[Identification of the Ectopic Foci of Focal Atrial Tachycardia (FAT) by Using Electrocardiogram (ECG) Signal Analysis]

Fatemeh Mohammadi [1], Ali Sheikhani [2], Farbod Razzazi [3], Alireza Ghorbani Sharif [4]

1. Ph. D. of Biomedical Engineering, Department of Medical Sciences and Technologies, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. (Corresponding Author). Email: fateme.mohammadi86@gmail.com, ORCID ID: 0000-0001-9194-3335.
2. Assistant Professor of Biomedical Engineering, Department of Medical Sciences and Technologies, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran., ORCID ID: 0000-0002-5231-5683
3. Associate Professor of Electrical Engineering, Department of Medical Sciences and Technologies, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran., ORCID ID: 0000-0003-4970-8117
4. Cardiologist Interventional Electrophysiologist of The Arrhythmia Center, Tehran, Iran, ORCID ID: 0000-0001-7233-9810

ABSTRACT

Background and Aim: Cardiac electrophysiology study (EPS) is the study of the electrical system of the heart. One of the most common methods of treating cardiac arrhythmias is ablation. The main problem with this method is determination of the position of the heart that must be be ablated. Electrocardiogram (ECG) signal is used as a non-invasive, safe and fast tool to understand the electrical activity of the heart. The aim of this study was to identify the focal atrial tachycardia ectopic foci based on ECG signal analysis using sparse decomposition algorithm.

Materials and Methods: 12-lead ECG signals of 48 patients with focal atrial tachycardia were recorded and stored. After preprocessing the ECG signals, by using Pan-Tompkins algorithm, each pulse of each signal was separated. Sparse coefficients of test data were calculated based on the sparse decomposition algorithm and the test data were classified. 4 anatomical position in the right atrium, one in the septum and 4 anatomical position in the left atrium were considered as 9 classes and the position of the ectopic foci in each test data was determined.

Results: At first, the location of the ectopic foci was identified in the right or left atrium, and then the exact anatomical position in each atrium was estimated. The average accuracy of identifying the position of ectopic foci in 5 runs of algorithm was 81.27±2.78. The mean accuracy of identification of ectopic foci was 61.73% in 4 anatomical position of right atrium, 64.05% in septum and 65.16% in 4 anatomical position of left atrium.

Conclusion: Based on the findings of the study, the location of the ectopic foci of focal atrial tachycardia can be identified with appropriate accuracy using ECG signal analysis before performing electrophysiological study.

Keywords: Heart electrophysiology, Ablation, Focal atrial tachycardia (FAT), Sparse decomposition algorithm.

Received: Sep 20, 2021 **Accepted:** Aug 16, 2022

How to cite the article: Fatemeh Mohammadi, Ali Sheikhani, Farbod Razzazi, Alireza Ghorbani Sharif. Identification of the Ectopic Foci of Focal Atrial Tachycardia (FAT) by Using Electrocardiogram (ECG) Signal Analysis.ŞJKU 2024;28(6):12-22.

Copyright © 2018 the Author (s). Published by Kurdistan University of Medical Sciences. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-Non Commercial License 4.0 (CCBYNC), where it is permissible to download, share, remix, transform, and buildup the work provided it is properly cited. The work cannot be used commercially without permission from the journal

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان / دوره بیست و هشت / بهمن اسفند ۱۴۰۲/۲۲-۱۲

[شناسایی کانون آریتمی تاکیکاردی کانونی دهلیزی (Focal Atrial Tachycardia (FAT)) با استفاده از آنالیز سیگنال Electrocardiogram (ECG)]

فاطمه محمدی[۱]، علی شیخانی[۲]، فربد رزازی[۳]، علیرضا قربانی شریف[۴]

۱. دکتری مهندسی پزشکی-بیوالکتریک، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. (نویسنده مسئول) پست الکترونیک: fateme.mohammadi86@gmail.com تلفن ثابت:۰۲۱-۸۸۸۸۴۰۴۰ کد ارکید: ۳۳۳۵-۹۱۹۴-۰۰۰۱-۰۰۰۰

۲. استادیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. ، کد ارکید: ۵۶۸۳-۵۲۳۱-۰۰۰۲-۰۰۰۰

۳. دانشیار، گروه مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. کد ارکید: ۸۱۱۷-۴۹۷۰-۰۰۰۳-۰۰۰۰

۴. متخصص قلب و عروق، فوق تخصص الکتروفیزیولوژی، مرکز آریتمی، تهران، ایران. کد ارکید: ۹۸۱۰-۷۲۳۳-۰۰۰۱-۰۰۰۰

چکیده

زمینه و هدف: مطالعه سیستم الکتریکی قلب را الکتروفیزیولوژی قلبی می‌نامند. یکی از روش‌های متداول درمان آریتمی قلبی، عضوبرداری فرکانس رادیویی (ابلیشن) است. مشکل اصلی این روش تعیین موقعیتی از قلب است که باید تحت ابلیشین قرار گیرد. از آنجا که سیگنال الکتروکاردیوگرام (Electrocardiogram (ECG)) به‌عنوان یک ابزار غیرتهاجمی، ایمن و سریع برای درک فعالیت الکتریکی قلب به‌کار می‌رود. پژوهش حاضر در نظر دارد کانون مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی را بر اساس آنالیز سیگنال ECG با استفاده از الگوریتم تجزیه تنک شناسایی کند.

مواد و روش‌ها: ۱۲ لید سیگنال ECG، ۴۸ بیمار مبتلا به تاکیکاردی کانونی دهلیزی ثبت و ذخیره می‌شود. پس از پیش پردازش سیگنال‌های ECG، با استفاده از الگوریتم پن-تامپکینز تک تک ضربان‌های هر سیگنال جداسازی می‌شود. ضرایب تنک داده‌های تست بر اساس الگوریتم تجزیه تنک محاسبه شده و داده‌های تست طبقه بندی می‌شوند. ۴ ناحیه در دهلیز راست، یک ناحیه در سپتوم بین دو دهلیز و ۴ ناحیه در دهلیز چپ، به‌عنوان ۹ کلاس طبقه بندی در نظر گرفته شده و موقعیت کانون مولد در هر داده تست تعیین می‌شود.

یافته‌ها: ابتدا قرارگیری کانون مولد تاکیکاردی در دهلیز راست و یا دهلیز چپ شناسایی شده و سپس موقعیت دقیق آناتومیکی در هر دهلیز تخمین زده می‌شود. میانگین صحت شناسایی کانون مولد تاکیکاردی در ۵ بار اجرای الگوریتم برابر ۲/۷۸ ± ۸۱/۲۷ به‌دست آمده است. میانگین صحت شناسایی کانون مولد تاکیکاردی در ۴ ناحیه دهلیز راست برابر ۶۱/۷۳، در ناحیه سپتوم برابر ۶۴/۰۵ و در ۴ ناحیه دهلیز چپ برابر ۶۵/۱۶ درصد محاسبه شده است.

نتیجه‌گیری: براساس یافته‌های پژوهش، موقعیت قرارگیری کانون مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی با استفاده از آنالیز سیگنال ECG، قبل از انجام مطالعه الکتروفیزیولوژیک، با دقت مناسبی قابل شناسایی است.

کلمات کلیدی: الکتروفیزیولوژی قلب، ابلیشن، تاکیکاردی کانونی دهلیزی، الگوریتم تجزیه تنک

وصول مقاله:۱۴۰۰/۶/۲۹ اصلاحیه نهایی:۱۴۰۱/۵/۱۳ پذیرش:۱۴۰۱/۵/۲۵

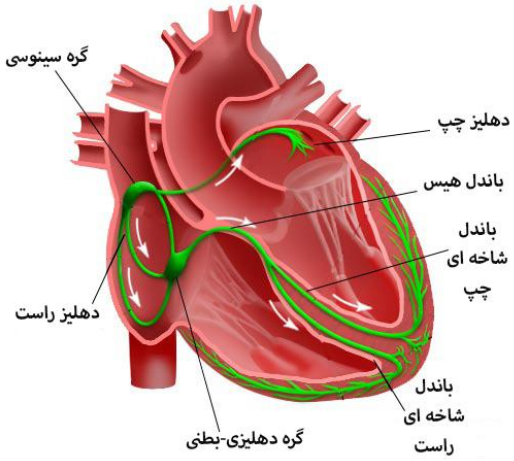
[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

مقدمه

قلب به‌صورت خودکار و پیاپی امواج الکتریکی ایجاد می‌کند. روند زمانبندی این امواج تعیین کننده ریتم قلب می‌باشد. مطالعه سیستم الکتریکی قلب را الکتروفیزیولوژی قلبی می‌نامند و عمده توجهات در زمینه الکتروفیزیولوژی معطوف به مکانیسم‌ها و درمان آریتمی قلبی است. آریتمی قلبی شرایطی است که در آن فعالیت الکتریکی قلب نامنظم شده و یا آهسته‌تر (برادیکاردی) یا سریع‌تر (تاکیکاردی) از شرایط نرمال می‌شود.

از نظر آناتومیکی سیستم هدایت الکتریکی قلب مطابق شکل ۱ است که ایمپالس الکتریکی قلب از گره سینوسی دهلیزی (Sinoatrial node (SA)) منشأ می‌گیرد. ایمپالس گره SA را ترک کرده و به‌صورت شعاعی در هر دو دهلیز منتشر می‌شود. هنگامی که موج به گره دهلیزی بطنی (Atrioventricular node (AV)) می‌رسد، از طریق بافت هدایتی اختصاصی دهلیزی بطنی (گره AV و باندل هیس)، ایمپالس الکتریکی به سمت بطن منتقل می‌شود (۱ و ۲).



شکل ۱: سیستم هدایت الکتریکی قلب

اختلالات سیستم الکتریکی قلب منجر به بروز آریتمی قلبی می‌شود و برحسب منشأ بروز اختلال در سیستم هدایت قلب، انواع مختلف آریتمی‌های قلبی دسته‌بندی می‌شوند. تاکیکاردی کانونی دهلیزی یکی از انواع آریتمی‌های فوق بطنی است که محل مولد آریتمی، کانون‌های مشخصی در داخل دهلیزها است. از آنجا که آریتمی تاکیکاردی کانونی دهلیزی می‌تواند سبب بروز آریتمی‌های دیگر مانند فیبریلاسیون و فلاتر دهلیزی شود، درمان آن بسیار حائز اهمیت است.

به تناسب نوع آریتمی و مکانیسم عملکرد آن، روش‌های مختلفی برای درمان آریتمی‌های قلبی مورد استفاده قرار می‌گیرد. یکی از روش‌های 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، سلول‌های آن ناحیه به صورت غیر هدایت کننده درآورده می‌شوند. روش ابلیشن میزان موفقیت بسیار بالایی داشته و عوارض جانبی کمی دارد. با استفاده از این روش، در افراد مبتلا به تاکیکاردی‌های فوق بطنی بدون سایر بیماری‌های قلبی بیش از ۹۵ درصد، در تاکیکاردی حمله ای فوق بطنی (Paroxysmal Supraventricular Tachycardia (PSVT)) بیش از ۹۰ درصد و در تاکیکاردی‌های بطنی بیش از ۸۵ درصد، بهبودی کامل حاصل می‌شود. مشکل اصلی این روش تعیین موقعیتی از قلب است که باید تحت

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]
[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

ابلیشین قرار گیرد. در بیشتر مواقع با صرف زمان زیاد مکان آناتومیکی دقیق کانون مولد آریتمی شناسایی شده و بیمار در این مدت تحت تابش اشعه X دستگاه فلوروسکوپی قرار می‌گیرد.

از آنجا که سیگنال ECG به‌عنوان یک ابزار غیرقابل جایگزین، غیرتهاجمی، ایمن و سریع برای درک فعالیت الکتریکی قلب به‌کار می‌رود. در اینجا این سوال مطرح می‌شود که آیا آنالیز سیگنال ECG، می‌تواند یک روش موثر برای شناسایی و تعیین کانون مولد آریتمی باشد؟ پژوهش حاضر در نظر دارد فرضیه شناسایی کانون مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی را بر اساس آنالیز سیگنال ECG با استفاده از الگوریتم تجزیه تنک به آزمون درآورد.

در سال‌های اخیر مهندسان و پزشکان به‌دنبال روش‌های غیرتهاجمی شناسایی کانون‌های مولد آریتمی‌ها هستند، به نحوی که به پزشکان در پیدا کردن موقعیت ابلیشن کمک کرده و مدت زمان فرآیند مطالعات الکتروفیزیولوژیک (Electrophysiological Studies (EPS)) را کاهش دهند. در این راستا دکتر کیسلر و همکارانش در سال ۲۰۰۶ یک الگوریتم برای تعیین کانون مولد آریتمی تاکیکاردی کانونی دهلیزی با استفاده از ۱۲ لید سیگنال ECG، برای ۱۳۰ بیمار ارائه کردند. این الگوریتم منشأ یا محل آناتومیکی ۹۳ درصد آریتمی‌ها را به درستی شناسایی می‌کند (۳). مقاله دیگری توسط دکتر کیسلر و کالمن در سال ۲۰۰۹ به چاپ رسید که در آن الگوریتمی برای تعیین موقعیت کانون تاکیکاردی کانونی دهلیزی با استفاده از مورفولوژی موج P پیشنهاد کردند (۴).

در مطالعات دیگر، شاه و همکارانش در سال ۲۰۱۴ یک سیستم نقشه‌برداری جدید سه بعدی غیرتهاجمی ضربان به ضربان، تحت عنوان نقشه برداری الکتروکاردیوگرافی (Electrocardiographic mapping (ECM)) با استفاده از یک جلیقه ۲۵۲ الکترودی که بر روی یک نیم تنه نصب شده‌اند، در تسهیل تشخیص موقعیت کانون مولد تاکیکاردی های دهلیزی را پیشنهاد کردند. روش ECM مکانیزم‌های تاکیکاردی دهلیزی را در ۴۴ بیمار از ۴۸ بیمار (۹۲ درصد) به درستی تشخیص داده است (۵). در سال ۲۰۱۵، مدل سه بعدی دهلیز برای شبیه‌سازی فعالیت الکتریکی دهلیز، در داخل یک مدل قفسه سینه قرار گرفته تا وجود ریه‌ها، کبد و ستون فقرات را شبیه سازی نماید. 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 (۶ و ۷).

تصویربرداری غیرتهاجمی با استفاده از امواج اولتراسوند با کیفیت زیاد نیز توسط پروست و همکارانش در سال ۲۰۱۵ پیشنهاد شد که نسبت به منبع و یا کانون آریتمی، بینش پزشک را بهبود می بخشد (۸).

رویکردهای دیگر تعیین کانون تاکیکاردی‌های دهلیزی بر اساس تجزیه و تحلیل ویژگی‌های اصلی امواج P و نقشه‌های پتانسیل سطح بدن (Body surface potential mapping (BSPM)) یا برآورد معکوس فعالیت الکتریکی قلب از روی این BSPM ها 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 (۹).

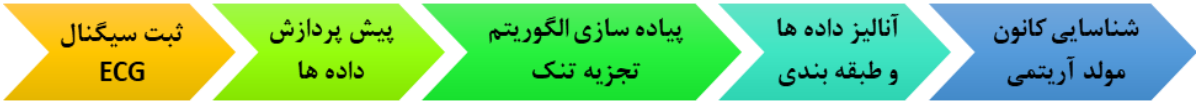
در هیچ‌یک از مطالعات صورت گرفته در این زمینه، موقعیت کانون مولد تاکیکاردی، تنها بر اساس اطلاعات استخراج شده از سیگنال ECG تعیین نشده و داده و اطلاعات جانبی دیگری نیز مورد استفاده قرار گرفته است. هدف اصلی این پژوهش، شناسایی کانون مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی و طبقه‌بندی بیماران براساس موقعیت آناتومیکی کانون مولد تاکیکاردی در هر دهلیز است.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

مواد و روش‌ها

در این پژوهش تعداد ۴۸ بیمار مبتلا به تاکیکاردی کانونی دهلیزی از میان بیماران کلینیک آریتمی تهران شناسایی شدند. بیماران انتخاب شده تحت مطالعه الکتروفیزیولوژیک قلب قرار گرفته و ابلیشین موفق داشته‌اند و موقعیت دقیق کانون مولد تاکیکاردی توسط پزشک متخصص گزارش شده است. ۱۲ لید سیگنال ECG این بیماران در ابتدای فرآیند مطالعه الکتروفیزیولوژیک (EPS) توسط دستگاه Bard lab system pro version 2.69.0.5 به مدت ۱ دقیقه ثبت و ذخیره شده است. بلوک دیاگرام مراحل انجام پژوهش در شکل ۲ نشان داده شده است. این پژوهش از پایگاه داده بخش الکتروفیزیولوژی بیمارستان دی تهران استفاده کرده که داده های سیگنال ECG مربوط به سال های ۹۷-۹۴ بوده است.



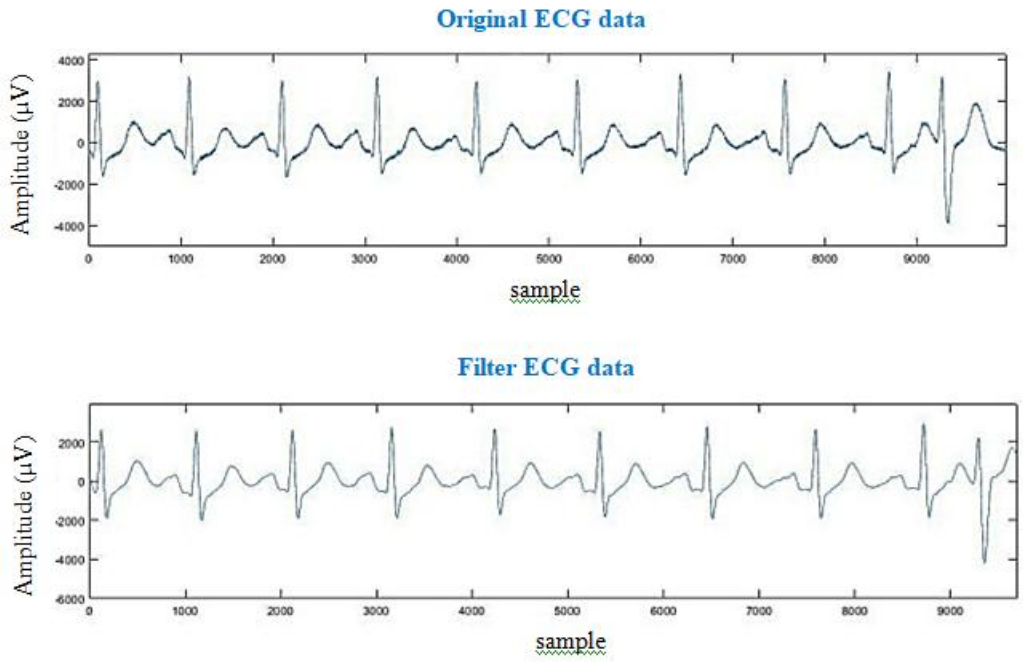
شکل ۲: **بلوک دیاگرام مراحل انجام پژوهش**

سیگنال های ECG ثبت شده از بیماران، حاوی اغتشاش و نویزهای فرکانس بالا و همچنین تا حدودی حاوی اغتشاش فرکانس پایین یا نزدیک به DC است، بنابراین سیگنال‌های ECG در دو مرحله پیش پردازش می‌شوند:

الف) تصحیح خط پایه

ب) عبور از فیلتر میان‌گذر

شکل ۳ نمونه یک سیگنال ECG اولیه و سیگنال پیش پردازش شده را نشان می‌دهد.



شکل ۲: نمایش سیگنال ECG ثبت شده (شکل بالا) و سیگنال ECG پیش پردازش شده (شکل پایین)

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

طبق نظر پزشکان متخصص و مطالعات صورت گرفته، کانون‌های مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی به صورت تصادفی در سراسر دهلیزها گسترده نیستند، بلکه تا اندازه‌ای دارای مشخصه‌های آناتومیکی توزیع می‌باشند و بطور متداول در مناطق خاصی از دهلیز قرار دارند (۱۰).

در این مطالعه با مشورت پزشکان متخصص، ۴ موقعیت آناتومیکی در دهلیز راست و یک موقعیت در سپتوم بین دو دهلیز و ۴ موقعیت آناتومیکی در دهلیز چپ، به عنوان ۹ موقعیت کانون متداول تاکیکاردی دهلیزی انتخاب شدند که به صورت کلاس‌های طبقه بندی مطابق جدول ۱ در نظر گرفته می‌شوند.

جدول ۱: موقعیت‌های آناتومیکی متداول کانون تاکیکاردی کانونی دهلیزی به‌عنوان ۹ کلاس طبقه بندی

	موقعیت آناتومیکی	کلاس طبقه بندی
دهلیز راست	Crista Terminalis (CT)	(۱)
	HIS area	(۲)
	Koch Triangle (CS)	(۳)
	Tricuspid annulus (TA)	(۴)
	Septum	(۵)
دهلیز چپ	Mitral annulus (MA)	(۶)
	Left atrial appendage (LAA)	(۷)
	Right Pulmonary Vein (RPV)	(۸)
	Left Pulmonary Vein (LPV)	(۹)

پردازش داده ها

به‌منظور پردازش سیگنال‌های ECG و شناسایی کانون‌های مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی، ابتدا ضربان‌های هر سیگنال با استفاده از الگوریتم معروف پن- تامپکینز تفکیک شده و سپس با استفاده از الگوریتم تجزیه تنک، ضرایب اسپارس هر ضربان محاسبه می‌شود. بر اساس ضرایب اسپارس، هر داده طبقه بندی می شود. هر کلاس طبقه بندی مولفه یک موقعیت آناتومیکی در داخل دهلیز بوده و بدین صورت، کانون مولد آریتمی با استفاده از سیگنال ECG به صورت اتوماتیک شناسایی می‌شود.

جزئیات الگوریتم‌های استفاده شده در پردازش داده‌ها در ادامه به تفصیل شرح داده شده و کلیه مراحل پردازش داده‌ها با استفاده از نرم افزار متلب انجام شده است.

الگوریتم پن-تامپکینز

یکی از مشهورترین الگوریتم‌های آشکارسازی ضربان، الگوریتم پن- تامپکینز است که در سال ۱۹۸۵ برای تشخیص کمپلکس‌های QRS در سیگنال‌های ECG پیشنهاد شد. این الگوریتم، کمپلکس‌هایQRS را براساس آنالیزهای دیجیتال شیب، دامنه و عرض بطور قابل اعتمادی تشخیص می‌دهد. برای یک مجموعه داده ۲۴ ساعته آریتمی قلبی استاندارد MIT، این الگوریتم به درستی ۹۹/۳ درصد کمپلکس‌هایQRS را تشخیص می‌دهد (۱۱).

ساختار الگوریتم پن - تامپکینز از سه قسمت اصلی تشکیل شده است. فیلتر دیجیتال خطی، تابع تبدیل غیرخطی و قاعده تصمیم گیری. مراحل جداسازی ضربان توسط الگوریتم پن-تامپکینز در شکل ۴ نشان داده شده است (۱۲).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]



شکل ۳: ساختار الگوریتم آشکارسازی ضربان پن - تامپکینز

الگوریتم تجزیه تنک

مسأله تجزیه به مولفه‌های تنک (Sparse Component Analysis (SCA)، اولین بار توسط مالات و ژانگ مطرح شد. آنها در مقاله «جستجوی تطابق با دیکشنری‌های زمان – فرکانس» در سال ۱۹۹۳ الگوریتم جدیدی را تحت عنوان «جستجوی تطابق (Matching Pursuits)» معرفی کردند که هر نوع سیگنال را به‌صورت یک ترکیب خطی از شکل موج‌ها تجزیه می‌کند که این شکل موج‌ها از یک دیکشنری تکراری از توابع، انتخاب می‌شوند. شکل موج‌ها به نحوی انتخاب می‌شوند که بهترین تطابق را با ساختار سیگنال داشته باشند. جستجوی تطابق فرآیند کلی محاسبه بازنمایی سیگنال تطبیقی است (۱۳).

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

$Y \approx AX$

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

A یک ماتریس m*p، مجموعه ای از مولفه‌های پایه (دیکشنری) است و بردار تنک X، کد تنک (sparse code) نامیده می‌شود. این بردار به‌گونه‌ای انتخاب می‌شود که Ax تقریب بهتری برای سیگنال باشد. در نتیجه بی نهایت ضرایب X می‌تواند وجود داشته باشند که Y را تولید کنند. هدف بدست آوردن تقریب بهینه‌ای از سیگنال است، در واقع باید اختلاف این تقریب و سیگنال، مینیمم باشد به‌شرط آنکه تنک بودن را لحاظ کنیم، می‌توان از ضریب لاگرانژ برای این بهینه‌سازی به صورت زیر استفاده کنیم:

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

یکی از انواع الگوریتم‌های بهینه‌سازی که برای یافتن جواب تنک دستگاه معادلات فرومعین بکار می‌رود، الگوریتم تصویر گرادیان (GPSR) است. فیگیریدو و همکارانش این الگوریتم را در سال ۲۰۰۷ پیشنهاد کردند که در آن فقط بردار- ماتریس شامل A و AT در هر مرحله مورد نیاز است. بنابراین، نیاز به دستیابی صریح به A و AT ندارد (۱۴). به‌همین دلیل این الگوریتم تقریبا دو برابر سریع‌تر از الگوریتم‌های متداول اجرا می‌شود (۱۵).

در دهه‌های اخیر الگوریتم تجزیه تنک در کاربردهای فراوانی از جمله پردازش تصویر، فشرده سازی، پردازش سیگنال و غیره مورد استفاده قرار گرفته است ، (۱۶ و ۱۷ و ۱۸). در این پژوهش ماتریس A از هر ضربان سیگنال ECG بیماران، تشکیل یافته است. داده‌های تست نیز، به‌صورت تصادفی از مجموعه داده‌ها انتخاب می‌شوند. طبق رابطه اصلی y=Ax، ماتریس A و y را تشکیل داده و سپس با استفاده از الگوریتم تصویر گرادیان، ضرایب بردار x تخمین زده می‌شوند. سپس براساس ضرایب به‌دست آمده، داده‌های تست طبقه‌بندی می‌شوند. در این مطالعه، مقادیر نُرم یک ضرایب تمامی کلاس‌ها نسبت به نُرم یک کل ضرایب محاسبه می شود، مقدار بزرگتر، کلاس داده تست را تعیین می کند.

یافته‌ها

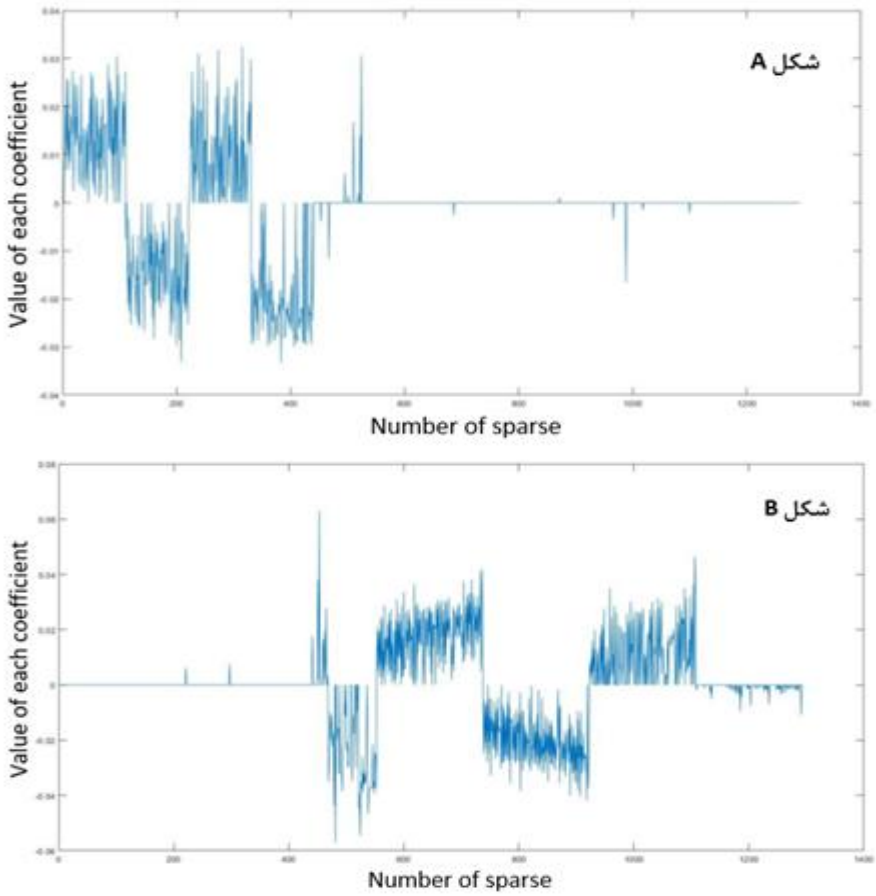
[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

به منظور افزایش دقت طبقه بندی داده‌ها، پژوهش حاضر در دو مرحله موقعیت کانون مولد تاکیکاردی را شناسایی می کند:

- مرحله اول: تعیین قرارگیری کانون مولد تاکیکاردی در دهلیز راست و یا دهلیز چپ
- مرحله دوم: تعیین موقعیت آناتومیکی کانون مولد تاکیکاردی در هر دهلیز

در مرحله اول؛ ۴ بیمار را به‌صورت تصادفی به‌عنوان داده‌های تست، مورد ارزیابی قرار می‌دهیم، با استفاده از ضرایب تنک به‌دست آمده از الگوریتم Gradient projection sparse representation (GPSR))(قرارگیری کانون مولد تاکیکاردی در دهلیز چپ و یا دهلیز راست تعیین می‌شود. ضرایب تنک ضربان یک بیمار تست متعلق به دسته دهلیز راست و یک بیمار تست متعلق به دسته دهلیز چپ در شکل ۵ نشان داده شده است.



شکل ۴: ضرایب تنک محاسبه شده توسط الگوریتم GPSR برای یک ضربان داده تست متعلق به دسته دهلیز راست (شکل A) و یک داده تست متعلق به دسته دهلیز چپ (شکل B)

میانگین صحت تشخیص داده تست در ۵ بار اجرای الگوریتم برای بیماران تست برابر ۲/۷۸ ± ۸۱/۲۷ به دست آمده است.

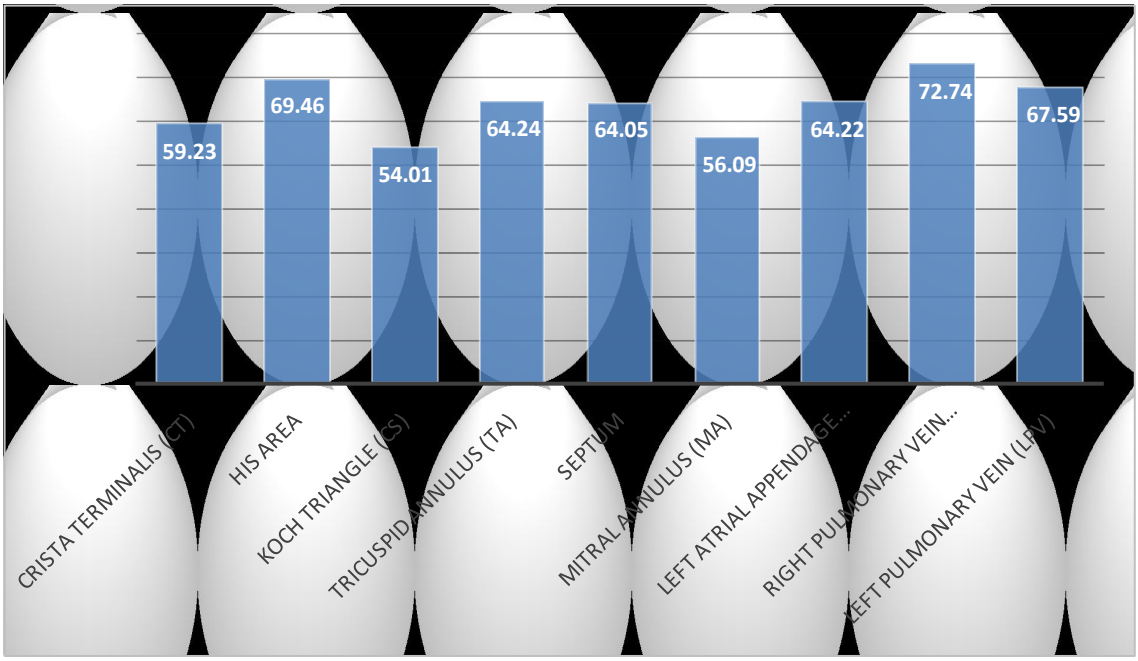
در مرحله دوم؛ پس از تفکیک قرارگیری کانون مولد در دهلیز راست/ دهلیز چپ، دو دیکشنری جدید تشکیل داده شد و ضرایب تنک براساس دیکشنری های جدید استخراج می شوند. در این مرحله با استفاده از ضرایب تنک جدید،

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

موقعیت آناتومیکی دقیق‌تر کانون مولد تاکیکاردی در دهلیزها شناسایی می‌شوند.

در این مرحله، ۹۰ درصد از داده هر بیمار به‌عنوان داده آموزش و ۱۰ درصد به‌عنوان داده تست، جهت ارزیابی الگوریتم، به صورت تصادفی انتخاب می شود. میانگین صحت نتایج طبقه‌بندی ضربان‌های تست در نمودار ۱ برای هر کلاس به تفکیک ذکر شده است.



نمودار ۱: نتایج طبقه بندی توسط ضرایب تنک به دست آمده از الگوریتم GPSR برای هر کلاس طبقه بندی (موقعیت آناتومیکی قرارگیری کانون مولد تاکیکاردی)

بحث

هدف اصلی این پژوهش شناسایی موقعیت آناتومیکی کانون مولد تاکیکاردی کانونی دهلیزی از روی سیگنال غیرتهاجمی ECG است. پس از ثبت و پیش پردازش ۱۲ لید سیگنال ECG بیماران مبتلا به تاکیکاردی کانونی دهلیزی، ضربان‌های هر سیگنال جداسازی شده و ضرایب تنک هر ضربان با استفاده از الگوریتم تجزیه تنک GPSR استخراج می شود. براساس ضرایب تنک داده های تست طبقه بندی شده و موقعیت قرارگیری کانون مولد تاکیکاردی در دهلیز راست و یا دهلیز چپ با صحت ۳/۴۷ ± ۹۱/۶۳ درصد شناسایی شد. در مرحله بعد ضرایب تنک برای داده های هر دهلیز به صورت مجزا مجدد محاسبه شده و موقعیت آناتومیکی دقیق‌تر کانون مولد تاکیکاردی با صحت مناسبی تعیین می‌شود.

به طور کلی میانگین صحت نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که آنالیز سیگنال ECG با صحت متوسط ۶۳/۵۱ درصد توانسته است موقعیت آناتومیکی کانون مولد تاکیکاردی را در داخل هر دهلیز تعیین کند. کلاس ۲ (ناحیه باندل هیس) و کلاس ۸ (موقعیت وریدهای ریوی راست) که نواحی آناتومیکی متعلق به آنها، متمرکزتر بوده و آریتمی ایجاد شده در این نواحی، موروفولوژی مشخصی در موج P ایجاد می کنند، میانگین صحت بیشتری نسبت به سایر کلاس‌های طبقه بندی دارند. با وجود اینکه تعداد بیماران کلاس ۱ (موقعیت CT) بیشتر از کلاس‌های دیگر بوده است، گستردگی ناحیه آناتومیکی تاثیر خود را در نتایج

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

نشان داده است. کلاس ۳ نمایانگر ناحیه مثلث کخ در بخش تحتانی دهلیز راست است و طبق نظر پزشکان متخصص به علت نزدیکی به نواحی باندل هیس و دریچه سه لختی، موروفولوژی موج p در این سه ناحیه بسیار مشابه یکدیگر است.

در هیچ یک از تحقیقات انجام شده در این زمینه، تعیین موقعیت و شناسایی کانون مولد تاکیکاردی، تنها بر اساس اطلاعات استخراج شده از سیگنال ECG صورت نپذیرفته و داده و اطلاعات جانبی دیگری نیز مورد استفاده قرار گرفته است. در برخی مطلعات دیگر نیز الگوریتم‌های پیشنهادی براساس تجربیات پزشکان متخصص و مورفولوژی موج P موقعیت کانون مولد تاکیکاردی را به‌صورت غیراتوماتیک تعیین کرده‌اند. از طرفی استفاده از الگوریتم‌های اتوماتیک پیشنهادی در این زمینه به‌دلیل استفاده از ابزارهای جانبی (نیم تنه با الکترودهای فراوان، تصاویر اولتراسوند یا MRI و ...) برای بیمار مشکلات و هزینه‌های اضافی ایجاد می‌کنند. هرچند میانگین صحت برخی از این الگوریتم‌ها بیشتر از میانگین صحت پژوهش حاضر است، اما در این روش موقعیت کانون مولد تاکیکاردی تنها براساس اطلاعات سیگنال ECG تعیین شده است. پیشنهاد می شود در مراحل بعدی پژوهش با افزایش تعداد بیماران، استفاده از الگوریتم های استخراج ویژگی و یا الگوریتم های هوشمند یادگیری ماشین، سیگنال ECG با دقت بیشتری مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرد تا صحت نتایج افزایش یابد (۱۹).

نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده در این پژوهش، این فرضیه را تحقق می بخشد که با استخراج اطلاعات مناسب از سیگنال ECG می توان موقعیت کانون نابجا را در آریتمی تاکیکاردی کانونی دهلیزی، قبل از جراحی تا حد مطلوبی پیش بینی کرد و پزشک را در پیدا کردن ناحیه این کانون راهنمایی نمود. همچنین بدین وسیله مدت زمان جراحی و تحت تابش اشعه x قرار گرفتن بیمار و هزینه‌های درمان را به مقدار قابل توجهی کاهش داد.

تشکر و قدردانی

هیچ کدام از نویسندگان این مقاله، افراد یا سازمان ها تعارض منافعی برای انتشار این مقاله ندارند و هیچ سازمانی منابع مالی و تامین کننده بودجه این پژوهش نمی باشد.

منابع

1.Fogoros R. Electrophysiologic Testing. Tehran: Mirmah Publication. Tehran arrhythmia Center. 3rd ed. 1998;5-17. ISBN: 9789648115130.
2.Eslami M, Bagherzadeh A. Fundamentals of Cardiac Electrophysiology. Tehran: Iran Behdasht publication. 2010. ISBN: 9789640466179.
3.Kistler P M, Roberts-Thomson K C, Haqqani H M, Fynn S P. 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 (JACC). 2006;48(5):1010-1017.
4.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 (JCardioEP), 2009;20(6):706-709.
5.Shah A J, Lim H S, Yamashita S, Zellerhoff S, Berte B, et. Al. Non-invasive ECG mapping to guide catheter ablation. Journal of atrial fibrillation (JAFIB). 2014;7(3): 31-38.
6.Alday E A P, Colman M A, Langley P, Butters T D, et. al. A New Algorithm to Diagnose Atrial Ectopic Origin from Multi Lead ECG Systems - Insights from 3D Virtual Human Atria and Torso. PLOS Computational Biology (PLOS Comput. Biol). 2015;11(1):1–15.
7.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.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]

8.Provost J, Costet A, Wan E, Gambhir A, Whang, et. al. Assessing the atrial electromechanical coupling during atrial focal tachycardia, flutter, and fibrillation using electromechanical wave imaging in humans, Computers in biology and medicine. 2015; 65:161-167.
9.Ramanathan C, Ghanem R N, Jia P, et. al. Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia. Nature medicine. 2004;10(4):422-428.
10.Uhm J S, Shim J, Wi J, Mun H S, Pak H N, Lee M, et. al. An electrocardiography algorithm combined with clinical features could localize the origins of focal atrial tachycardias in adjacent structures. Europace (EP). 2014;16(7):1061-1068.
11.Pan, J, Tompkins W J. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1985;32(3): 230-236.
12.Debnath, T, Hasan M, Biswas T. Analysis of ECG signal and classification of heart abnormalities using Artificial Neural Network. In 2016 9th International Conference on Electrical and Computer Engineering (ICECE). 2016;353-356.
13.Mallat S G, & Zhang Z. Matching pursuits with time-frequency dictionaries. IEEE Trans. Signal Process. 1993;41(12): 3397-3415.
14.Figueiredo M A, Nowak R D, Wright S J. Gradient projection for sparse reconstruction: Application to compressed sensing and other inverse problems. IEEE JSTSP. 2007;1(4):586-597.
15.Shayestenia N, keshavarz A, Rostami H. Investigation of Gradient Image Algorithm for Sparse Reconstruction (GPSR). Conference on Computer Engineering and Sustainable Development with a focus on computer networks, modeling and systems security, Mashhad, Iran. 2013;121-129.
16.Yang J, Peng Y, Xu W, Dai Q. Ways to sparse representation: an overview. Science China Information Sciences. 2009; 52(4):695-703.
17.Rodriguez F, Sapiro G. Sparse representations for image classification: Learning discriminative and reconstructive non-parametric dictionaries, IMA Preprint Series # 2213, University of Minnesota, 2008;612–626.
18.Wright J, Yang A Y, Ganesh A, Sastry S, Ma Y. Robust face recognition via sparse representation. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence. 2008;31(2):210-227.
19.Mohammadi F, Sheikhani A, Razzazi F, & Ghorbani sharif A. Non-Invasive Localization of the Ectopic Foci of Focal Atrial Tachycardia by Using ECG Signal based Sparse Decomposition Algorithm. Journal of Biomedical Signal Processing and Control. 2021;70:1-10.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-11]

[DOI: 10.61186/sjku.28.6.12]