

## Identification of Atrial Arrhythmia Foci Using ECG Signal and the Effect of Autonomic Nervous System

Fatemeh Mohammadi<sup>1</sup>, Ali Sheikhan<sup>1\*</sup>, Farbod Razzazi<sup>2</sup>, Alireza Ghorbani Sharif<sup>3</sup><sup>1</sup>Department of Medical Engineering, Science and Research Unit, Islamic Azad University, Tehran, Iran<sup>2</sup>Department of Communication, Science and Research Unit, Islamic Azad University, Tehran, Iran<sup>3</sup>Cardiologist, Electrophysiology Specialist, Arrhythmia Center, Tehran, Iran

## Article Info:

Received: 16 Apr 2022

Revised: 11 Dec 2022

Accepted: 16 Apr 2023

## ABSTRACT

**Introduction:** Any disturbance in the rhythm of the heartbeat is called cardiac arrhythmia. One of the most common methods of treating cardiac arrhythmias is radiofrequency ablation. Determining the position of the heart to be ablated is performed by a specialist physician during electrophysiological studies of the heart (EPS) and under X-ray radiation. ECG signal is a non-invasive, safe, and fast tool for understanding the electrical activity of the heart. On the other hand, the cardiac nervous system also controls the electrical activity of the heart. The present study aimed to identify focal atrial arrhythmia using ECG signal properties and to evaluate the effect of the autonomic nervous system in the treatment of cardiac arrhythmias. **Materials and Methods:** The standard 12-lead ECG signal was recorded in patients with atrial arrhythmia. The pulses of each signal are isolated by using the Pan-Tompkins algorithm and the properties of each pulse are extracted by the independent component analysis. Based on the extracted features and dictionary of the sparse decomposition algorithm, the locations of the arrhythmia foci inside the left atrium, right atrium, and septum were estimated. The function of the autonomic nervous system was also examined using the frequency characteristics of the heart rate variability signal. **Results:** The classification of the characteristics of each ECG signal from 52 patients determines the location of the arrhythmia foci within the right and left atrium and septum. Findings show that ECG signal analysis can estimate the location of ablation in the left or right atrium with more than 93% accuracy. Examination of sympathetic and parasympathetic balance in the autonomic nervous system using frequency analysis of HRV signal shows that this system plays an important role in exacerbating or improving cardiac arrhythmias. **Conclusion:** ECG signal analysis of patients with atrial tachycardia is a suitable and accurate tool to identify the location of the arrhythmia foci before EPS and ablation. Maintaining the balance of the cardiovascular system is effective in treating arrhythmias and further clinical studies in this field will help increase the effectiveness of cardiac arrhythmia treatment.

## Keywords:

1. Electrocardiography
2. Electrophysiology
3. Arrhythmias, Cardiac
4. Autonomic Nervous System

\*Corresponding Author: Ali Sheikhan

Email: sheikhan\_al\_81@srbiau.ac.ir

## شناسایی کانون‌های آریتمی دهلیزی با استفاده از سیگنال ECG و تأثیر سیستم عصبی خودمختار

فاطمه محمدی<sup>۱</sup>، علی شیخانی<sup>۲\*</sup>، فرید رزازی<sup>۳</sup>، علیرضا قربانی شریف<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup>گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران  
<sup>۲</sup>گروه مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران  
<sup>۳</sup>متخصص قلب و عروق، فوق تخصص الکتروفیزیولوژی، مرکز آریتمی، تهران، ایران

## اطلاعات مقاله:

پذیرش: ۲۷ فروردین ۱۴۰۲

اصلاحیه: ۲۰ آذر ۱۴۰۱

دریافت: ۲۷ فروردین ۱۴۰۱

## چکیده

**مقدمه:** هر گونه اختلال در ریتم ضربان قلب را آریتمی قلبی می‌نامند. یکی از رایج‌ترین روش‌های درمان آریتمی قلبی، فرسایش با امواج رادیویی فرکانس بالا (ابلیشن) است. تعیین موقعیتی از قلب که باید تحت ابلیشن قرار گیرد، توسط پزشک متخصص در حین مطالعات الکتروفیزیولوژیک قلب (EPS) و تحت تابش اشعه ایکس انجام می‌شود. سیگنال ECG ابزاری غیرتهاجمی، ایمن و سریع برای درک فعالیت الکتریکی قلب است. از سوی دیگر، سیستم عصبی قلب نیز فعالیت الکتریکی قلب را کنترل می‌کند. پژوهش حاضر در نظر دارد کانون آریتمی دهلیزی را با استفاده از ویژگی‌های سیگنال ECG شناسایی کند و تأثیر سیستم عصبی خودمختار در درمان آریتمی‌های قلبی را ارزیابی نماید. **مواد و روش‌ها:** ۱۲ لید استاندارد سیگنال ECG بیماران مبتلا به آریتمی دهلیزی ثبت می‌شود. ضربان‌های هر سیگنال با استفاده از الگوریتم پن-تامپکینز جداسازی شده و ویژگی‌های هر ضربان توسط الگوریتم تجزیه به مؤلفه‌های مستقل (ICA) استخراج می‌شود. براساس ویژگی‌های استخراج شده و تشکیل دیکشنری الگوریتم تجزیه تنک، موقعیت قرارگیری کانون‌های آریتمی در داخل دهلیز چپ، دهلیز راست و ناحیه بین دو دهلیز (سپتوم) تخمین زده می‌شود. عملکرد سیستم عصبی خودمختار نیز با استفاده از مشخصه‌های فرکانسی سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب (HRV) مورد بررسی قرار می‌گیرد. **یافته‌ها:** طبقه‌بندی ویژگی‌های هر ضربان سیگنال ECG از ۵۲ بیمار، قرارگیری کانون‌های آریتمی را در داخل دهلیز راست، دهلیز چپ و سپتوم مشخص می‌کند. یافته‌های پژوهش نشان می‌دهد که آنالیز سیگنال ECG می‌تواند محل ابلیشن را در داخل دهلیز چپ یا راست با دقت بیش از ۹۳ درصد تخمین بزند. بررسی تعادل سمپاتیک و پاراسمپاتیک در سیستم عصبی خودمختار با استفاده از آنالیز فرکانسی سیگنال HRV نشان می‌دهد که این سیستم نقش مهمی در تشدید یا بهبود آریتمی‌های قلبی دارد. **نتیجه‌گیری:** آنالیز سیگنال ECG بیماران مبتلا به تکیکاردی دهلیزی یک ابزار مناسب و دقیق جهت شناسایی موقعیت قرارگیری کانون‌های آریتمی، قبل از مطالعات الکتروفیزیولوژیک و ابلیشن است. حفظ تعادل سیستم عصبی قلبی در درمان آریتمی موثر است و مطالعات بالینی بیشتر در این زمینه به افزایش اثربخشی درمان آریتمی قلبی کمک می‌کند.

## واژه‌های کلیدی:

- ۱- الکتروکاردیوگرافی
- ۲- الکتروفیزیولوژی
- ۳- آریتمی، قلبی
- ۴- سامانه عصبی خودمختار

\*نویسنده مسئول: علی شیخانی

پست الکترونیک: sheikhani\_al\_81@srbiau.ac.ir

## مقدمه

قلب به صورت خودکار و پیاپی امواج الکتریکی ایجاد می کند که برای تمامی عملکردهای قلبی حیاتی هستند. روند زمانبندی این امواج تعیین کننده ریتم قلب است. آریتمی قلبی شرایطی است که در آن فعالیت الکتریکی قلب نامنظم شده و یا آهسته تر (برادیکاردی) یا سریع تر (تاکیکاردی) از شرایط طبیعی می شود. مطالعه سیستم الکتریکی قلب را الکتروفیزیولوژی قلب (EPS) می نامند و عمده توجهات در زمینه الکتروفیزیولوژی معطوف به مکانیسم ها و درمان آریتمی قلبی است. برحسب منشأ بروز اختلال در سیستم هدایت الکتریکی قلب، انواع مختلف آریتمی های قلبی دسته بندی می شوند و به تناسب نوع آریتمی و مکانیسم عملکرد آن، روش های مختلفی برای درمان آریتمی های قلبی مورد استفاده قرار می گیرد. یکی از روش های متداول درمان آریتمی قلبی، عضوبرداری فرکانس رادیویی (ابلیشن) است. در این روش، چنانچه بخشی از قلب که کانون مولد آریتمی است، قابل شناسایی باشد، با استفاده از کاتتر و امواج فرکانس بالا، سلول های آن ناحیه به صورت غیر هدایت کننده درآورده می شوند. روش ابلیشن میزان موفقیت بسیار بالایی داشته و عوارض جانبی کمی دارد. از طرف دیگر، یکی از عوامل تنظیم فعالیت سیستم قلبی - عروقی، سیستم عصبی خودمختار (ANS) است. سیستم عصبی خودمختار یا خودگردان، سامانه کنترلی است که عمدتاً به صورت غیر ارادی عمل کرده و به تنظیم ضربان قلب، کنترل فشار خون شریانی، حرکات و ترشح دستگاه گوارش، تخلیه مثانه، تعریق، دمای بدن و بسیاری فعالیت های دیگر کمک می کند.

سیستم عصبی خودمختار از دو بخش سمپاتیک و پاراسمپاتیک تشکیل شده که دارای نورون های پیش و پس گانگلیونی هستند که خروجی های آنها به اندام های هدف مانند قلب و عروق می رسند. مهم ترین ویژگی سیستم عصبی خودمختار سرعت و شدت عمل آن در تغییر دادن اعمال احشایی است. به عنوان مثال این سیستم می تواند در ظرف ۳ تا ۵ ثانیه سرعت ضربان قلب را به دو برابر افزایش دهد و یا فشار شریانی را در مدت ۴ تا ۵ ثانیه آن قدر کاهش دهد که منجر به غش شود.

تغییرات نرخ ضربان قلب با تنظیمات گره SA (ضربان ساز طبیعی قلب) توسط شاخه های سمپاتیک و پاراسمپاتیک اعصاب عصبی خودمختار حاصل می شود. تعامل متقابل بین این دو شاخه عصبی، امکان پاسخ مناسب به محیط خارج را برای قلب فراهم می آورد. سیستم سمپاتیک در شرایط استرس و هیجان فعال می شود تا نرخ ضربان قلب را بالا ببرد و افزایش میزان هدایت قلب و کاهش مدت انقباض آن را به همراه

دارد. سیستم سمپاتیک می تواند نرخ ضربان قلب را تا ۱۸۰ ضربان در دقیقه بالا ببرد. در مقابل، سیستم پاراسمپاتیک در زمان استراحت فعال می شود و می تواند نرخ ضربان قلب را تا ۶۰ ضربان در دقیقه پایین بیاورد.

یکی از روش های بررسی قلب، ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) است. سیگنال های الکتروکاردیوگرام فعالیت الکتریکی قلب در هر انقباض را نشان می دهند. این سیگنال شامل اطلاعات بسیار مهم از وضعیت قلب و یکی از ابزارهای رایج پزشکان در تشخیص بیماری های مختلف قلبی است.

تغییرات نرخ ضربان قلب (HRV)، یک ابزار غیر تهاجمی قدرتمند برای بررسی سیستم اعصاب خودمختار محسوب می شود. این سیگنال تغییرات در فواصل زمانی بین ضربان های متوالی قلب را نشان می دهد. به عبارت روشن تر، رشته زمانی که از محاسبه فواصل بین هر دو موج R متوالی به دست می آید، سیگنال HRV را تشکیل می دهد. بنابراین تغییرپذیری نرخ قلب یا HRV اندازه گیری غیرتهاجمی تنظیم سیستم عصبی خودمختار قلبی عروقی را نشان می دهد.

باتوجه به این مسئله که سیگنال ECG یک ابزار غیرقابل جایگزین، غیرتهاجمی، ایمن و سریع برای درک فعالیت های الکتریکی قلب است و نرخ تغییرات ضربان قلب (HRV) نیز با استفاده از سیگنال ECG قابل محاسبه است، پژوهش حاضر در نظر دارد براساس تجزیه و تحلیل سیگنال ECG و ویژگی های استخراج شده از آن، قرارگیری کانون مولد آریتمی دهلیزی در داخل دهلیز چپ، دهلیز راست و یا ناحیه بین دهلیز تعیین کند. بدین وسیله مدت زمان زیادی را که پزشک متخصص صرف می کند تا موقعیت ابلیشن، تحت تابش اشعه X دستگاه فلوروسکوپی را شناسایی کند، به شدت کاهش می یابد. همچنین با استفاده از آنالیز فرکانسی سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب، اثر سیستم عصبی خودمختار در درمان آریتمی قلبی مورد بررسی قرار داده می شود.

در سال های اخیر روش های غیرتهاجمی متعددی برای مکان یابی کانون های مولد آریتمی جهت کمک به پزشکان در پیدا کردن موقعیت ابلیشن و کاهش مدت زمان فرآیند EPS مورد مطالعه قرار گرفته است. در این راستا دکتر کیسلر<sup>۱</sup> و همکارانش در سال های ۲۰۰۶-۲۰۰۹ مطالعات گسترده ای بر روی شناسایی کانون آریتمی های قلبی با استفاده از ۱۲ لید سیگنال ECG، انجام دادند. الگوریتم های پیشنهادی آنها، محل آناتومیکی ۹۳ درصد آریتمی ها را براساس مورفولوژی موج P، به درستی شناسایی می کنند. در این الگوریتم، لید V1 به عنوان کارآمدترین لید برای تفکیک تاکیکاردی دهلیز چپ و راست معرفی شده و بر

<sup>۱</sup> P. M. Kistler

که تغییرات در مکانیسم‌های تنظیمی عصبی سمپاتیک و واگ نقش مهمی در تغییر خواص الکتریکی قلب ایفا می‌کند و به وقوع آریتمی کمک می‌کند. اما اطلاعات محدودی در این زمینه وجود دارد.

پارامترهای سیگنال HRV را می‌توان در حوزه‌های زمان، فرکانس و روش‌های غیرخطی طبقه‌بندی کرد. اما غالب مطالعات بر روی آنالیز طیف فرکانسی سیگنال و تعادل سمپاتیک و پاراسمپاتیک انجام شده است (۸-۹).

فیورانیلی<sup>۸</sup> و همکارانش در سال ۱۹۹۹ در مقاله‌ای تحت عنوان «تجزیه و تحلیل تغییرپذیری نرخ ضربان قلب پنج دقیقه قبل از شروع فیبریلاسیون دهلیزی» نشان دادند که در اکثر بیماران که حداقل یک بار فیبریلاسیون دهلیزی حمله‌ای داشته‌اند، باند فرکانس پایین (LF) سیگنال HRV افزایش یافته که مطابق با افزایش سمپاتیک است و باند فرکانس بالا (HF) کاهش یافته است. در مجموع نشان داده شده که عدم تعادل اعصاب خودمختار مهمترین عامل نسبت به محرک عصب واگ و اعصاب سمپاتیک و پاراسمپاتیک به تنهایی است (۱۰).

نقش سیستم عصبی خودمختار در بازگشت فیبریلاسیون دهلیزی (AF) در مقاله لومباردی<sup>۹</sup> و همکارانش در سال ۲۰۰۱ بررسی شده است. نتایج پژوهش آنها نشان می‌دهد که علائم افزایش سمپاتیک و کاهش مدولاسیون عصب واگ در گره سینوسی، بازگشت زود هنگام فیبریلاسیون دهلیزی را در بیماران نمایان می‌کند (۱۱).

خان<sup>۱۰</sup> و همکارانش در سال ۲۰۱۹ مروری بر مطالعات صورت گرفته پیرامون نقش سیستم عصبی خودمختار در شکل‌گیری و تداوم آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی با استفاده از تجزیه و تحلیل سیگنال HRV انجام دادند. نتایج آنها حاکی از آن است که سیستم عصبی خودمختار نقش بسیار مهمی در توسعه، انتشار و پیچیدگی آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی ایفا می‌کند و بررسی پارامترهای سیگنال HRV می‌تواند به علت عدم بهبود برخی از بیماران پس از انجام ابلیشن، کمک کند (۱۲).

### مواد و روش‌ها

در این بخش، کلیه مراحل پژوهش از جمله: جامعه آماری، نحوه ثبت و ذخیره سازی داده‌ها، پردازش داده‌ها شامل شناسایی موج R توسط الگوریتم پن-تامپکینز، استخراج ویژگی توسط الگوریتم ICA<sup>۱۱</sup>، طبقه‌بندی توسط الگوریتم تجزیه تنک و محاسبه تغییرات نرخ ضربان قلب (HRV) به تفصیل بیان شده است. در این پژوهش کلیه الگوریتم‌ها و تجزیه و تحلیل‌های صورت گرفته بر روی سیگنال ECG با استفاده از نرم‌افزار مهندسی متلب انجام شده است.

اساس مثبت، منفی، خنثی و یا دوفازی بودن موج P در لیدهای مختلف سیگنال ECG، موقعیت آناتومیک کانون تاقیکاردی تعیین می‌شود (۱،۲). شاه<sup>۲</sup> و همکارانش در سال ۲۰۱۴ یک سیستم نقشه برداری جدید سه بعدی غیرتهاجمی ضربان به ضربان، تحت عنوان نقشه برداری الکتروکاردیوگرافی<sup>۳</sup> (ECM) با استفاده از یک جلیقه ۲۵۲ الکتروودی که بر روی یک نیم تنه نصب شده‌اند، در تسهیل تشخیص موقعیت کانون مولد تاقیکاردی‌های دهلیزی را پیشنهاد کردند. روش ECM مکانیزم‌های تاقیکاردی دهلیزی را در ۴۴ بیمار از ۴۸ بیمار (۹۲ درصد) به درستی تشخیص داده است (۳). در سال ۲۰۱۵، آلدی<sup>۴</sup> و همکارانش، برای شبیه‌سازی فعالیت الکتریکی دهلیز، یک مدل سه بعدی دهلیز در داخل مدل قفسه سینه قرار دادند تا وجود ریه‌ها، کبد و ستون فقرات را شبیه‌سازی نمایند. ۱۲ لید استاندارد سیگنال ECG به همراه ۶۴ لید دیگر برای ثبت جزئیات بیشتر، مورد استفاده قرار گرفته و فعالیت کانون مولد در نقاط مختلف دهلیز شبیه‌سازی می‌شود. این الگوریتم ۹۳ درصد موفق عمل کرده است به این معنی که توانسته است منشأ کانونی دهلیز را در ۷۵ بیمار از ۸۰ بیمار بدرستی شناسایی کند (۴).

تصویربرداری غیرتهاجمی با استفاده از امواج اولتراسوند با کیفیت زیاد نیز توسط پروست<sup>۵</sup> و همکارانش در سال ۲۰۱۵ پیشنهاد شد که نسبت به منبع و یا کانون آریتمی، بینش پزشک را بهبود می‌بخشد. تصاویر اولتراسوند با نرخ تصویربرداری زیاد از قلب، می‌تواند به صورت غیرتهاجمی و زمان واقعی مکانیزم‌های ناشناخته آریتمی‌های دهلیزی و بطنی را به تصویر بکشد (۵).

رویکردهای دیگر مکان‌یابی کانون تاقیکاردی‌های دهلیزی بر اساس تجزیه و تحلیل ویژگی‌های اصلی امواج P و نقشه‌های پتانسیل سطح بدن<sup>۶</sup> (BSPM) یا برآورد معکوس فعالیت الکتریکی قلب از روی این BSPM‌ها است. با این حال، BSPM، توانایی محدودی در مکان‌یابی رویدادهای الکتریکی قلبی دارد چرا که پتانسیل در هر نقطه از سطح بدن توسط فعالیت الکتریکی در کل قلب، تخمین زده شده و تعیین می‌شود (۶). در هیچ یک از مطالعات صورت گرفته در این زمینه، محل کانون مولد آریتمی، به صورت خودکار با استفاده از اطلاعات استخراج شده از سیگنال ECG تعیین نشده و داده و اطلاعات جانبی دیگری نیز مورد استفاده قرار گرفته است.

بررسی عملکرد سیستم عصبی خودمختار و سایر اختلالات عملکردی قلب نیز از سال ۱۹۶۰ توسط سیگنال تغییرپذیری نرخ ضربان قلب (HRV<sup>۷</sup>)، به عنوان یک ابزار غیرتهاجمی مورد مطالعه قرار گرفته است (۷).

مشاهدات تجربی و بالینی مختلف حاکی از آن است

<sup>2</sup> A. J. Shah

<sup>3</sup> Electrocardiographic Mapping (ECM)

<sup>4</sup> E. A. P. Alday

<sup>5</sup> J. Provost

<sup>6</sup> Body Surface Potential Mapping

<sup>7</sup> Heart Rate Variability

<sup>8</sup> M. Fioranelli

<sup>9</sup> F. Lombardi

<sup>10</sup> A. A. Khan

<sup>11</sup> Independent Component Analysis

## جامعه آماری

در این پژوهش تعداد ۷۰ بیمار مبتلا به تکیکاردی کانونی دهلیزی از میان ۱۲۰۰ بیمار کلینیک آریتمی تهران شناسایی شدند. از این تعداد ۵۲ بیمار که عمل ابلیشین موفق داشته و موقعیت کانون مولد تکیکاردی توسط پزشک متخصص گزارش شده بود، انتخاب شدند. ۱۲ لید سیگنال ECG این بیماران توسط دستگاه Bard lab system pro version 2.69.0.5 به مدت ۱ دقیقه ثبت و ذخیره شده است. باتوجه به اینکه در این پژوهش تک تک ضربان‌های هر بیمار استخراج شده و مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرد، تعداد نمونه‌های هر بیمار به طور متوسط بین ۸۰ الی ۱۳۰ ضربان بوده و با افزایش بیشتر مدت زمان ثبت سیگنال، حجم محاسبات نرم‌افزاری افزایش یافته و طولانی‌تر خواهد شد و ساختار الگوریتم به کار رفته در پژوهش به نحوی است که با افزایش تعداد نمونه‌های یک بیمار، نتایج تغییر چندانی پیدا نخواهد کرد بلکه با افزایش تعداد بیماران می‌توان دقت تشخیص الگوریتم را ارتقاء داد.

## پردازش داده‌ها

به‌منظور پردازش سیگنال‌های ECG و تعیین کانون مولد آریتمی دهلیزی، ابتدا ضربان‌های هر سیگنال با استفاده از الگوریتم معروف پن-تامپکینز تفکیک شده و سپس با استفاده از الگوریتم ICA ویژگی‌های هر ضربان استخراج می‌شود. در مرحله بعد، ضرایب تک هر ضربان محاسبه و داده‌ها طبقه‌بندی می‌شوند. در این مرحله موقعیت قرارگیری کانون مولد آریتمی در دهلیز راست، دهلیز چپ و یا در ناحیه بین دو دهلیز که سپتوم (Septum) نامیده می‌شود، تعیین می‌شود.

## الگوریتم پن-تامپکینز

شناسایی موج R و کمپلکس QRS در سیگنال ECG بر خلاف تصور، مسئله بسیار مشکلی است. زیرا

تصویر (مورفولوژی) آن متغیر با زمان است و در معرض تغییرات فیزیولوژیکی بیمار و مغشوش شدن با نویز است. بیماری‌های مختلفی نیز وجود دارند که تصویر کمپلکس QRS را تغییر می‌دهند. تاکنون الگوریتم‌های مختلفی جهت آشکارسازی موج QRS و یا ضربان قلب پیشنهاد و به کار گرفته شده‌اند.

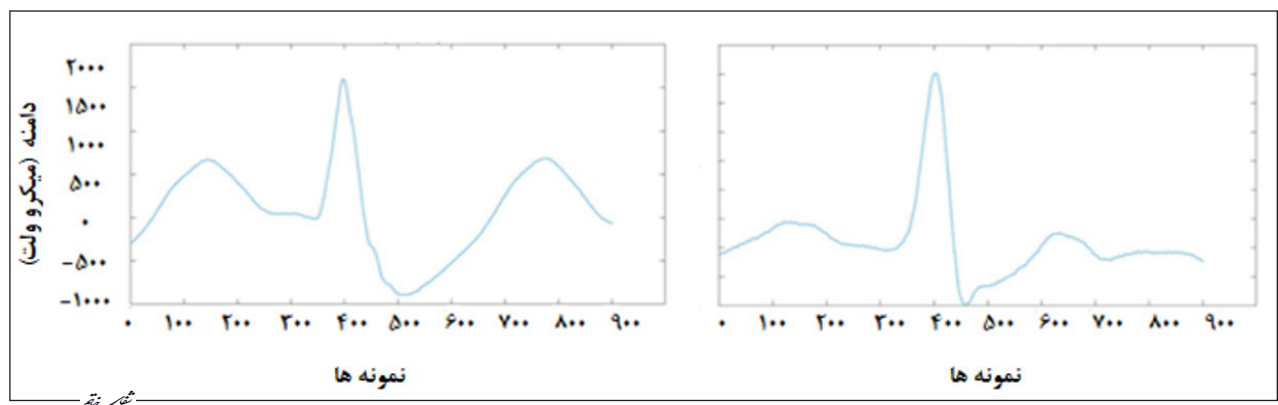
یکی از مشهورترین الگوریتم‌های آشکارسازی ضربان، الگوریتم پن-تامپکینز است. این الگوریتم، کمپلکس‌های QRS را براساس آنالیزهای دیجیتالی شیب، دامنه و عرض تشخیص می‌دهد. این الگوریتم به‌طور خودکار آستانه‌ها و پارامترها را به‌طور متناوب تنظیم می‌کند تا با تغییرات سیگنال ECG مانند مورفولوژی QRS و نرخ ضربان قلب سازگار شود. برای یک مجموعه داده ۲۴ ساعته آریتمی قلبی استاندارد پایگاه داده MIT-BIH arrhythmia database، این الگوریتم ۹۹/۳ درصد کمپلکس‌های QRS را به درستی تشخیص می‌دهد (۱۳).

## استخراج ویژگی و طبقه‌بندی

استخراج ویژگی نقش مهمی در توسعه سیستم طبقه‌بندی کارآمد ایفا می‌کند. روش‌های متعددی جهت استخراج ویژگی سیگنال‌های بیولوژیکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند که هر کدام به تناسب کیفیت و نوع ویژگی‌های به دست آمده، در مطالعات به کار برده می‌شوند. طبقه‌بندی یا کلاس‌بندی نیز دارای الگوریتم‌های گوناگون است. در این پژوهش از الگوریتم جداسازی کور منابع (ICA) برای استخراج ویژگی و الگوریتم تجزیه تنک جهت طبقه‌بندی داده‌ها استفاده شده است.

## الگوریتم ICA

الگوریتم ICA یک روش آماری است که مولفه‌های اساسی مستقل را از داده اصلی برآورد می‌کند و می‌تواند ویژگی‌های درونی را استخراج کند. به‌طور کلی، از روش استخراج ویژگی برای استخراج اطلاعات مهم و پنهان



نمودار ۱- نمونه ضربان جداسازی شده از سیگنال ECG



در تجزیه تنک، یک تصویر یا یک سیگنال  $Y$  را به صورت ضرب یک دیکشنری  $A$  در ضرایب  $X$  در نظر می‌گیریم:

$$Y \approx AX \quad (1-2)$$

$$(Y) \approx (a_1 | a_2 | \dots | a_p) \begin{pmatrix} x[1] \\ x[2] \\ \vdots \\ x[p] \end{pmatrix} \quad (2-2)$$

$A$  یک ماتریس  $m \times p$ ، مجموعه‌ای از مولفه‌های پایه (دیکشنری) است و بردار تنک  $X$ ، کد تنک<sup>۱۲</sup> نامیده می‌شود. هدف بدست آوردن تقریب بهینه‌ای از سیگنال است، در واقع باید اختلاف این تقریب و سیگنال، مینیمم باشد به شرط آنکه تنک بودن را لحاظ کنیم، می‌توان از ضریب لاگرانژ برای این بهینه‌سازی به صورت زیر استفاده کنیم:

$$\min_{x \in \mathbb{R}^p} \frac{1}{2} \|Y - AX\|_2^2 + \lambda \psi(x) \quad (2-3)$$

### طبقه‌بندی براساس الگوریتم تجزیه تنک

پس از محاسبه ضرایب تنک هر ضربان، روش‌های مختلفی برای نحوه طبقه‌بندی داده‌ها براساس این ضرایب وجود دارد. به‌عنوان مثال یک روش ساده این است که بزرگترین ضریب تنک به دست آمده متعلق به هر کلاس طبقه‌بندی باشد، داده تست به آن کلاس نسبت داده می‌شود. در این مطالعه، مقادیر نرم یک ضرایب تمامی کلاس‌ها نسبت به نرم یک کل ضرایب محاسبه می‌شود، مقدار بزرگتر، کلاس داده تست را تعیین می‌کند (۲۲-۲۳).

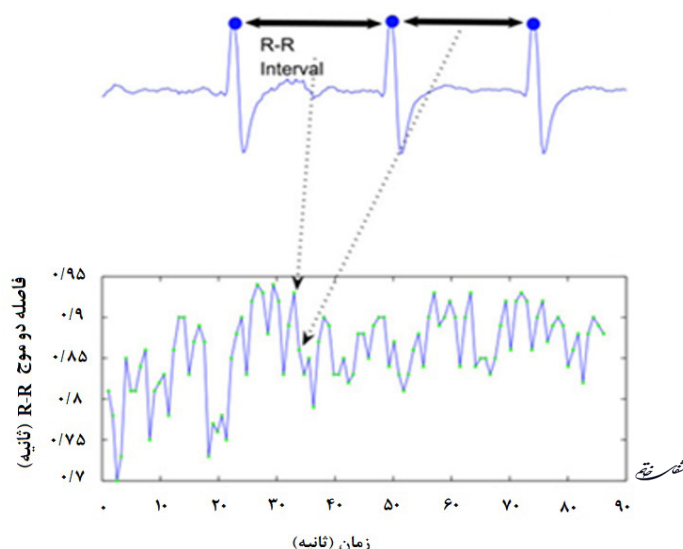
### محاسبه سیگنال نرخ تغییرات ضربان قلب (HRV)

منظور از HRV، تغییرات در فواصل زمانی بین ضربان‌های متوالی قلب است. به عبارتی رشته زمانی که از محاسبه فواصل بین هر دو موج  $R$  متوالی در یک سیگنال ECG به دست می‌آید، سیگنال HRV را تشکیل می‌دهد. این سیگنال هم تغییرات در نرخ لحظه‌ای ضربان قلب و هم تغییرات در فواصل زمانی بین موج‌های  $R$  را نشان می‌دهد.

سیگنال اصلی استفاده می‌شود به طوری که طبقه‌بندی کننده می‌تواند در فضای ویژگی، بهتر دسته‌بندی کند. بنابراین، انتخاب مناسب‌ترین ویژگی‌ها برای اهداف طبقه‌بندی بسیار مهم است (۱۴). استخراج ویژگی‌های سیگنال ECG توسط الگوریتم ICA، در طیف وسیعی از پژوهش‌ها کاربرد داشته و عملکرد خوبی را نشان داده است (۱۷-۱۵). از طرف دیگر، استقلال ویژگی‌های استخراج شده، موجب عملکرد مطلوب‌تر الگوریتم تجزیه تنک و طبقه‌بندی دقیق‌تر داده‌ها خواهد شد. برای تخمین الگوریتم ICA، روش‌های مختلفی تاکنون ارائه شده است. هایوارین<sup>۱۳</sup> الگوریتمی با عنوان ICA سریع<sup>۱۴</sup> پیشنهاد کرده است. این الگوریتم بر مبنای بیشینه کردن میزان غیرگوسی بودن منابع عمل می‌کند و برای اندازه‌گیری میزان خاصیت غیرگوسی بودن از نکاتروپی<sup>۱۴</sup> استفاده می‌کند (۱۹-۱۸). الگوریتم fast ICA دارای هم‌گرایی سریع بوده و پیاده‌سازی آن آسان است (۲۰). در این پژوهش از الگوریتم ICA سریع جهت استخراج ویژگی‌های مستقل هر ضربان سیگنال ECG بیماران استفاده شده است.

### الگوریتم تجزیه تنک

در دستگاه چند معادله و چند مجهول خطی، اگر تعداد مجهولات از تعداد معادله‌های مستقل بیشتر باشد به آن دستگاه فرومعی<sup>۱۵</sup>، گفته می‌شود. در این وضعیت دستگاه بی‌شمار جواب دارد. اما می‌توان اثبات کرد اگر دستگاه یک جواب به اندازه کافی تنک داشته باشد، این جواب یکتاست. تنک بودن یک بردار بدین معنی است که تعداد درایه‌های غیرصفر آن نسبت به کل درایه‌ها بسیار کم باشد. در واقع تنک‌ترین جواب، جوابی است که بیشترین تعداد صفر را داشته باشد. به عبارت دیگر نرم صفر آن کوچک باشد، نرم صفر یک بردار تعداد مولفه‌های غیرصفر آن است و آن را با نماد  $\| \cdot \|_0$  نشان می‌دهند (۲۱).



نمودار ۲- سیگنال ECG و نحوه محاسبه سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب (فواصل RR)

<sup>12</sup> Hyvarinen

<sup>13</sup> Fast ICA

<sup>14</sup> Negentropy

<sup>15</sup> Underdetermine

<sup>16</sup> Sparse code

بازتاب ترکیبی از فعالیت سمپاتیک و پاراسمپاتیک است.

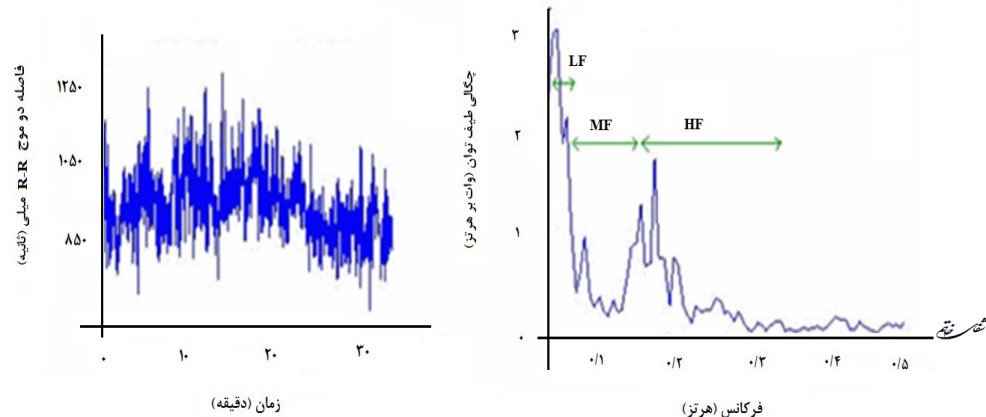
### یافته‌ها

در این پژوهش براساس ویژگی‌های به دست آمده از سیگنال ECG، قرارگیری کانون مولد آریتمی در داخل دهلیز راست و یا دهلیز چپ تعیین شده و در مرحله بعد ناحیه بین دو دهلیز نیز مورد ارزیابی قرار گرفته است. از آنجا که بیماران براساس گزارش‌های EPS از قبل نشانه گذاری شده اند، دو بیمار از دسته دهلیز راست و دو بیمار از دسته دهلیز چپ به صورت تصادفی به عنوان داده‌های تست انتخاب می‌شوند. داده‌های تست بر مبنای ضرایب تنک به دست آمده از الگوریتم GPSR طبقه‌بندی می‌شوند. میانگین صحت تفکیک دسته دهلیز راست و دهلیز چپ در ۵ بار اجرای الگوریتم برابر  $2/78 \pm 93/27$  به دست آمده است. بار دیگر، ۵۰ ضربان از هر بیمار به صورت تصادفی به عنوان داده تست انتخاب شده و مجدد الگوریتم طبقه‌بندی بر روی آن‌ها اعمال می‌شود. در این حالت، میانگین صحت نتایج طبقه‌بندی در ۵ بار اجرای الگوریتم برابر  $3/47 \pm 91/63$  است. نتایج به دست آمده

تبدیل داده‌های HRV به چگالی طیف توان یکی

از روش‌های متداول مشخص کردن و کمی کردن فعالیت سمپاتیک و پاراسمپاتیک و کل فعالیت سیستم عصبی خودمختار است. آنالیز طیف توان، سیگنال HRV را به اجزای فرکانسی تشکیل دهنده آن تبدیل می‌کند و نمایش دهنده نحوه اثر متقابل بخش‌های سمپاتیک و پاراسمپاتیک سیستم عصبی خودمختار است. این آنالیز همچنین امکان بررسی آریتمی‌های قلبی، پیش‌بینی مرگ و میر پس از سکته قلبی و پیش‌بینی ریسک پس زدن قلب پس از پیوند را فراهم می‌آورد.

نمودار ۳ نشان دهنده طیف توان HRV است. طیف توان به سه محدوده فرکانسی اصلی تقسیم می‌شود. محدوده فرکانسی بسیار پایین بین  $0/033$  تا  $0/04$  هرتز که نشان دهنده تغییرات آهسته در نرخ ضربان است محدوده فرکانسی بین  $0/04$  تا  $0/15$  هرتز منطقه فرکانس پایین (LF) نام دارد و شاخص فعالیت سمپاتیک و مرتبط با مکانیزم‌های تنظیم دما و عروق است. محدوده فرکانس بالای طیف (HF) بین  $0/15$  تا  $0/4$  هرتز است و نشان دهنده تغییرات سریع نرخ ضربان و فعالیت پاراسمپاتیک و انعکاسی از فعالیت عصب واگ است. باند MF



نمودار ۳- سیگنال HRV و طیف توان سیگنال با سه محدوده فرکانسی

جدول ۱- صحت عملکرد الگوریتم پیشنهادی بر اساس دو شیوه انتخاب داده تست

داده تست	تعداد اجرای الگوریتم	میانگین صحت نتایج	انحراف معیار
انتخاب تصادفی دو بیمار از دسته دهلیز راست و دو بیمار از دسته دهلیز چپ	۵ مرتبه	$2/78 \pm 93/27$ درصد	$3/47$
انتخاب ۵۰ ضربان تصادفی از داده هر بیمار	۵ مرتبه	$91/63 \pm 3/47$	

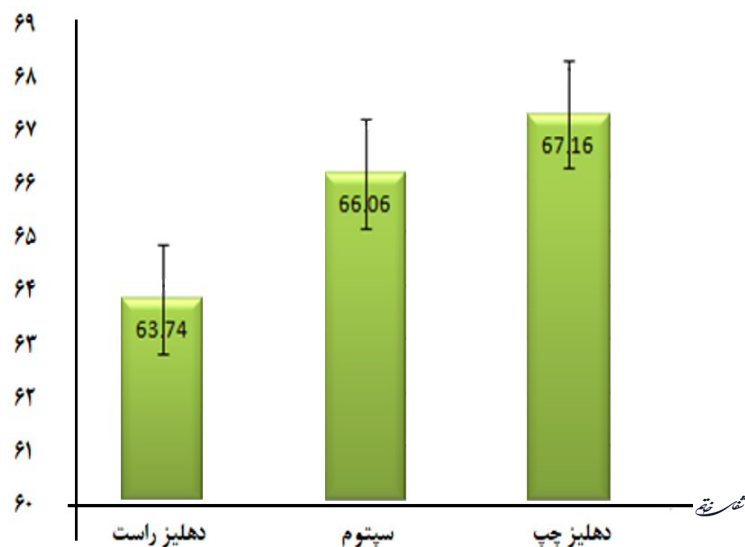
با استفاده از نرم افزار Kobius که مختص تجزیه و تحلیل سیگنال HRV است، طیف فرکانسی سیگنال HRV بیماران محاسبه می‌شود. نمونه طیف فرکانسی یک سیگنال HRV در نمودار ۵ آورده شده است. همانطور که در تصویر نشان داده شده، محدوده فرکانس پایین (سمپاتیک) با رنگ صورتی و محدوده فرکانس بالا (پاراسمپاتیک) با رنگ زرد مشخص شده است. محدوده وسط که نمایانگر تعادل اعصاب سمپاتیک و پاراسمپاتیک می‌باشد به رنگ آبی نشان داده شده است.

### بحث و نتیجه‌گیری

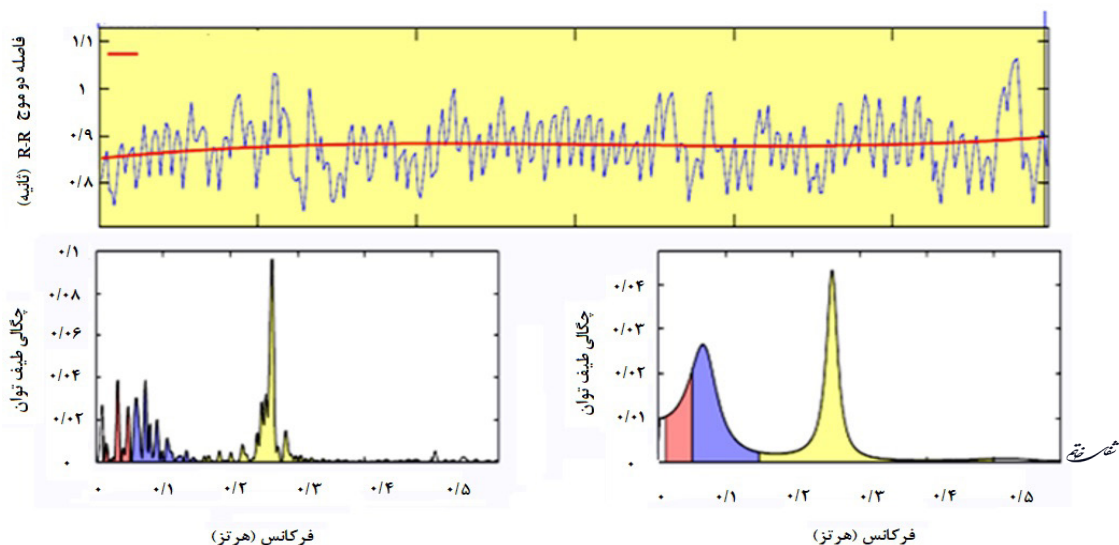
رویکرد اصلی این پژوهش تفکیک قرارگیری کانون مولد آریتمی دهلیزی در داخل دهلیز راست و یا دهلیز چپ از روی سیگنال غیرتهاجمی ECG است. پس از ثبت ۱۲ لید سیگنال ECG بیماران و تفکیک ضربان های هر

در هر دو حالت داده تست در جدول ۱ آورده شده است. در مرحله دوم، الگوریتم طبقه بندی به نحوی طراحی شد که محل قرارگیری کانون مولد آریتمی را در داخل دهلیز راست، دهلیز چپ و یا ناحیه بین دو دهلیز (سپتوم) تشخیص دهد. در این حالت، ۹۰ درصد ضربان های هر بیمار به عنوان داده آموزش در دیکشنری الگوریتم تجزیه تنک قرار گرفته و ۱۰ درصد آنها به عنوان داده تست به صورت تصادفی انتخاب شدند. میانگین صحت نتایج طبقه بندی در ۳ بار اجرای الگوریتم در نمودار ۴ نشان داده شده است.

با استفاده از تشخیص موج R توسط الگوریتم پن-تامپکینز و محاسبه فواصل قله های موج R در سیگنال ECG هر بیمار، سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب (HRV) آنها محاسبه شد. نمونه یک سیگنال HRV در نمودار ۵ نمایش داده شده است.



نمودار ۴- نمودار میانگین صحت نتایج طبقه‌بندی بین سه دسته دهلیز راست، دهلیز چپ و ناحیه بین دو دهلیز پس از ۳ بار اجرای الگوریتم



نمودار ۵- طیف فرکانسی یک سیگنال HRV و محدوده‌های فرکانسی محاسبه شده



قبل از انجام عمل EPS، در درمان آریتمی بسیار موثر خواهد بود. همچنین بدین وسیله مدت زمان جراحی و تحت تابش اشعه x قرار گرفتن بیمار و هزینه‌های درمان، به مقدار قابل توجهی کاهش خواهد یافت.

نتایج به دست آمده در مرحله تفکیک دهلیز راست، دهلیز چپ و ناحیه بین دو دهلیز نیز نشان می‌دهد که الگوریتم پیشنهادی می‌تواند با دقت بیش از ۶۰ درصد، محل قرارگیری کانون آریتمی را در بین این سه ناحیه تخمین بزند. از آنجا که هر چقدر دیکشنری الگوریتم تجزیه تنک گسترده‌تر باشد، طبقه‌بندی بهتری بر روی داده‌های انجام می‌شود، با افزایش تعداد بیماران می‌توان صحت نتایج طبقه‌بندی را به میزان چشمگیری افزایش داد.

محاسبه طیف فرکانسی سیگنال HRV بیماران نشان داد که اعصاب خودمختار تاثیر بسزایی در ایجاد و تداوم آریتمی دهلیزی داشته و تعادل اعصاب سمپاتیک و پاراسمپاتیک در تشدید و یا بهبود درمان آریتمی موثر خواهد بود. بررسی‌های کامل‌تر در این زمینه مستلزم انجام مطالعات بالینی بیشتر و ثبت سیگنال ECG بیماران در حالت‌های مختلف است که به افزایش اثربخشی درمان آریتمی قلبی کمک خواهد کرد.

سیگنال با استفاده از الگوریتم پن-تامپکینز، ویژگی‌های هر ضربان توسط الگوریتم ICA استخراج گردید. با استفاده از تشکیل دیکشنری تجزیه تنک، داده‌های تست طبقه‌بندی شده و قرارگیری کانون مولد آریتمی در داخل دهلیز راست و یا دهلیز چپ مشخص گردید. به منظور ارزیابی دقیق‌تر الگوریتم پیشنهادی، داده‌های تست به دو روش به صورت تصادفی انتخاب شدند، میانگین صحت نتایج الگوریتم در هر دو حالت به ترتیب برابر  $93/27 \pm 2/78$  و  $91/63 \pm 3/47$  به دست آمد. نتایج نشان می‌دهد که در هر دو شیوه انتخاب داده تست، اطلاعات به دست آمده از سیگنال غیرتهاجمی ECG، به خوبی توانسته است داده‌ها را طبقه‌بندی کند و موقعیت قرارگیری کانون مولد آریتمی را در دهلیز راست و یا دهلیز چپ را با صحت مناسبی تشخیص دهد. این مسئله کمک شایانی به پزشکان متخصص خواهد نمود، چرا که به علت ساختار آناتومیک قلب و اتصال وریدها به دهلیز راست، در انجام مطالعات الکتروفیزیولوژیک قلب، پزشک کاتترهای تشخیصی را از طریق سیاهرگ بزرگ کشاله ران وارد دهلیز راست می‌کند و پس از انجام بررسی لازم و جستجوی کانون مولد آریتمی، در صورت اجبار و امکان وارد دهلیز چپ می‌شود. تشخیص قرارگیری کانون مولد آریتمی

#### منابع

1. Kistler P M, Roberts-Thomson K C, Haqqani H M, Fynn S P, Singarayer S, et al. P-wave morphology in focal atrial tachycardia: development of an algorithm to predict the anatomic site of origin. *Journal of the American College of Cardiology*, 2006; 48(5): 1010-017.
2. Teh A W, Kistler P M, & Kalman J M, Using the 12-Lead ECG to Localize the Origin of Ventricular and Atrial Tachycardias: Part 1. Focal Atrial Tachycardia: CME. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 2009; 20(6): 706-09.
3. Shah A J, Lim, H S, Yamashita, S, Zellerhoff, S, Berte, B, Mahida, et al. Non invasive ecg mapping to guide catheter ablation. *Journal of atrial fibrillation*, 2014; 7(3).
4. Alday E A P, Colman M A, Langley P, Butters T D, Higham, et al. A New Algorithm to Diagnose Atrial Ectopic Origin from Multi Lead ECG Systems - Insights from 3D Virtual Human Atria and Torso, *PLOS Comput. Biol.*, 2015; 11(1): 1-15.
5. Provost J, Costet A, Wan E, Gambhir A, Whang W, Garan H, & Konofagou E E, Assessing the atrial electromechanical coupling during atrial focal tachycardia, flutter, and fibrillation using electromechanical wave imaging in humans, *Computers in biology and medicine*, 2015; 65: 161-67.
6. Ramanathan C, Ghanem R N, Jia P, Ryu K, & Rudy Y, Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia. *Nature medicine*, 2004; 10(4): 422-28.
7. Falahati M, Abbaszadeh M & Zokaei M, Common Methods in the Analysis of Heart Rate Variability: A Review Study, *Iran Occupational Health*, 202; 17(43): 1-13.
8. Baselli G, Cerutti S, Civardi S, Lombardi F, Malliani A., Merri M, & Rizzo G, Heart rate variability signal processing: a quantitative approach as an aid to diagnosis in cardiovascular pathologies. *International journal of bio-medical computing*, 1987; 20(1-2): 51-70.
9. Casolo G C, Stroder P, Signorini C, Calzolari F, Zucchini M, Balli E, & Lazzerini S, Heart rate variability during the acute phase of myocardial infarction. *Circulation*, 1992; 85(6): 2073-2079.
10. Fioranelli M, Piccoli M, Mileto G M, Sgreccia F, Azzolini, et al. Analysis of heart rate variability five minutes before the onset of paroxysmal atrial fibrillation. *Pacing and clinical electrophysiology*, 1999; 22(5): 743-749.
11. Lombardi F, Colombo A, Basilico B, Ravaglia R, Garbin, M., Vergani, et al. Heart rate variability and early recurrence of atrial fibrillation after electrical cardioversion. *Journal of the American College of Cardiology*, 2001; 37(1): 157-62.
12. Khan A A, Lip G Y, & Shantsila A, Heart rate variability in atrial fibrillation: The balance between sympathetic and parasympathetic nervous system. *European journal of clinical investigation*, 2019; 49(11).

13. Pan J & Tompkins W J, A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1985; 32(3): 230-36.
14. Uhm J S, Shim J, Wi J, Mun H S, Pak H N, et al. An electrocardiography algorithm combined with clinical features could localize the origins of focal atrial tachycardias in adjacent structures. *Europace*, 2014; 16(7): 1061-068.
15. MS Lee J, & P Fynn S, P wave morphology in guiding the ablation strategy of focal atrial tachycardias and atrial flutter. *Current cardiology reviews*, 2015; 11(2): 103-110.
16. Ghandeharion H & Erfanian Omidvar A, Common Methods in the Analysis of Heart Rate Variability: A Review Study, *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, 2009; 3(3): 199-212.
17. Jiang X, Zhang L, Zhao Q, & Albayrak S, ECG arrhythmias recognition system based on independent component analysis feature extraction. In *TENCON 2006-2006 IEEE Region 10 Conference IEEE*, 2006; 10: 1-4.
18. Dash M, & Liu H, Feature selection for classification. *Intelligent data analysis*, 1997; 1(3): 131-56.
19. Wu Y, & Zhang L, ECG classification using ICA features and support vector machines. In *International Conference on Neural Information Processing*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2011; 146-54.
20. Hyvarinen A, Fast and robust fixed-point algorithms for independent component analysis. *IEEE transactions on Neural Networks*, 1999; 10(3): 626-34.
21. Mallat S G & Zhang Z, Matching pursuits with time-frequency dictionaries. *IEEE Transactions on signal processing*, 1993; 41(12): 3397-415.
22. Drémeau A, Herzet C, & Daudet L, Boltzmann machine and mean-field approximation for structured sparse decompositions. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2012; 60(7): 3425-438.
23. Yang J, Peng Y, Xu W & Dai Q, Ways to sparse representation: an overview. *Science in China series F: information sciences*, 2009; 52(4): 695-703.