

## معرفی معیاری جهت تمایز سیگنال‌های نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی

سرور بهبهانی<sup>۱\*</sup>، محمد کریمی مریدانی<sup>۲</sup>، نسرین کیانفر<sup>۳</sup>

۱- استادیار، گروه مهندسی برق، دانشگاه آزاد اسلامی واحد گرمسار، گرمسار، ایران

Email: Sor.behbahani@gmail.com

۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی، تهران، ایران

Email: karimi.m@iautmu.ac.ir

۳- گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب، تهران، ایران

Email: Nasrinkianfar70@gmail.com

### چکیده

موضوع: تشخیص بیماری‌های قلبی عروقی مانند فیبریلاسیون دهلیزی روشی طولانی و گران‌قیمت است که اغلب نیاز به بررسی بصری سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام توسط متخصصان دارد. برای بهبود فرایند تشخیص بیماری و کاهش هزینه‌های مراقبت از بیمار، تشخیص خودکار این آسیب‌ها بسیار مهم است.

**اهداف:** هدف این تحقیق ایجاد تمایز میان سیگنال‌های نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی با طول بسیار کوتاه است.

**روش تحقیق:** در این مقاله معیاری برگرفته از اصول نمودار بازگشتی پوانکاره برای ایجاد تمایز میان سیگنال‌های نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی معرفی شده است.

**دستاوردهای مقاله:** معیار ارائه شده بر روی ۳۰ سیگنال نرمال و ۳۰ سیگنال فیبریلاسیون دهلیزی اعمال شده و توانسته با وجود کوتاه مدت بودن سیگنال‌ها به خوبی تمایز میان آن‌ها را آشکار سازد.

کلمات کلیدی: الکتروکاردیوگرام، فیبریلاسیون دهلیزی، نمودار بازگشتی پوانکاره

### ۱- مقدمه

ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام سال‌ها است که به ابزار بالینی مهمی برای تشخیص اختلالات قلبی تبدیل شده است. با وجود جا افتادن این سیگنال به عنوان یک روش تشخیصی قابل اعتماد، طبقه‌بندی انواع آریتمی قلبی عموماً توسط متخصص قلب انجام می‌شود؛ بنابراین فرآیندی پرهزینه و مستعد اشتباه است. فیبریلاسیون دهلیزی شایع‌ترین نوع آریتمی قلبی است که می‌تواند به صورت پایدار یا متناوب رخ دهد. همین امر این تشخیص فیبریلاسیون دهلیزی را به چالش می‌کشد، به ویژه هنگامی که فقط چند ثانیه ثبت سیگنال در دسترس باشد. در فیبریلاسیون دهلیزی تحریک الکتریکی مسیر مشخصی را در قلب طی نمی‌کند. این آریتمی هنگامی رخ می‌دهد که در دهلیزها موج الکتریکی تحریک جهت مشخصی نداشته باشد؛ یعنی سلول‌های عضلانی دهلیز به صورت نامنظم تحریک و منقبض می‌شوند. در نتیجه انقباض منظم دهلیزی وجود ندارد و دهلیزها نمی‌توانند خون را به صورت کامل به بطن‌ها پمپ کنند. به این ترتیب ضربان‌های بطن از دهلیز پیروی نکرده و بطن بدون نظم طبیعی و پیروی از دهلیز منقبض می‌شود [۱].

در فیبرلاسیون دهلیزی دو حفره فوقانی قلب یعنی دهلیزهای قلب، فاقد ضربان مطلوب هستند. به جای ضربان منظم و الگوی طبیعی، دهلیزها به شکل غیرمنظم و تند منقبض می‌شوند. پمپ کردن مناسب خون توسط قلب بسیار مهم است چرا که با پمپ مناسب خون، نیازهای اکسیژن و تغذیه‌ای بدن تأمین می‌شوند. فیبرلاسیون دهلیزی معمولاً هیچ‌گونه نشانه‌ای ندارد و بیمار متوجه تغییری در حالت خود نمی‌شود. این عارضه یکی از رایج‌ترین آریتمی‌های قلبی پایدار است و با سکتته مغزی، بستری شدن، نارسایی قلبی، بیماری عروق کرونری و مرگ و میر قابل توجهی همراه است. تخمین زده می‌شود که بیش از ۱۲ میلیون نفر از اروپایی‌ها و آمریکایی‌های شمالی از فیبرلاسیون دهلیزی رنج می‌برند و شیوع آن در ۵۰-۳۰ سال آینده احتمالاً سه برابر خواهد شد. احتمال بروز فیبرلاسیون دهلیزی با بالا رفتن سن افزایش می‌یابد [۲]. بیماران اغلب افراد مسن هستند که بیماری‌های دیگری نیز دارند. معمولاً فیبرلاسیون دهلیزی به خودی خود جان بیمار را به خطر نمی‌اندازد، بلکه باعث پیدایش سایر مشکلات می‌شود. این مشکلات عبارتند از احساس خستگی مزمن، نارسایی احتقانی قلب و مهم‌تر از همه سکتته مغزی.

تا کنون روش‌های متعددی برای تشخیص انواع آریتمی قلبی و به ویژه فیبرلاسیون دهلیزی ارائه شده‌اند [۳-۶]. هر یک از این روش‌ها تا حدودی موفقیت نشان داده‌اند؛ اما چالشی که برخی از ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال الکتروکاردیوگرام با آن روبرو بودند این است که گاهی ثبت‌های سیگنال به اندازه‌ای کوتاه هستند که ویژگی‌های رایج نمی‌توانند به خوبی تغییرات ایجاد شده در سیگنال را دنبال کنند به ویژه اینکه ماهیت خود فیبرلاسیون دهلیزی نیز به گونه‌ای است که گاه تنها در یک بازه کوتاه اتفاق می‌افتند. به این ترتیب نیاز به روشی که حساسیت بالایی نسبت به تغییرات داشته باشد و در عین حال با ثبت‌های کوتاه مدت نیز همچنان تطبیق نشان دهند و خللی در قدرت عملکرد آن ایجاد نشود حس می‌شود. در این مقاله معیاری را برای شناسایی فیبرلاسیون دهلیزی از سیگنال‌های نرمال ارائه خواهیم داد که نه تنها در مورد این آریتمی که در مورد سایر بیماری‌های قلبی و انواع دیگر اختلالات قلبی با قدرت می‌تواند به طبقه‌بندی و شناسایی کمک کند.

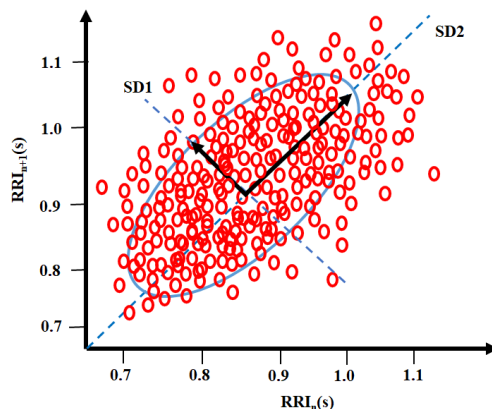
## ۲- معرفی پایگاه داده و روش‌ها

در این مقاله از داده‌های ثبت شده در چالش ۲۰۱۷ پایگاه داده فیزیوت است استفاده شده است [۷]. در این پایگاه مجموع ۸۵۲۸ ثبت الکتروکاردیوگرام کوتاه مدت (۶۰-۹ ثانیه) در چهار دسته‌بندی ریتم سینوسی طبیعی، فیبرلاسیون دهلیزی، سایر آریتمی‌ها و نویز وجود دارد که با فرکانس قطع ۱ و ۵۰ هرتز فیلتر شده‌اند. فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز بوده است. در این مقاله از سیگنال‌های سالم و فیبرلاسیون دهلیزی برای طبقه‌بندی و ایجاد تمایز میان این دو گروه از سیگنال استفاده شده است.

## ۲-۱- تحلیل نمودار پوانکاره

یکی از معیارهای رایج در سال‌های اخیر برای ایجاد تمایز میان سیگنال‌های رمال و غیر نرمال استفاده از منحنی پوانکاره است. در این منحنی ابتدا پیک‌های موج R سیگنال شناسایی شده و سپس فواصل این پیک‌های متوالی تحت عنوان فواصل RR محاسبه می‌شوند. در ادامه به صورت یک نمودار بازگشتی فواصل RR بر حسب نمونه بعدی؛ یعنی  $RR+1$  ترسیم می‌شوند. این نمودار با توجه به اینکه فواصل متوالی را ترسیم می‌کند در صورتی که ریتم‌ها به هر دلیل به هم بریزند و فواصل میان RR متوالی که نمودی از ضربان قلب نیز هستند کم یا زیاد شده باشد در نمودار خود را به صورت پراکندگی نشان می‌دهند [۸]. در صورتی که فاصله اصل به یکدیگر نزدیک باشند نشان می‌دهد که ضربان‌ها تقریباً به صورت منظم در حال وقوع هستند. برای نمایش بهتر این تجمع نقاط یک بیضی بر این نقاط فیت می‌شود. در صورتی که فرد سالم باشد و ریتم‌های نرمال داشته باشد نقاط به صورت آرام و نرم از هم فاصله می‌گیرند و بخش اعظم آن‌ها در این بیضی قرار می‌گیرند.

برای ترسیم بیضی دو مشخصه مورد نیاز است که از آن‌ها در نمودار پوانکاره به SD1 و SD2 یاد می‌شود (شکل ۱). در اصل SD1 نماینده قطر کوچک بیضی یا به عبارتی تغییرات کوتاه مدت سیگنال و SD2 نشان‌دهنده قطر بزرگ بیضی و تغییرات بلند مدت سیگنال است.

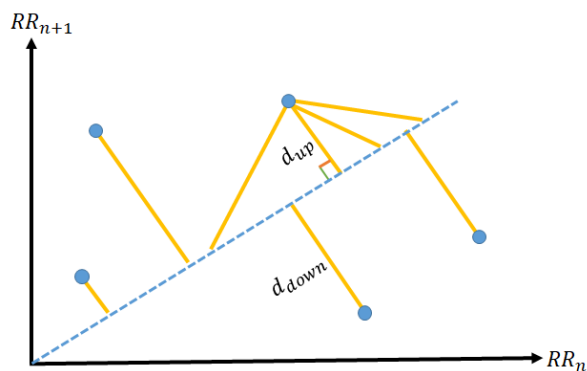


شکل ۱: نمودار پوانکاره نمونه

هدف ما از ارائه این توضیح خلاصه در خصوص نمودار پوانکاره توجه به این نکته بود که در همه شرایط ثبت‌های طولانی از سیگنال ممکن است در دسترس نباشد. به عنوان مثال در شرایطی مانند همین پایگاه داده ثبت‌ها داری طولی در حد ثانیه هستند. اگرچه همیشه اصل نسبیت برای مقیاس‌ها وجود دارد؛ اما به هر حال ثبتی با طول در حد چند ثانیه آن قدر کوتاه است که دیگر نمی‌توان برای تحلیل آن از بیضی فیت شده و SD2 که نماینده تغییرات طولانی مدت بود کمک گرفت. در چنین مواردی باید ویژگی‌های دیگری را که بتوانند تغییرات سیگنال را نشان دهند یا بین آن‌ها و سیگنال‌های نرمال تمایز ایجاد کرد را به کار گرفت. به همین دلیل به دنبال این ایده رفتیم که با توجه به کوتاه مدت ثبت‌ها باید صرفاً به تغییرات کوتاه مدت یا SD1 توجه کنیم. اما این پارامتر در ترسیم منحنی پوانکاره معنا و مفهوم خود را پیدا کرده است. برگرفته از همین ایده اما مستقل از ترسیم بیضی در نمودار پوانکاره معیاری را برای بررسی دینامیک موجود در سیگنال‌های با طول کوتاه ارائه کردیم.

## ۲-۱- فاصله عمود نسبت به نیمساز

سیگنال را فارغ از اینکه طول کوتاه یا بلندی داشته باشد به صورت نمودار بازگشتی پوانکاره ترسیم می‌کنیم. هر نقطه در صفحه نگاشت بازگشتی نسبت به خط ۴۵ درجه (نیمساز ربع اول) دارای فواصل متفاوتی است؛ اما کوتاه‌ترین فاصله، فاصله عمودی هر نقطه نسبت به خط ۴۵ درجه است. رابطه (۱) نحوه محاسبه کوتاه‌ترین فاصله و تعداد نقاطی که در بالا یا پایین خط ۴۵ درجه قرار می‌گیرند را نشان می‌دهد. در برخی موارد با توجه به نوع بیماری تغییرات ضربان قلب افزایش و کاهش می‌یابد که اگر این فاصله مثبت باشد یعنی HRV در حال افزایش و در غیر این صورت کاهش می‌یابد. به منظور درک بهتر روند تغییرات سیگنال HRV می‌توان از این ویژگی استفاده کرد. شکل ۲ فاصله نقاط مختلف نسبت به خط ۴۵ درجه را نشان می‌دهد. در رابطه \*،  $D_n$  کوتاه‌ترین فاصله نسبت به خط ۴۵،  $D_{up}$  تعداد فواصل نقاط بالای خط ۴۵ درجه،  $D_{down}$  تعداد فواصل نقاط زیر خط ۴۵ درجه است [۹].



شکل ۲: فاصله نقاط مختلف نسبت به خط ۴۵ درجه

$$D_n = \frac{|RR_{n+1} - RR_n|}{\sqrt{2}} \quad (۱)$$

$$D_{up} = \bigcup_{i=1}^{nu} D_{up}^i \quad D_{down} = \bigcup_{i=1}^{nd} D_{down}^i \quad (۲)$$

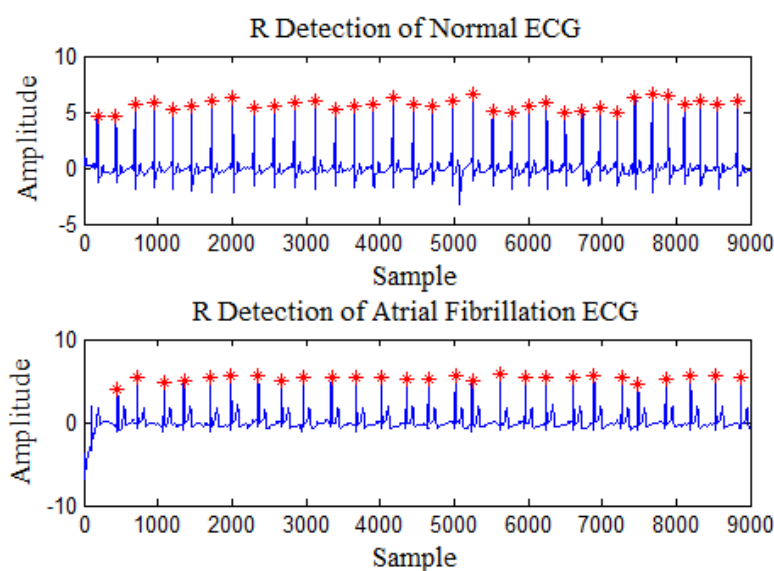
$$SD_{D_{up}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{nu} (D_{up}^i - Mean_{D_{up}})^2} \quad (۳)$$

$$M_{up} = \frac{1}{Nu} \sum_{i=1}^{Nu} D_{up}^i, \quad M_{down} = \frac{1}{Nd} \sum_{i=1}^{Nd} D_{down}^i, \quad N = Nu + Nd + Nc \quad (۴)$$

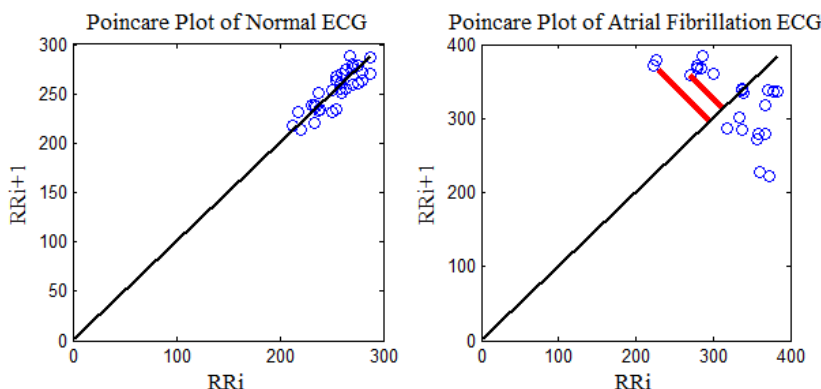
$$SD_{D_{down}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{nd} (D_{down}^i - Mean_{D_{down}})^2} \quad (۵)$$

### ۳- نتایج

معیار معرفی شده در این مقاله را بر روی ۳۰ داده نرمال و ۳۰ داده فیبریلاسیون دهلیزی پیاده‌سازی کردیم. داده‌ها همگی طولی برابر با ۳۰ ثانیه داشتند و فرکانس نمونه‌برداری آن‌ها ۳۰۰ بوده است. در نخستین گام برای اینکه بتوانیم نمودار پوانکاره را ترسیم کنیم موج‌های R در هر دو سیگنال نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی شناسایی شدند (شکل ۳). سپس نمودار پوانکاره هر یک ترسیم شد (شکل ۴).



شکل ۳: نمونه‌ای از ثبت موج R در دو سیگنال نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی



شکل ۴: ترسیم نمودار پوانکاره برای دو سیگنال نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی

در مورد تک تک نقاط ترسیم شده در نمودارهای شکل ۴ فاصله نسبت به خط عمود به دست آمده و در نهایت از این مقادیر میانگین گرفته شده است که در جدول ۱ مقادیر آن‌ها ارائه شده است.

جدول ۱: میانگین فاصله عمود تا نیمساز برای سیگنال نرمال و فیبریلاسیون دهلیزی

	سیگنال نرمال	فیبریلاسیون دهلیزی
میانگین فاصله عمود تا نیمساز	۰/۳	۸/۲۲

همان‌طور که مشاهده می‌شود میانگین کوتاه‌ترین فاصله تا خط عمود در مورد سیگنال‌های فیبریلاسیون دهلیزی برابر با \* بوده که در مقایسه به سیگنال نرمال؛ یعنی \* جهش قابل توجهی را نشان می‌دهد.

## ۵- بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طور که مشاهده می‌شود نمودار پوانکاره از تعداد کمی نقطه تشکیل شده است و این کار تحلیل دینامیک سیگنال را بر مبنای پارامترهای پوانکاره دشوار می‌کند. اگر چه از نظر ظاهری در این مثال ترسیم شده نقاط نمودار نرمال به صورت پیوسته و متراکم در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند و در عوض پراکندگی واضحی میان نقاط ترسیم شده برای فیبریلاسیون دهلیزی وجود دارد. اما ممکن است تغییرات به قدری اندک و نامحسوس از نظر ظاهری اتفاق بیفتند که نتوان از روی ظاهر نمودار قضاوتی را انجام داد.

در عوض با استفاده از معیار کوتاه‌ترین فاصله نسبت به نیمساز می‌توان حتی با تعداد کمتری نمونه از سیگنال رفتار سیگنال را تا حدودی شناسایی کرد. نکته مهمی که در مورد معیار معرفی شده و نمودار پوانکاره می‌توان به آن اشاره کرد این است که در بسیاری موارد و البته در مورد سیگنال‌هایی که از تعداد نقاط زیادی تشکیل شده‌اند و به عبارتی طول زیادی دارند نقاط به اندازه‌ای روی هم می‌افتند که نمی‌توان تشخیص خاصی نسبت به تغییراتی که در این سیگنال و حالت دیگر اتفاق افتاده داشت. در نقطه مقابل گاهی نقاط اکتویپیک در هر دو سیگنال دیده می‌شود یا حتی نقاط پراکندگی پیدا می‌کنند که اگر چه پارامترهای SD1 و SD2 تا حدودی نمایانگر این پراکندگی است؛ اما به صورت تقریبی می‌تواند تغییرات را نشان دهد چرا که بیضی طوری بر نمودار فیت می‌شود که مثلاً ۹۰ درصد نقاط را شامل شود. اما در مورد معیار معرفی شده به دلیل اینکه فاصله ک تک نقاط ترسیم می‌شود معیار قضاوت دقیق‌تری را نسبت به سیگنال ارائه خواهد داد.

1. Platonov PG, “**Atrial conduction and atrial fibrillation: what can we learn from surface ECG?**“, *Cardiol J.* Vol. 15, No, 5, pp. 402-407, 2008.
2. Lankveld TAR, Zeemering S, Crijns HJGM, *et al.* “**The ECG as a tool to determine atrial fibrillation complexity**”, *Heart*, Vol. 100, pp. 1077-1084, 2014.
3. Abdul-Kadir NA, Mat Safri N, Othman MA, “**Atrial fibrillation classification and association between the natural frequency and the autonomic nervous system**”, *Int J Cardiol.* Vol 222, pp. 504-508, 2016.
4. K.Padmavathi, K. SriRamakrishna, “**Classification of ECG Signal during Atrial Fibrillation Using Autoregressive Modeling**”, *Procedia Computer Science*, Vol. 46, pp. 53-59, 2015.
5. Greg Hayes, Paul D Teal, “**Real-Time Detection of Atrial Fibrillation using a Low-Power ECG Monitor**”, *Proc. Int. Conf. on Computing in Cardiology*, Vol. 40, pp. 743-746, 2013.
6. Erin E Coppola, Prashna K Gyawali, “**Atrial fibrillation classification from a short single lead ECG recording using hierarchical classifier**”, *Proc. Int. Conf. on Computing in Cardiology*. France, 2017.
7. Clifford G, Liu C, Moody B, Lehman L, Silva I, Li Q, Johnson A, Mark R. “**AF classification from a short single lead ECG recording**”, *The Physionet Computing in Cardiology Challenge*, 2017.
8. Mazhar B. Tayel, Eslam I. ALSaba, “**Poincaré Plot for Heart Rate Variability**”, *International Journal of Biomedical and Biological Engineering*, Vol: 9, No: 9, pp. 708-711, 2015.
9. Mohammad Karimi Moridani, Seyed Kamaledin Setarehdan, Ali Motie Nasrabadi, Esmail Hajinasrollah, “**Non-linear feature extraction from HRV signal for mortality prediction of ICU cardiovascular patient**”, *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol. 40, No. 3, pp. 87–98, 2016.