal.



شکل ۶: (الف) سیگنال مربوط به یک سگمنت زمانی از لیدهای V1 و V2 از یک شرکت‌کننده با راه فرعی سمت راستی (خلفی سیتومی راست) (همان شرکت‌کننده‌ی شکل ۳)، (ب) CRP بین V1 و V2 (ج) سیگنال مربوط به همان سگمنت زمانی از لیدهای V3 و V4، از همان بیمار، (د) CRP بین همان سگمنت‌ها از لیدهای V3 و V4.

Figure 6. (A) The signals of a segment in the time domain from leads V1 and V2 for a participant with right-sided AP (right posteroseptal) (the same participant in Figure 3), (B) CRP between leads V1 and V2, (C) the signal related to the same time domain segment from leads V3 and V4, from the same participant, and (D) CRP between the same segment from leads V3 and V4.

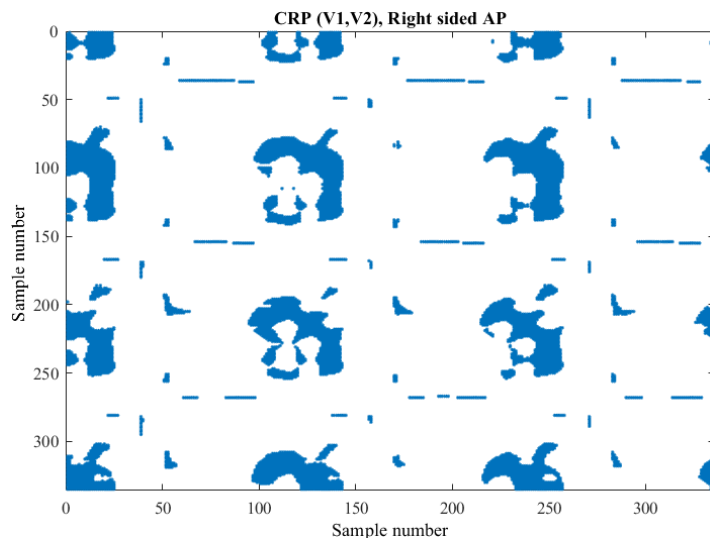


شکل ۷: (الف) سیگنال مربوط به یک سگمنت زمانی از لیدهای V1 و V2 از یک شرکت کننده با راه فرعی سمت چپی (چپ جانبی) (همان شرکت کننده‌ی شکل ۴)، (ب) CRP بین V1 و V2 (ج) سیگنال مربوط به همان سگمنت زمانی از لیدهای V3 و V4 از همان بیمار، (د) CRP بین همان سگمنت‌ها از لیدهای V3 و V4.

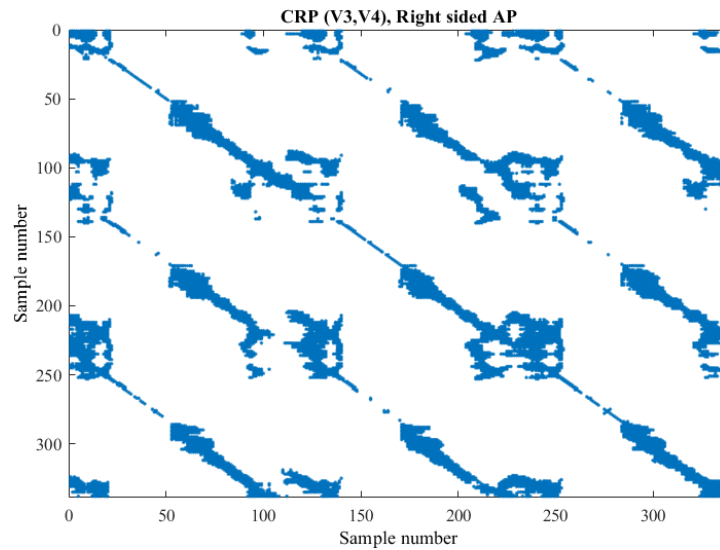
Figure 7. (A) The signals of a segment in the time domain from leads V1 and V2 from a participant with left-sided AP (left lateral) (the same participant in Figure 4), (B) CRP between leads V1 and V2, (C) the signal related to the same time domain segment from leads V3 and V4, from the same participant, and (D) CRP between the same segment from leads V3 and V4.

### ۳-۲- استخراج ویژگی از سه سگمنت مجزای متصل به هم

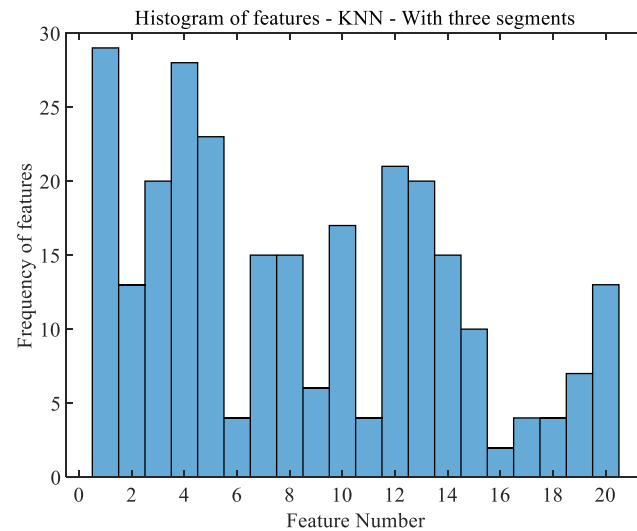
در این حالت الگوریتم با استفاده از سه سگمنت مجزا که به هم متصل شدند، پیاده سازی شد (شکل ۸ و ۹). نتایج نشان می دهد استفاده از سه سگمنت متصل به هم صحت طبقه بندی را قدری کاهش می دهد (۸۴٪). نتیجه در جدول ۳ آورده شده است. ویژگی های بهینه برای رسیدن به این صحت، ۵ ویژگی پرتکرار اولویت دار یعنی ویژگی های ۱، ۴، ۵، ۱۲ و ۱۳ بدست آمد (شکل ۱۰).



شکل ۸: CRP (V1, V2) در شرکت کننده با راه فرعی سمت راستی (خلفی سپتومی راست)  
Figure 8. CRP(V1, V2) in a participant with right-sided AP (right posteroseptal).



شکل ۹: CRP (V3,V4) در همان شرکت کننده‌ی شکل ۸.  
Figure 9. CRP(V3,V4) from the same participant in Figure 8.

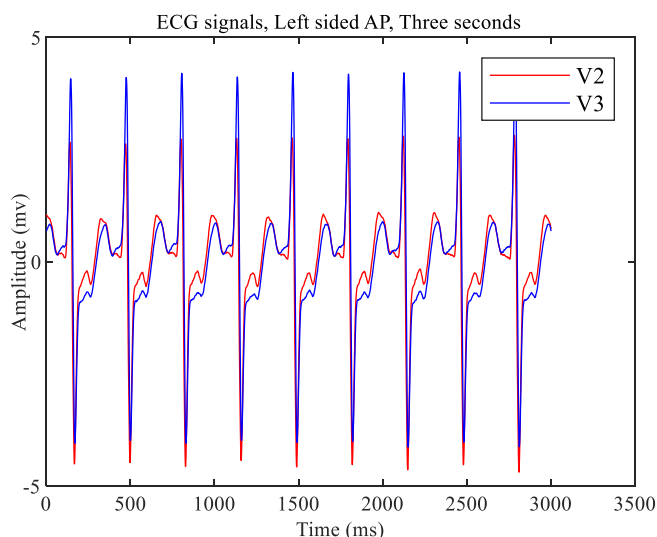


شکل ۱۰: نتیجه‌ی انتخاب ویژگی با استفاده از ویژگی‌های به دست آمده از سه سگمنت مجزای متصل به هم.  
Figure 10. The result of feature selection using features extracted from three separate signals placed one after the other.

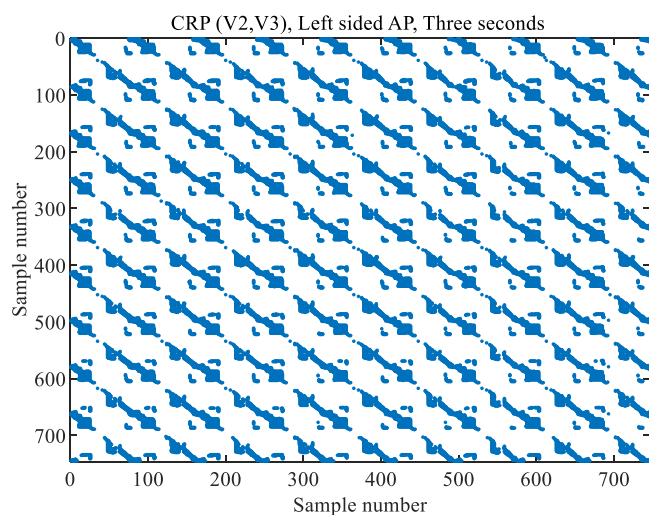
### ۳-۳- استخراج ویژگی از سه ثانیه از سیگنال ECG

در این حالت الگوریتم با استفاده از سه ثانیه از سیگنال ECG اجرا شد. در دادگان ما با توجه به تفاوت نرخ ضربان قلب<sup>۱</sup>، در افراد مختلف بین ۳ تا ۹ سیکل در بازه‌ی زمانی ۳ ثانیه‌ای مشاهده شد. در شکل ۱۱ نمونه‌ای از سیگنال‌های یک شرکت‌کننده با راه فرعی سمت چپی و در شکل ۱۲ نقشه بازگشتی متقاطع آن‌ها آورده شده است.

<sup>۱</sup> Heart rate



شکل ۱۱: نمونه‌ای از ۳ ثانیه از سیگنال ECG در یک شرکت‌کننده با راه فرعی سمت چپی (چپ جانبی).  
Figure 11. An example of a three-second ECG signal in a participant with left- sided AP (left lateral).

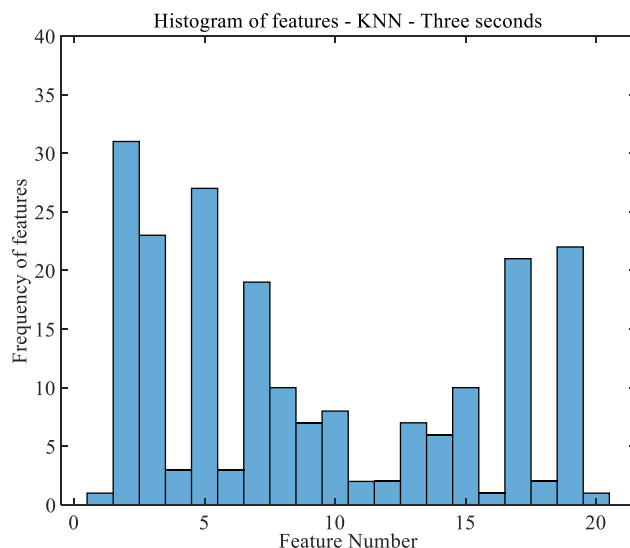


شکل ۱۲: نقشه‌ی بازگشتی متقاطع سیگنال‌های نشان داده شده در شکل ۱۱  
Figure 12. The cross-recurrence plot of the signals depicted in Figure 11.

در شرایط استخراج ویژگی از ۳ ثانیه از سیگنال ECG، با ۵ ویژگی اولویت‌دار یعنی بردار ویژگی‌های ۲، ۳، ۵، ۱۷ و ۱۹ به صحت طبقه‌بندی ۶۸٪ رسیدیم.

همچنین نتایج انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی با روش آزمون تی استیودنت<sup>۱</sup> در جدول ۳ آورده شده است. میانگین ویژگی‌های ۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۷، ۱۵، ۱۸ و ۱۹ در کلاس راست و چپ با یکدیگر اختلاف معنادار داشته‌اند (مقدار  $p$ -کوچکتر از ۰/۰۵ بوده است).

<sup>۱</sup> Student's t-test



شکل ۱۳: هیستوگرام فراوانی ویژگی بر حسب شماره‌ی ویژگی، در شرایطی که استخراج ویژگی از ۳ ثانیه از سیگنال انجام شده باشد.  
Figure 13. The histogram of the frequency of feature versus feature number extracted from three-second ECG signal.

جدول ۳: نتیجه‌ی طبقه‌بندی با استفاده از روش‌های مختلف کاهش ویژگی.

Table 3. The results of classification with different methods of feature reduction.

روش کاهش ویژگی	تعداد سگمنت	ویژگی‌ها	صحت طبقه‌بندی
بدون کاهش ویژگی	۱	۱، ۲، ۳، ...، ۲۰	۶۱٪
آزمون تی استیودنت	۱	۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۷، ۱۵، ۱۸، ۱۹	۶۶٪
LO_SFS_KNN فاصله‌ی اقلیدسی	۱	۱، ۱۲	۸۷٪
LO_SFS_KNN فاصله‌ی کسینوسی	۱	۱، ۲، ۱۹	۸۴٪
LO_SFS_KNN فاصله‌ی اقلیدسی	۳ سگمنت متصل به هم	۱، ۴، ۵، ۱۲، ۱۳	۸۴٪
LO_SFS_KNN فاصله‌ی اقلیدسی	۳ ثانیه سیگنال ECG	۲، ۳، ۵، ۱۷، ۱۹	۶۸٪

#### ۴- بحث

این مطالعه نشان می‌دهد تعیین محل نیمه‌خودکار AP از روی ECG سطحی برای راه‌های فرعی راست و چپ با ۸۷٪ صحت امکان‌پذیر است. ویژگی لامیناریتی بدست آمده از CRP لیدهای V1 و V2 به همراه ویژگی میانگین طول خطوط قطری بدست آمده از CRP لیدهای V3 و V4 به عنوان ویژگی‌های مورد استفاده در طبقه‌بند KNN می‌توانند با استفاده از یک سیکل ECG باعث تمایز راه‌های فرعی راست و چپ شوند. مقالات مختلف از مجموعه‌های مختلفی از لیدهای ECG برای طبقه‌بندی راه‌های فرعی استفاده کرده‌اند [۱، ۴-۶، ۹-۱۱، ۴۰-۴۳]. بخصوص در برخی مقالات پلاریته QRS در لید V1 برای تمایز راست و چپ مورد توجه بوده است [۱۱]. ناکانو<sup>۱</sup> و همکاران از مورفولوژی QRS در لید syn-V4R (که ترکیب خطی از لیدهای I، II، V1 تا V6 بوده، با عنوان لید V4 سمت راستی مصنوعی بازسازی شده) برای تمایز راست، سپتوم و چپ استفاده کرده است و به صحت طبقه‌بندی ۹۵٪ رسیده است [۱۱]. البته طبقه‌بندی آن‌ها خودکار نبوده است.

مطالعات قبلی ۲ تا ۱۴ ناحیه را برای تعیین محل راه‌های فرعی انتخاب کرده‌اند [۱-۴، ۷، ۳۳-۳۷]. در این مطالعه تنها دو مکان اصلی راست و چپ تعیین شده است. این تشخیص به نحوه‌ی کاترگذاری اولیه در قلب کمک می‌کند.

تعیین محل خودکار راه فرعی از روی ECG سطحی در مقاله‌ی دیگری نیز بررسی شده است. سنونر<sup>۲</sup> و همکاران از شبکه عصبی برای پیش‌بینی ۱۴ مکان راه فرعی استفاده کردند و به صحت ۷۷٪ رسیدند [۴۵]. از نتایجی که آن‌ها گزارش کردند به این نتیجه رسیدیم که صحت طبقه‌بندی آن‌ها برای راه‌های فرعی راست و چپ بر روی داده‌های آموزش و ارزیابی داخلی‌شان در مکان

<sup>1</sup> Nakano

<sup>2</sup> Senoner

راه‌های فرعی مشترک با ما، ۸۷٪ بوده است که این نتیجه، با نتیجه‌ی بدست آمده در مطالعه‌ی ما یکسان است. در بیماری WPW، در برخی از بیماران گاهی یک سگمنت شامل موج دلتا است و یک یا چند سگمنت بعدی از همان سیگنال شامل موج دلتا نیستند [۴۶]. در چنین بیمارانی پیدا کردن طول بازه‌ی پیوسته از سیگنال که در آن همه شرکت‌کنندگان سگمنت‌های متوالی شامل موج دلتا داشته باشند ممکن نیست. با توجه به اینکه حضور موج دلتا در هر سیکل نشان دهنده‌ی فعال بودن راه فرعی در آن سیکل است، لذا برای سیگنال‌های پیوسته‌ی ECG شامل چند سیکل، نیاز به دادگان بیشتری برای آموزش طبقه‌بند است؛ چون تنوع‌های بسیاری را شامل می‌شود. همچنین استفاده از سیگنال ECG پیوسته شامل چند سیکل، تفاوت در نرخ ضربان در بیماران مختلف را نیز به الگوریتم اضافه می‌کند، (بعضی از بیماران WPW دارای تاکی‌کاردی فوق بطنی (SVT) هستند و بعضی از بیماران دارای فیبریلاسیون دهلیزی<sup>۱</sup> (AF) و غیره). به همین علت اضافه شدن اطلاعات فرکانسی (نرخ ضربان قلب) در سیگنال سه ثانیه‌ای صحت طبقه‌بندی را پایین آورده است. چون برای پوشش دادن آن تفاوت‌ها نیاز به دادگان آموزشی خیلی بیشتری بوده است که چنین دادگانی در اختیار نداشتیم.

با مقایسه‌ی صحت‌های به دست آمده در حالت یک سیکل (۸۷٪)، سه سیکل (۸۴٪) و کل ECG ۳ ثانیه‌ای (۶۸٪)، حالت یک سیکل که نیمه‌خودکار است نسبت به حالت کل ECG که کاملاً خودکار است، از نظر صحت و سرعت استخراج ویژگی برتری دارد (در حالت یک سیکل مدت زمان استخراج ویژگی برای هر بیمار حدود ۱ دقیقه و در حالت ۳ ثانیه‌ای، ۲ ساعت و نیم است). بطور خلاصه، روش ما می‌تواند تعیین محل راه‌های فرعی راست و چپ را به‌طور نیمه‌خودکار انجام دهد و این پتانسیل را دارد که صحت و قابلیت تکرارپذیری را نسبت به روش‌های رایج بهبود بخشد.

بالاتر بردن صحت برای تعیین محل راه فرعی دارای چالش‌هایی است. از جمله دلایل آن، تفاوت در مکان آناتومیکی قلب در قفسه‌ی سینه (عمودی یا افقی قرارگرفتن آن)، تفاوت در محل الکتروگذاری، ضخامت پوست و بافت چربی قرار گرفته بین الکترودهای ECG و قلب، تفاوت در سرعت هدایت راه‌های فرعی، تنوع در عرض موج دلتا و تنوع در میزان ترکیب شدن‌های متفاوت سرعت‌های هدایت راه فرعی و گره AV است.

نتیجه به دست آمده در اینجا معادل با بالاترین نتیجه به دست آمده در مقالات برای روش‌های خودکار-نیمه‌خودکار است. این یک الگوریتم نیمه‌خودکار غیرتهاجمی کمک تشخیصی برای حدس اولیه جستجو است و جستجوی دقیق راه فرعی با استفاده از کاتترگذاری درون قلب و مطالعه الکتروفیزیولوژی انجام می‌شود.

در مطالعات آینده قصد داریم تعداد شرکت‌کنندگان مطالعه را افزایش دهیم و تنوع‌های مختلف WPW که در این مطالعه بررسی نشده بودند را وارد مطالعه کنیم. همچنین قصد داریم از تک سیکل‌های جداگانه برای طبقه‌بندی استفاده کنیم و از نتیجه‌ی نهایی رای‌گیری کنیم یا همین روش استخراج ویژگی را برای CRP متقابل لیدهای I، II، III، aVR، aVL، و aVF هم انجام دهیم و از نتیجه‌ی طبقه‌بند بهینه به دست آمده و دو طبقه‌بند مورد استفاده در این مقاله (یک سیکل و سه سیکل) نیز رای‌گیری کنیم و نتیجه رای‌گیری را به عنوان صحت نهایی با نتیجه طبقه‌بند تک سیکل مقایسه کنیم. همچنین از ویژگی‌های بدست آمده از داده‌های قلبی دیگر علاوه بر ECG نیز برای افزایش صحت طبقه‌بندی کمک بگیریم. در این مطالعه از ویژگی‌های موفولوژیک برای تعیین محل راه فرعی استفاده نشده است، در حالی که در مقالات این ویژگی‌ها نیز مورد توجه بوده است [۴-۶، ۱۰، ۴۱، ۴۷]. بنابراین در مطالعات آینده قصد داریم با برآزش یک مدل ریاضی به یک سگمنت ECG ویژگی‌های موفولوژیکی از سیگنال استخراج کنیم (پارامترهای مدل را به عنوان ویژگی در نظر بگیریم). و با روش انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی مطرح شده در این مقاله طبقه‌بند بهینه‌ای با استفاده از آن ویژگی‌ها به دست آوریم و بین نتیجه طبقه‌بند ذکر شده و طبقه‌بند‌های این مقاله نیز رای‌گیری کنیم. یا با استفاده‌ی هم‌زمان از ویژگی‌های مورفولوژیک و آشوب‌گونه به نتایج طبقه‌بندی بهتری برسیم.

## ۵- جمع‌بندی

ویژگی لامیناریتی به دست آمده از CRP لیدهای V1 و V2 به همراه ویژگی میانگین طول خطوط قطری به دست آمده از CRP لیدهای V3 و V4 می‌تواند برای تعیین محل نیمه‌خودکار قلب در بیماری با سندروم WPW بکار روند.

<sup>1</sup> Atrial fibrillation

## ۶- ضمائم

منظور از لیدهای سینه‌ای متوالی هر دو لید مجاور هم از V1 تا V6 در ثبت ECG استاندارد است (شکل ۱۴).

V1: در فضای بین دنده‌ای چهارم در لبه راست استرنوم<sup>۱</sup>

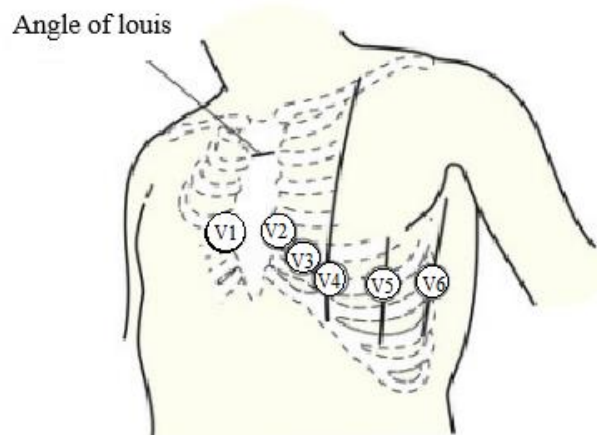
V2: در فضای بین دنده‌ای چهارم در لبه چپ استرنوم

V3: بین V2 و V4

V4: در فضای بین دنده‌ای پنجم در خط مید کلاویکلار چپ<sup>۲</sup>

V5: هم سطح V4 در خط اگزیلاری قدامی چپ<sup>۳</sup>

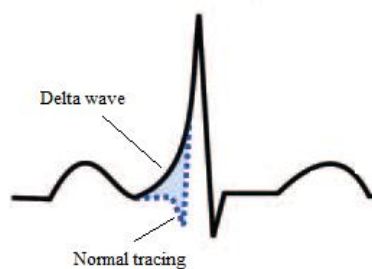
V6: هم سطح V4 در خط مید اگزیلاری چپ<sup>۴</sup> [۴۸]



شکل ۱۴: محل قرارگیری لیدهای سینه‌ای در ثبت ECG استاندارد. لیدهای متوالی V1 تا V6 می‌باشند [۴۸].

Figure 14. The position of precordial leads in standard ECG recording; V1 to V6: Consecutive precordial leads.

اگر جهت راه فرعی از دهلیز به بطن باشد «رو به جلو» نامیده می‌شود. چون راه فرعی مثل گره دهلیزی بطنی در ارسال ایمپالس‌ها تأخیر ایجاد نمی‌کند، لذا از طریق راه فرعی ایمپالس‌ها سریع‌تر از حالت طبیعی به قلب می‌رسند و بخشی از قلب زودتر تحریک می‌شود (پیش تحریک). این مساله باعث ایجاد شکم در ابتدای QRS می‌شود که موج دلتا نامیده می‌شود. در شکل ۱۵ تأثیر راه فرعی بر روی سیگنال ECG طبیعی نشان داده شده است. نقطه‌چین‌های آبی سیگنال طبیعی و خط پر مشکی رنگ سیگنال بیماران WPW است. اگر میزان هدایت راه فرعی زیاد باشد، دپولاریزاسیون بیشتر و در نتیجه رپولاریزاسیون بیشتری خواهیم داشت و در چنین شرایطی موج دلتای پهن و موج T معکوس خواهیم داشت.



شکل ۱۵: تأثیر راه فرعی رو به جلو بر روی سیگنال ECG یک بیمار WPW و مقایسه این سیگنال با سیگنال ECG سالم. سیگنال نقطه‌چین آبی،

سیگنال ECG طبیعی و سیگنال مشکی، سیگنال یک بیمار WPW با یک راه فرعی رو به جلو است [۴۹].

Figure 15. The effect of anterograde AP on the ECG signal of a WPW patient and comparison of the signal with a healthy ECG signal; The blue dotted line signal is a normal ECG signal, and the black signal is the signal of a WPW patient with an anterograde accessory pathway.

<sup>1</sup> Right sternal margin

<sup>2</sup> Left midclavicular line

<sup>3</sup> Left anterior axillary line

<sup>4</sup> Left midaxillary line



## سیاسگزاری

از دانشگاه آزاد واحد علوم و تحقیقات تهران به خاطر حمایت‌هایشان و از آقای دکتر مهرداد دادگستر به خاطر راهنمایی‌های ارزشمندشان کمال قدردانی و تشکر را داریم. همچنین از خانم داوودآبادی و خانم ثقفی در کلینیک آریتمی و آقای هدایتی در بیمارستان دی بخاطر حمایت‌هایشان سپاسگزاریم.

## مراجع

- [1] C. M. Teixeira, T. A. Pereira, A. M. Lebreiro and S. A. Carvalho, "Accuracy of the electrocardiogram in localizing the accessory pathway in patients with Wolff-Parkinson-White pattern," *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 107, no. 4, pp. 331–338, 2016, doi: 10.5935/abc.20160132.
- [2] D. J. Fox, G. J. Klein, A. C. Skanes, L. J. Gula, R. Yee and A. D. Krahn, "How to identify the location of an accessory pathway by the 12-lead ECG," *Heart Rhythm*, vol. 5, no. 12, pp. 1763–1766, 2008, doi: 10.1016/j.hrthm.2008.09.012.
- [3] S. C. Sporton, M. J. Earley, A. W. Nathan and R. J. Schilling, "Electroanatomic versus fluoroscopic mapping for catheter ablation procedures: a prospective randomized study," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 15, no. 3, pp. 310–315, 2004, doi: 10.1111/j.1540-8167.2004.03356.x.
- [4] P. Iturralde, V. Araya-Gomez, L. Colin, S. Kershenovich, A. de Micheli and J. A. Gonzalez-Hermosillo, "A new ECG algorithm for the localization of accessory pathways using only the polarity of the QRS complex," *J. Electrocardiol.*, vol. 29, no. 4, pp. 289–299, 1996, doi: 10.1016/S0022-0736(96)80093-8.
- [5] S. Yahyazadeh, N. Jafarnia, A. Motie and A. Ghorbani, "Biomedical Signal Processing and Control A novel feature extraction method for the localization of accessory pathways in patients with Wolff-Parkinson-White syndrome," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 88, no. PA, p. 105640, 2024, doi: 10.1016/j.bspc.2023.105640.
- [6] M. S. Arruda *et al.*, "Development and validation of an ECG algorithm for identifying accessory pathway ablation site in Wolff-Parkinson-White syndrome," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 9, no. 1, pp. 2–12, 1998, doi: 10.1111/j.1540-8167.1998.tb00861.x.
- [7] R. E. Gregg, S. H. Zhou and A. M. Dubin, "Automated detection of ventricular pre-excitation in pediatric 12-lead ECG," *J. Electrocardiol.*, vol. 49, no. 1, pp. 37–41, 2016, doi: 10.1016/j.jelectrocard.2015.08.006.
- [8] A. P. Fitzpatrick, R. P. Gonzales, M. D. Lesh, G. W. Modin, R. J. Lee and M. M. Scheinman, "New Algorithm for the Localization of Accessory Atrioventricular Connections Using a Baseline Electrocardiogram," *JACC*, vol. 23, no. 1, pp. 107–116, 1994, doi: 10.1016/0735-1097(94)90508-8.
- [9] B. Xie *et al.*, "Localization of accessory pathways from the 12-lead electrocardiogram using a new algorithm," *Am. J. Cardiol.*, vol. 74, no. 2, pp. 161–165, 1994, doi: 10.1016/0002-9149(94)90090-6.
- [10] C.-E. Chiang *et al.*, "An accurate stepwise electrocardiographic algorithm for localization of accessory pathways in patients with Wolff-Parkinson-White syndrome from a comprehensive analysis of delta waves and R/S ratio during sinus rhythm," *Am. J. Cardiol.*, vol. 76, no. 1–2, pp. 40–46, 1995, doi: 10.1016/S0002-9149(99)80798-X.
- [11] M. Nakano *et al.*, "Estimation of the accessory pathway location of the manifest Wolff-Parkinson-White syndrome using synthesized right-sided chest leads," *J. Interv. Card. Electrophysiol.*, vol. 59, no. 1, pp. 43–48, 2020, doi: 10.1007/s10840-019-00648-2.
- [12] T. Pambrun *et al.*, "Maximal Pre-Excitation Based Algorithm for Localization of Manifest Accessory Pathways in Adults," *JACC Clin. Electrophysiol.*, vol. 4, no. 8, pp. 1052–1061, 2018, doi: 10.1016/j.jacep.2018.03.018.
- [13] P. Pascale *et al.*, "The ' double transition ': a novel electrocardiogram sign to discriminate posteroseptal

- accessory pathways ablated from the right endocardium from those requiring a left-sided or epicardial coronary venous approach,” *Eur. Soc. Cardiol.*, vol. 0, pp. 1–9, 2020, doi: 10.1093/europace/euaa200.
- [14] A. Meyers, M. Buqammaz and H. Yang, “Cross-recurrence analysis for pattern matching of multidimensional physiological signals,” *Chaos*, vol. 30, no. 12, 2020, doi: 10.1063/5.0030838.
- [15] N. Marwan, M. C. Romano, M. Thiel and J. Kurths, “Recurrence plots for the analysis of complex systems,” *Phys. Rep.*, vol. 438, no. 5–6, pp. 237–329, 2007, doi: 10.1016/j.physrep.2006.11.001.
- [16] N. Marwan, M. Thiel, N. R. Nowaczyk, N. Marwan, M. Thiel and N. R. Nowaczyk, “Cross Recurrence Plot Based Synchronization of Time Series,” *Nonlinear Process. Geophys.*, no. 1040, pp. 101–107, doi: 10.5194/npg-9-325-2002.
- [17] M. Calderón-Juárez, I. B. Cruz-Vega, G. H. González-Gómez and C. Lerma, “Nonlinear Dynamics of Heart Rate Variability after Acutely Induced Myocardial Ischemia by Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty,” *Entropy*, vol. 25, no. 3, 2023, doi: 10.3390/e25030469.
- [18] M. Aceves-fernandez, “Methodology Proposal of ADHD Classification of Children based on Cross Recurrence Plots,” *Nonlinear Dyn.*, vol. 104, pp. 1491–1505, 2021, doi: 10.21203/rs.3.rs-163507/v1.
- [19] A. Khosla, P. Khandnor and T. Chand, “A novel method for EEG based automated eyes state classification using recurrence plots and machine learning approach,” *Concurr. Comput. Pract. Exp.*, vol. 34, no. 13, p. e6912, 2022, doi: 10.1002/cpe.6912.
- [20] S. Chandrasekharan, J. E. Jacob, A. Cherian and T. Iype, “Exploring recurrence quantification analysis and fractal dimension algorithms for diagnosis of encephalopathy,” *Cogn. Neurodyn.*, pp. 1–14, 2023, doi: 10.1007/s11571-023-09929-z.
- [21] G. Luongo *et al.*, “Non-Invasive Identification of Atrial Fibrillation Driver Location Using the 12-lead ECG: Pulmonary Vein Rotors vs. other Locations,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, 2020, pp. 410–413, doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9176135.
- [22] S. Saraswat, G. Srivastava and S. Shukla, “Wavelet transform based feature extraction and classification of atrial fibrillation arrhythmia,” *Biomed. Pharmacol. J.*, vol. 10, no. 4, pp. 1715–1725, 2017, doi: 10.13005/bpj/1284.
- [23] P. Maury, Q. Voglimacci-Stephanopoli, F. Mandel, P. Parlier, M. Beneyto and A. Rollin, “High-density mapping of atrial insertion of right lateral retrograde decremental accessory pathway: 3D illustration of accessory atrioventricular conduction network,” *Hear. Case Reports*, vol. 8, no. 2, pp. 114–118, 2022, doi: 10.1016/j.hrcr.2021.11.010.
- [24] L. Mahidhar and A. Kumari, “Case Teaching of MATLAB Implementation of FIR Filter with an Overview of Filter Analogies,” *Int. J. Res. Eng. Sci. Manag.*, vol. 5, no. 12, pp. 70–75, 2022.
- [25] G. Lenis, N. Pilia, A. Loewe, W. H. W. Schulze and O. Dössel, “Comparison of baseline wander removal techniques considering the preservation of ST changes in the ischemic ECG: a simulation study,” *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2017, Article ID : 9295029, 2017, doi: 10.1155/2017/9295029.
- [26] Y. M. Cha, G. K. Lee, K. W. Klarich and M. Grogan, “Premature ventricular contraction-induced cardiomyopathy: A treatable condition,” *Circ. Arrhythmia Electrophysiol.*, vol. 5, no. 1, pp. 229–236, 2012, doi: 10.1161/CIRCEP.111.963348.
- [27] C. L. Dye, “Atrial tachycardia in Wolff-Parkinson-White syndrome: Conversion to normal sinus rhythm with lidocaine\*,” *Am. J. Cardiol.*, vol. 24, no. 2, pp. 265–268, 1969, doi: 10.1016/0002-9149(69)90414-7.
- [28] F. A. Castaño, A. M. Hernández and G. Soto-romero, “Assessment of artifacts reduction and denoising techniques in Electrocardiographic signals using Ensemble Average-based method,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 182, 2019, doi: 10.1016/j.cmpb.2019.105034.

- [29] S. Schinkel, N. Marwan and J. Kurths, "Order patterns recurrence plots in the analysis of ERP data," *Cogn. Neurodyn.*, vol. 1, no. 4, pp. 317–325, 2007, doi: 10.1007/s11571-007-9023-z.
- [30] S. Li and A. Adelmann, "Review of Time Series Forecasting Methods and Their Applications to Particle Accelerators," *Phys. Rev. Accel. Beams*, vol. 26, no. 2, p. 24801, 2022, doi: 10.1103/PhysRevAccelBeams.26.024801.
- [31] B. M. Mathunjwa, Y. Lin, C. Lin, M. F. Abbod and J. Shieh, "ECG arrhythmia classification by using a recurrence plot and convolutional neural network," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 64, p. 102262, 2021, doi: 10.1016/j.bspc.2020.102262.
- [32] E. Tzinis, G. Paraskevopoulos, C. Baziotis and A. Potamianos, "Integrating Recurrence Dynamics for Speech Emotion Recognition," *arXiv*, pp. 1–5, 2018, doi: 10.48550/arXiv.1811.04133.
- [33] S. Parvaneh, M. -R. Hashemi-Golpayegani, M. Firoozabadi and M. Haghjoo, "Predicting the spontaneous termination of atrial fibrillation based on Poincare section in the electrocardiogram phase space," *J. Eng. Med.*, vol. 226, no. 1, pp. 3–20, 2011, doi:10.1177/0954411911425839.
- [34] V. Gupta, "A novel method of cardiac arrhythmia detection in electrocardiogram signal," *nt. J. Medical Engineering and Informatics*, vol. 12, no. 5, pp. 489–499, 2020, doi: 10.1504/IJMEI.2020.109943.
- [35] S. K. Nayak, A. Bit, A. Dey, B. Mohapatra and K. Pal, "A Review on the Nonlinear Dynamical System Analysis of Electrocardiogram Signal," *J. Healthc. Eng.*, vol. 2018, 2018, doi: 10.1155/2018/6920420.
- [36] R. Carvajal, N. Wessel, M. Vallverdú, P. Caminal and A. Voss, "Correlation dimension analysis of heart rate variability in patients with dilated cardiomyopathy," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 78, no. 2, pp. 133–140, 2005, doi: 10.1016/j.cmpb.2005.01.004.
- [37] N. Marwan, A. Groth and J. Kurths, "Quantification of order patterns recurrence plots of event related potentials," *Chaos and Complexity Letters*, vol. 2, no. 2, pp. 301–314, 2007.
- [38] N. Marwan and A. Meinke, "Extended recurrence plot analysis and its application to ERP data," *Int. J. Bifurc. Chaos*, vol. 14, no. 02, pp. 761–771, 2004, doi: 10.1142/S0218127404009454.
- [39] A. G. S. Fatemeh Mohammadi, A. Sheikhan and F. Razzazi, "Non-invasive localization of the ectopic foci of focal atrial tachycardia by using ECG signal based sparse decomposition algorithm," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 71, no. Part B, p. 103179, 2022, doi: 10.1016/j.bspc.2021.103014.
- [40] A. d'Avila, J. Brugada, V. Skeberis, E. Andries, E. Sosa and P. Brugada, "A fast and reliable algorithm to localize accessory pathways based on the polarity of the QRS complex on the surface ECG during sinus rhythm," *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 18, no. 9, pp. 1615–1627, 1995, doi: 10.1111/j.1540-8159.1995.tb06983.x.
- [41] A. P. Fitzpatrick *et al.*, "New algorithm for the localization of accessory atrioventricular connections using a baseline electrocardiogram," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 23, no. 1, pp. 107–116, 1994, doi: 10.1111/j.1540-8159.1995.tb06983.x.
- [42] R. Liu and J. Chen, "Pre-excitation syndrome with a change in terminal QRS vector," *Acta Cardiol.*, vol. 5385, no. May, pp. 219–221, 2017, doi: 10.1080/AC.68.2.2967285.
- [43] L. Boersma, E. GARCÍA-MORAN, L. Mont and J. Brugada, "Accessory pathway localization by QRS polarity in children with Wolff-Parkinson-White syndrome," *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 13, no. 12, pp. 1222–1226, 2002, doi: 10.1046/j.1540-8167.2002.01222.x.
- [44] J. J. R. Kuncheva and I. Ludmila, "On feature selection protocols for very low-sample-size data," *Pattern recognition*, 2018, doi: 10.1016/j.patcog.2018.03.012.
- [45] T. Senoner *et al.*, "Identifying the location of an accessory pathway in pre-excitation syndromes using an artificial intelligence-based algorithm," *J. Clin. Med.*, vol. 10, no. 19, 2021., doi: 10.3390/jcm10194394.

- [46] F. J. Neumann *et al.*, “2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes,” *Eur. Heart J.*, vol. 41, no. 3, pp. 407–477, 2020, doi: 10.1093/eurheartj/ehz425.
- [47] N. Taguchi *et al.*, “A simple algorithm for localizing accessory pathways in patients with Wolff-Parkinson-White syndrome using only the R/S ratio,” *J. Arrhythmia*, vol. 30, no. 6, pp. 439–443, 2014, doi: 10.1016/j.joa.2013.10.006.
- [48] D. P. Zipes, P. Libby, R. O. Bonow, D. L. Mann and G. F. Tomaselli, *Braunwald’s Heart disease*, 2018.
- [49] J. A. Drezner, “Standardised criteria for ECG interpretation in athletes : a practical tool,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 46, pp. 6–9, 2012, doi: 10.1136/bjsports-2012-091703.
- [50] A. Szfadoust and H. Momenzadeh-Haghighi, “Improved SNR in Location with UWB Using Power Control Algorithms,” *Journal of Southern Communication Engineering*, vol. 9, no. 33, pp. 69-74, 2019 [in persian].
- [51] N. Cheraghi-Shirazi, R. Hamzehyan and A. Masoomi, “The Comparison of Classification Algorithms for Remote Sensing Images,” *Journal of Southern Communication Engineering*, vol. 5, no. 17, pp. 31-38, 2015 [in persian].

---

#### COPYRIGHTS

©2024 by the authors. Published by the Islamic Azad University Bushehr Branch. This article is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0) <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0>

---

