

ارائه روشی بر مبنای تبدیل دو خطی سودو ویگنر - ویل^۱ جهت تشخیص آریتمی های قلبی

محمد سجاد محمدیان ارشتناب^آ، رضا حسن نژاد قدیم^{ب*}

^آ ایران، تبریز، بلوار ۲۹ بهمن، دانشگاه تبریز، دانشکده مهندسی مکانیک، کد پستی ۱۴۷۶۶-۵۱۶۶۶، دانشجو.

^ب ایران، تبریز، بلوار ۲۹ بهمن، دانشگاه تبریز، دانشکده مهندسی مکانیک، کد پستی ۱۴۷۶۶-۵۱۶۶۶، دانشیار.

*پست الکترونیکی نویسنده مسئول: hassannejhad@tabrizu.ac.ir

چکیده

در این پژوهش، با هدف شناسایی آریتمی‌های بطنی با ریتم کند^(۲) (IVR)، فلاتر دهلیزی^(۳) (AFL) و فیبریلاسیون دهلیزی^(۴) (AFIB)، پردازش سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام مبتنی بر داده‌های MIT-BIH انجام شده است. ابتدا سیگنال‌ها پیش‌پردازش شدند تا نویزهای خطوط برق، حرکات عضلانی و تغییرات پایه حذف و شکل اصلی موج قلبی حفظ شود. سپس پیک‌های R با الگوریتم مناسب شناسایی و به‌عنوان مرجع مراحل بعدی به کار رفته اند. با تعیین موقعیت پیک‌های R، موج‌های Q و S استخراج و حدود دقیق کمپلکس QRS مشخص گردیده شده. نقاط آغاز Q و پایان S برای تعیین بازه فعالیت بطنی و محدوده موج P برای تحلیل دهلیزی به کار گرفته شده است.

نوآوری اصلی این پژوهش در روش تفکیک سیگنال است. برخلاف رویکردهای مرسوم حوزه زمان-فرکانس، مؤلفه‌های ECG در حوزه زمان و بر پایه مرزبندی دقیق موج‌ها از یکدیگر جدا شدند. امواج P، QRS و T به‌صورت مجزا و بدون هم‌پوشانی فرکانسی استخراج و ویژگی‌های اختصاصی هر مؤلفه در حوزه فرکانس محاسبه شده که موجب افزایش دقت تشخیص شده است. این ساختار دومرحله‌ای شامل تفکیک زمانی و تحلیل فرکانسی، با کاهش تداخل بین امواج، کارایی بالاتری نسبت به روش‌های مستقیم زمان-فرکانس ایجاد کرد. در ادامه، یک ضریب نماینده شامل امواج P و QRS انتخاب و تبدیل سودو ویگنر-ویل (PWV) بر آن اعمال شده تا نمایش زمان-فرکانس دقیقی حاصل شود. ویژگی‌های آماری و زمان-فرکانسی استخراج‌شده به‌عنوان شاخص‌های متمایزکننده برای تفکیک سیگنال‌های نرمال و آریتمی‌های هدف استفاده شده است. نتایج بیانگر کارایی بالای ترکیب پاک‌سازی، جداسازی زمانی و تحلیل PWV در شناسایی خودکار اختلالات قلبی است.

کلمات کلیدی: سودو ویگنر-ویل؛ آریتمی بطنی با ریتم کند؛ فلاتر دهلیزی؛ فیبریلاسیون دهلیزی

^۱ Pseudo wigner_ville distribution

^۲ Idioventricular Rhythm

^۳ Atrial Flutter

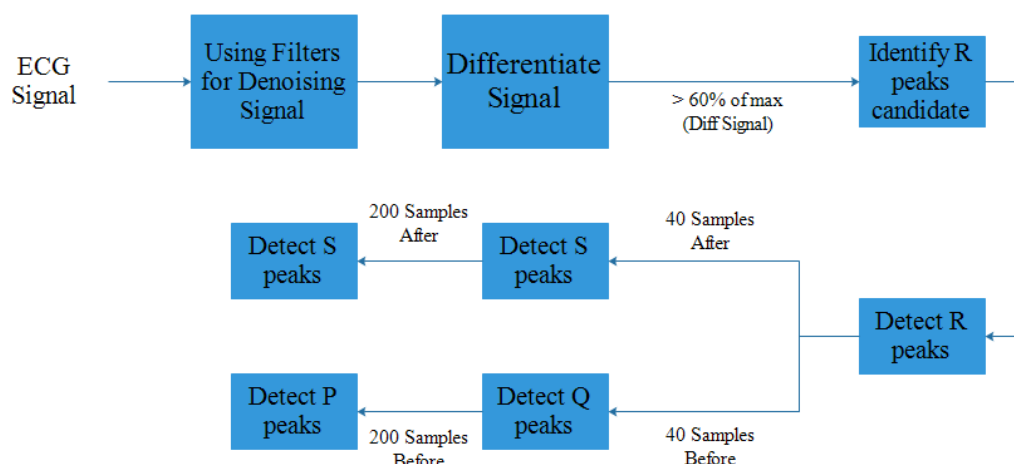
^۴ Atrial Fibrillation

۱- مقدمه

آریتمی‌های قلبی از مهم‌ترین اختلالات الکتریکی قلب هستند و تشخیص نادرست یا تأخیر در شناسایی آن‌ها می‌تواند به عوارضی مانند کاهش برون‌ده قلبی، سنکوپ، سکته مغزی و حتی مرگ ناگهانی منجر شود. طی سال‌های اخیر، کاربرد روش‌های پردازش سیگنال و یادگیری ماشین در تشخیص بیماری‌های قلبی رشد قابل توجهی داشته و مطالعات مختلف نشان داده‌اند که تحلیل خودکار سیگنال ECG می‌تواند روشی دقیق و غیرتهاجمی برای شناسایی اختلالات قلبی باشد. مدل‌های مبتنی بر یادگیری عمیق مانند شبکه‌های CNN با دقتی بیش از ۹۰٪ عملکرد بسیار مطلوبی داشته‌اند [۱] و پژوهش‌های دیگر نیز بر اهمیت پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و انتخاب الگوریتم مناسب تأکید کرده‌اند [۲]. همچنین بیان شده است که ترکیب تحلیل‌های حوزه زمان، فرکانس و زمان-فرکانس قابلیت تفکیک بالاتری ایجاد می‌کند [۳] و روش‌هایی نظیر Random Forest و CNN علاوه بر دقت بالا، از نظر پیچیدگی محاسباتی برای کاربردهای عملی نیز مناسب هستند [۴]. افزون بر این، تحلیل ویژگی‌های ساختاری سیگنال مانند بازه ST و کمپلکس QRS نقش مهمی در پیش‌بینی زود هنگام ناهنجاری‌های قلبی دارد [۵]. سیگنال ECG به‌عنوان ابزار اصلی پایش الکتروفیزیولوژی قلب، اطلاعات ارزشمندی درباره فعالیت دهلیزی و بطنی ارائه می‌دهد، اما وجود نویزها، آرتیفکت‌های حرکتی و تغییرات خط پایه موجب می‌شود که استخراج دقیق اطلاعات تنها با روش‌های کلاسیک امکان‌پذیر نباشد. بنابراین، پیش‌پردازش و تفکیک اجزای اصلی سیگنال مانند امواج P و کمپلکس QRS و نیز تعیین دقیق نقاط شروع و پایان موج‌ها برای تحلیل ساختاری و استخراج ویژگی ضروری است. داده‌های استفاده‌شده در این پژوهش شامل ۱۰ نمونه سالم، ۱۰ نمونه فلاتر دهلیزی، ۱۰ نمونه فیبریلاسیون دهلیزی و ۹ نمونه آریتمی بطنی با ریتم کند از پایگاه MIT-BIH هستند. در سال‌های اخیر، استفاده از روش‌های ترکیبی پردازش سیگنال و تحلیل زمان-فرکانس موجب افزایش قابل توجه دقت تشخیص آریتمی‌ها شده است؛ به‌ویژه تکنیک‌هایی مانند تبدیل PWV که امکان مشاهده هم‌زمان تغییرات دامنه و فرکانس را فراهم کرده و زمینه استخراج ویژگی‌های دقیق‌تر و قابل تفکیک را ایجاد می‌کنند.

۲- ارائه روش برای تجزیه سیگنال ECG و پردازش آن

سیگنال ECG شامل امواج P، Q، R، S و T است که کنار هم قرار گرفتن آن‌ها یک ضربان قلب را شکل می‌دهد. امواج QRS، P و T همگی در بازه فرکانسی حدود ۰ تا ۲۵ هرتز قرار دارند، بنابراین تفکیک این امواج تنها در حوزه فرکانس بسیار دشوار و عملاً غیرممکن است. با این حال، جداسازی این امواج در حوزه زمان و تحلیل هر موج به‌صورت مجزا امکان مقایسه آسان‌تر بین نمونه‌های سالم و بیمار را فراهم می‌کند. در این پژوهش، روش مورد استفاده به این صورت است که ابتدا موج R، سپس موج Q و S و در نهایت موج P و T شناسایی می‌شوند. موج R همواره بزرگ‌ترین دامنه نوسانات را دارد و با بهره‌گیری از این ویژگی، امواج ECG در حوزه زمان جداسازی می‌شوند. فلوچارت این روند در شکل (۱-۲) نشان داده شده است.



شکل ۱-۲. فلوچارت تجزیه سیگنال ECG

برای استخراج ویژگی از این امواج بدست آمده برای تشخیص بیماری از تبدیل سودو ویگنر-ویل استفاده می‌شود. برای این کار ۴ نوع از سیگنال ECG مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته می‌شوند، که این سیگنال‌ها عبارت‌اند از سیگنال NSR، IVR، AFL و AFib. سیگنال ECG به صورت یک سیگنال انرژی محدود $x(t)$ در نظر گرفته می‌شود و برای جلوگیری از اثر مولفه‌های منفی و افزایش دقت تحلیل زمانی - فرکانسی، آنالیتیک متناظر آن به صورت زیر می‌باشد :

$$x_a(t) = x(t) + j\mathcal{H}\{x(t)\} \quad (۱)$$

و همچنین تبدیل سودو ویگنر-ویل نیز به صورت زیر تعریف می‌شود :

$$PWV_x(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} g(\tau) x_a\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x_a^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (۲)$$

در فورمول (۲) تابع هموار ساز موجب کاهش ترم‌های تداخلی و افزایش پایداری PWV نسبت به WVD می‌شود، در حالی که تفکیک پذیری زمانی - فرکانسی بالا همچنان حفظ می‌گردد. برای استخراج انرژی سیگنال در حوزه فرکانس، PWV در بازه زمانی مد نظر انتگرال گرفته می‌شود :

$$E(f) = \int_{t_1}^{t_2} PWV_x(t, f) dt \quad (۳)$$

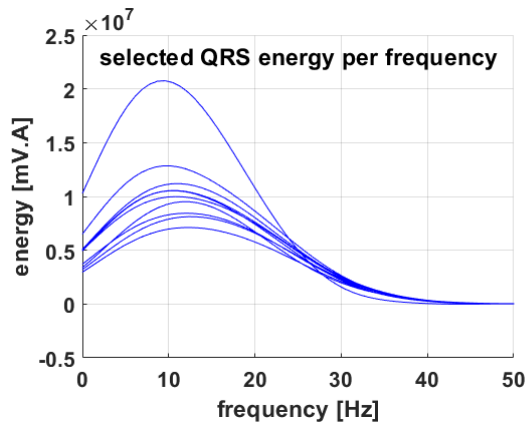
این کمیت نمایان گر توزیع انرژی سیگنال در حوزه فرکانس است و امکان تحلیل دقیق انرژی مولفه‌های گذرا مانند امواج QRS، P و T را فراهم می‌کند. به طور کلی سیگنال‌های ECG غیر ایستا و شامل رخداد‌های گذرای کوتاه مدت است. تبدیل سودو ویگنر-ویل بدلیل برخورداری از تفکیک پذیری زمانی - فرکانسی بالا و کاهش کنترل شده ترم‌های تداخلی، قادر است تغییرات لحظه‌ای انرژی موج‌های مختلف سیگنال مد نظر را با دقت و پایداری مناسب نمایش دهد. این ویژگی‌ها تبدیل سودو ویگنر-ویل را از سایر روش‌های مبتنی بر پنجره مانند تبدیل فوریه زمان کوتاه برای تحلیل سیگنال ECG مناسب تر می‌سازد.

۳- نتایج

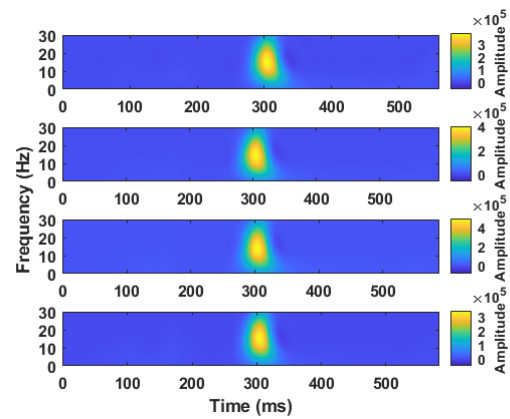
۳-۱ سیگنال سینوسی نرمال (NSR)^۵

همانطور که در شکل (۳-۱) قابل مشاهده است، تبدیل PWV از QRS نمونه سالم به صورت متمرکز و بیشتر تخم مرغی است. با توجه به شکل (۳-۲) موج‌های QRS برای نمونه سالم اغلب پرنرژی هستند. برای ارزیابی درستی فرکانس‌های غالب QRS، مقادیر استخراج‌شده با بازه‌های گزارش‌شده در منابع معتبر مقایسه شده است. بیشترین انرژی در نمونه‌های این مطالعه در بازه ۹/۵ تا ۱۲ هرتز قرار گرفته که با محدوده‌های ۵ تا ۱۵ هرتز گزارش‌شده توسط لاگونا و همکاران [۶] و ۵ تا ۱۸ هرتز در مطالعه همیلتون و تامپکینز [۷] مطابقت دارد. همچنین، الگوریتم Pan-Tompkins نیز از باند ۵ تا ۱۲ هرتز برای استخراج QRS استفاده می‌کند [۸]. این هم‌پوشانی نشان می‌دهد که نتایج این پژوهش از نظر طیفی معتبر و قابل اتکاست. قابل توجه است بدلیل کمبود جا تنها چهار مورد از عکس‌های تبدیلات سودو ویگنر-ویل آورده شده اما نمودارهای انرژی بر حسب فرکانس برای تمامی نمونه‌ها رسم شده است.

^۵ Normal Sinus Rhythm



ب



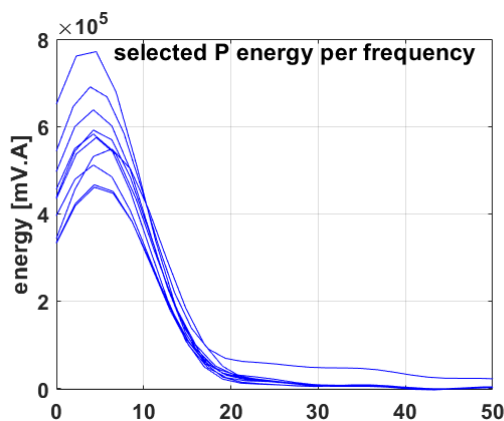
الف

شکل ۳-۱. الف) تبدیل PWV از QRS سالم ، شکل ۳-۱. ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانس برای QRS سالم

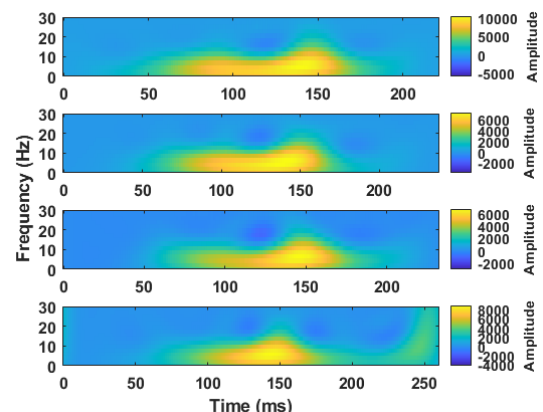
جدول ۳-۱ فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در سیگنال و طول QRS سالم

نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
فرکانس	۱۰/۷۵	۱۰/۱۴	۹/۳۸	۱۲/۰۶	۱۲/۴۱	۹/۵۷	۱۰/۸۵	۱۱/۵۳	۱۱/۳۰	۱۲/۲۹
طول موج	۰/۰۴۷۲	۰/۰۵	۰/۰۴۷۲	۰/۰۴۷۲	۰/۰۴۷۲	۰/۰۵۸۳	۰/۰۴۷۲	۰/۰۵۸۲	۰/۰۴۷۲	۰/۰۴۷۲

با توجه به شکل (۳-۲. الف) مشاهده می‌شود که توزیع انرژی برای موج P نمونه سالم، بر خلاف موج QRS، به صورت پراکنده است که نشان‌دهنده پهنای این موج می‌باشد. شکل (۳-۲. ب) نشان می‌دهد که موج‌های P نسبت به موج‌های QRS انرژی کمتری دارند. طبق جدول (۳-۲)، بیشترین انرژی موج P در فرکانس‌های ۴ تا ۴/۵ هرتز قرار دارد و طول این امواج حدود ۰/۲۱ تا ۰/۲۶ ثانیه است. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که دامنه طیفی موج P معمولاً در محدوده ۴-۶ هرتز قرار دارد [۹] و طول موج P در افراد سالم حدود ۰/۱۶-۰/۲۵ ثانیه گزارش شده است [۱۰]. بنابراین، پراکندگی انرژی، دامنه کمتر نسبت به QRS و بازه فرکانسی موج P در این مطالعه با یافته‌های فیزیولوژیک و طیفی پیشین سازگار بوده و نتایج از نظر علمی معتبر محسوب می‌شوند.



ب



الف

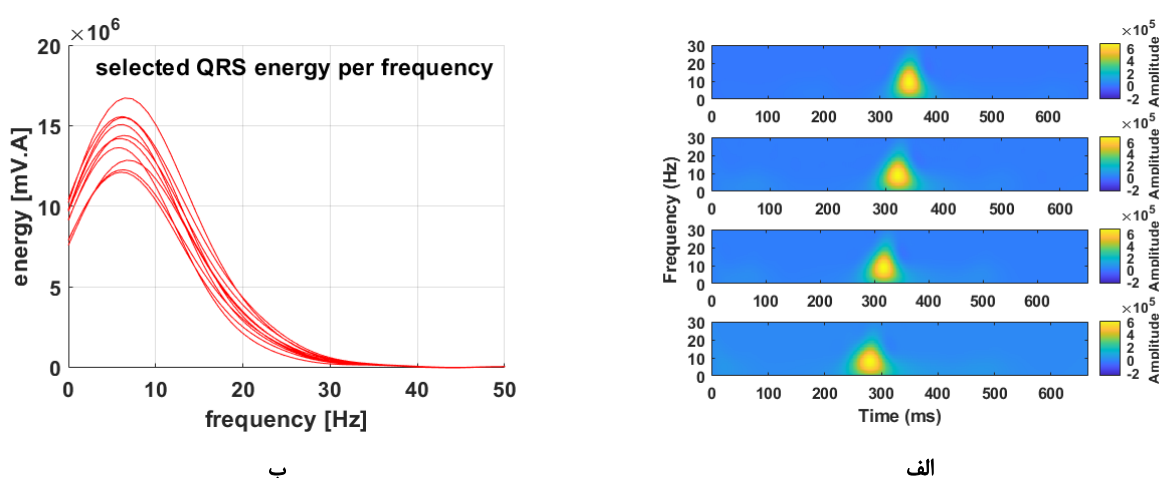
شکل ۳-۲. الف) تبدیل PWV از موج P سالم ، شکل ۳-۲. ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانس موج P سالم

جدول ۳-۲ فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در نمونه سالم و طول موج P سالم

نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
فرکانس	۳/۹۵	۴/۳۳	۴/۲۳	۴/۴۴	۳/۷۱	۴/۵۵	۳/۹۵	۴/۸۰	۴/۴۴	۴/۶۷
طول موج	۰/۲۵۸	۰/۲۳۰	۰/۲۳۹	۰/۲۲۷	۰/۲۶۹	۰/۲۱۹	۰/۲۵۵	۰/۲۱۱	۰/۲۲۷	۰/۲۱۶

۳-۲ سیگنال آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی (AFIB)

تبدیل PWV برای فیبریلاسیون دهلیزی به صورت مثلثی است و امواج QRS همانند نمونه سالم پراثری دیده می‌شوند. طبق جدول (۳-۳)، بیشترین انرژی سیگنال در محدوده فرکانسی ۶/۵ تا ۶ هرتز و طول QRS حدود ۰/۱۴ تا ۰/۲ ثانیه است. این مقادیر با بازه‌های گزارش شده برای فرکانس غالب و طول QRS در بیماران با این آریتمی (۵-۱۵ هرتز، ۰/۱۶-۰/۲۵ ثانیه) هم‌خوانی دارد [۸].

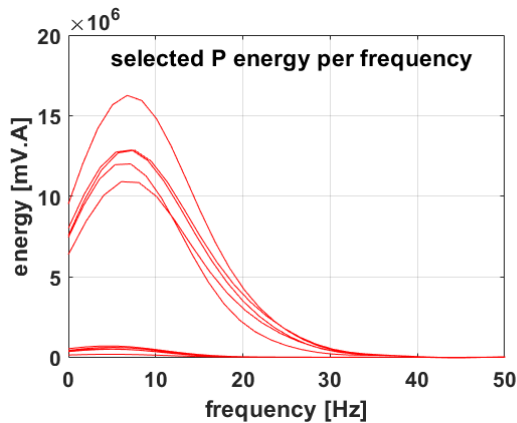


شکل ۳-۲. (الف) تبدیل PWV از QRS سیگنال فیبریلاسیون دهلیزی، شکل ۳-۲. (ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانس سیگنال آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی

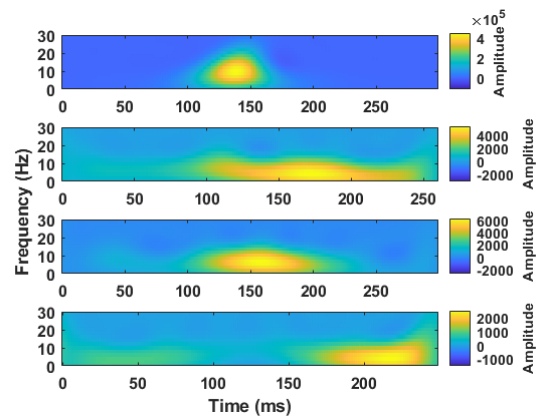
جدول ۳-۳ فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در سیگنال و طول QRS آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی

نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
فرکانس	۶/۳۹	۶/۳۰	۵/۹۷	۶/۶۹	۵/۹۷	۶/۳۵	۶/۱۶	۶/۵۵	۶/۳۰	۶/۲۳
طول موج	۰/۰۸۳	۰/۱۶۱	۰/۱۵۸	۰/۱۲۷	۰/۲۰۰	۰/۱۶۹	۰/۲۰۲	۰/۱۵۵	۰/۱۸۶	۰/۱۳۹

با توجه به شکل (۳-۴.الف)، توزیع انرژی موج P در نمونه‌های آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی به صورت پراکنده مشاهده می‌شود. شکل (۳-۴.ب) نشان می‌دهد که غالب امواج P تشخیص داده شده توسط الگوریتم، انرژی بسیار کمی دارند. طبق جدول (۳-۴)، طول این امواج حدود ۰/۲۵ تا ۰/۳ ثانیه است. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که موج P در افراد سالم طولی حدود ۰/۱۶-۰/۲۵ ثانیه دارد و در بیماران با فیبریلاسیون دهلیزی غالباً دامنه انرژی این موج کاهش می‌یابد [۹] [۱۰]. پراکندگی انرژی و کاهش دامنه موج P مشاهده شده در این مطالعه نشان می‌دهد که الگوریتم جداسازی سیگنال ECG توانسته ویژگی‌های اصلی موج P حتی در حضور اختلالات دهلیزی را به درستی استخراج کند.



ب



الف

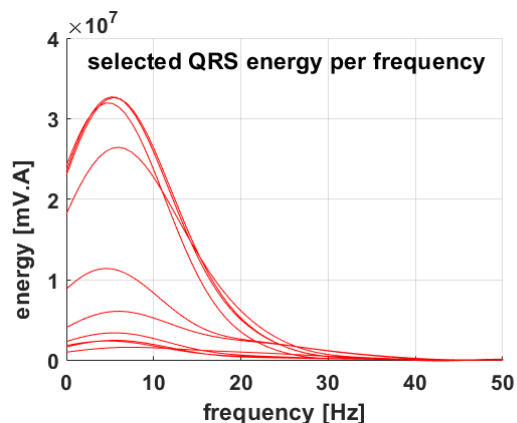
شکل ۳-۴. الف) تبدیل PWV از P سیگنال فیبریلاسیون دهلیزی، شکل ۳-۴. ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانس سیگنال آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی موج P

جدول ۳-۴ فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در سیگنال و طول P آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی

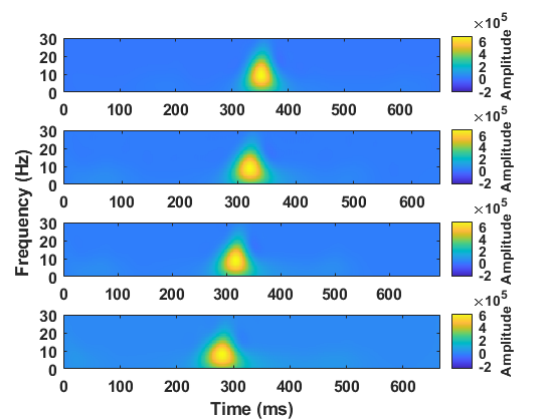
نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
فرکانس	۳/۸۷	۵/۳۴	۸/۶۷	۶/۲۱	۶/۸۵	۳/۳۱	۳/۳۶	۷/۹۱	۷/۱۲	۵/۳۴
طول موج	۰/۲۶۱	۰/۲۸۰	۰/۲۳۰	۰/۲۴۱	۰/۲۹۱	۰/۳۰۲	۰/۳۰۰	۰/۲۵۲	۰/۲۸۰	۰/۲۸۳

۳-۳ بیماری فلوتر دهلیزی (AFL)

با توجه به شکل (۳-۵. الف)، تبدیل PWV برای آریتمی فلاتر بطنی ساختاری مثلثی دارد و مطابق شکل (۳-۵. ب) امواج QRS از انرژی بالایی برخوردارند. براساس جدول (۳-۵)، بیشترین انرژی این سیگنال به صورت پراکنده و در بازه فرکانسی حدود ۴ تا ۷ هرتز دیده می‌شود و طول کمپلکس QRS نیز حدود ۰/۱۵ ثانیه است. طبق منابع معتبر فیزیولوژی، فرکانس غالب QRS معمولاً در محدوده ۵ تا ۱۵ هرتز قرار دارد و طول این کمپلکس بین ۰/۱۰ تا ۰/۲۵ ثانیه گزارش شده است [۱۳] با توجه به این، داده های بدست آمده قابل اعتماد هستند.



ب



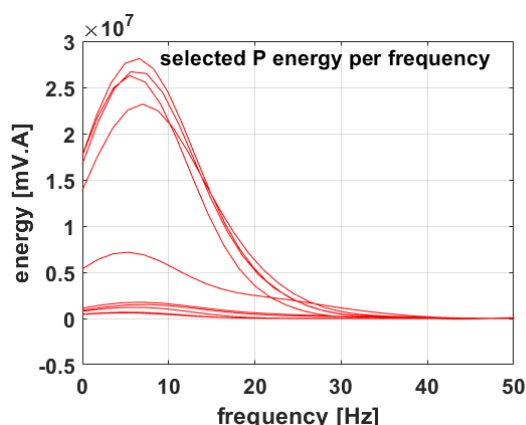
الف

شکل ۳-۵. الف) تبدیل PWV از QRS سیگنال فلاتر دهلیزی، شکل ۳-۵. ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانس سیگنال فلاتر دهلیزی

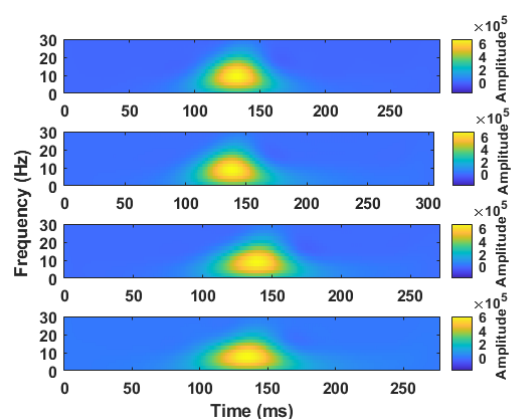
جدول ۵-۳: فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در سیگنال و طول QRS آریتمی فلاتر دهلیزی

نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
فرکانس	۵/۸۳	۵/۵۶	۵/۰۶	۴/۶۷	۶/۱۲	۵/۰۷	۷/۴۶	۵/۵۱	۴/۸۸	۵/۲۱
طول موج	۰/۱۳۶	۰/۱۵۲	۰/۱۶۴	۰/۱۶۱	۰/۱۳۳	۰/۱۶۶	۰/۱۳۱	۰/۱۷۲	۰/۱۶۱	۰/۰۳۹

با توجه به شکل (۳-۶. الف) توزیع انرژی در موج P برای فلاتر دهلیزی غالباً به صورت متمرکز مشاهده شده است و با توجه به شکل (۳-۶. ب) نسبت به آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی حداقل ۱۰ برابر از موج P آن قوی تر است. با توجه به جدول (۳-۶) طول موج P در حدود ۰/۲۱ تا ۰/۳ ثانیه است.



ب



الف

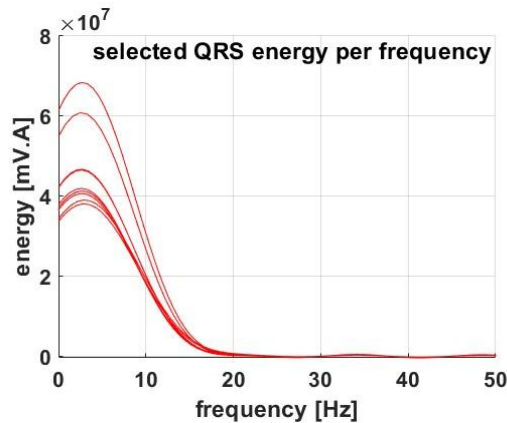
شکل ۳-۶. الف) تبدیل PWV از P سیگنال فلاتر دهلیزی، شکل ۳-۶. ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانسی سیگنال آریتمی فلاتر دهلیزی موج P

جدول ۵-۳: فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در سیگنال و طول QRS آریتمی فلاتر دهلیزی

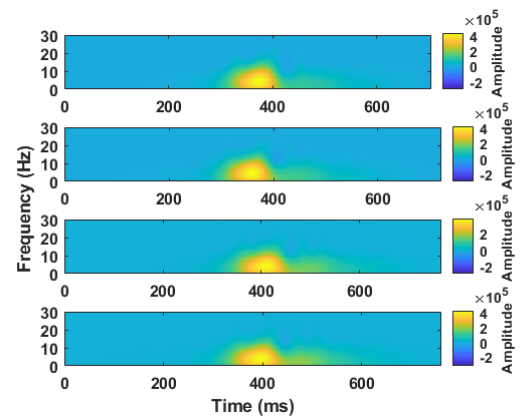
نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	۱۰
فرکانس	۵/۸۳	۵/۵۶	۵/۰۶	۴/۶۷	۶/۱۲	۵/۰۷	۷/۴۶	۵/۵۱	۴/۸۸	۵/۲۱
طول موج	۰/۱۳۶	۰/۱۵۲	۰/۱۶۴	۰/۱۶۱	۰/۱۳۳	۰/۱۶۶	۰/۱۳۱	۰/۱۷۲	۰/۱۶۱	۰/۰۳۹

۳-۴ آریتمی بطنی با ریتم کند (IVR)

با توجه به شکل (۷-۳. الف)، تبدیل PWV برای آریتمی بطنی با ریتم کند پهن تر و نزدیک به کف مشاهده می‌شود، در حالی که شکل (۷-۳. ب) نشان‌دهنده QRS های پر قدرت است. طبق جدول (۷-۳)، بیشترین انرژی سیگنال در فرکانس‌های ۲/۵ تا ۲/۷ هرتز و طول QRS حدود ۰/۲۲ ثانیه است و امواج P در این نمونه شناسایی نشدند که این با ماهیت آریتمی بطنی با ریتم کند و حذف موج P سازگار است. در آریتمی‌های فیبریلاسیون و فلاتر دهلیزی نیز موج P وجود ندارد و به جای آن امواج F ظاهر می‌شوند، با این تفاوت که انرژی این امواج در فیبریلاسیون دهلیزی کمتر از فلاتر دهلیزی است. این یافته‌ها با رفرنس‌های پزشکی [۱۱-۱۳] و عملکرد الگوریتم جداسازی ECG کاملاً هم‌خوانی دارند. بر اساس ویژگی‌های استخراج‌شده می‌توان آریتمی‌ها را به صورت زیر تشخیص داد. اگر طول QRS حدود ۰/۲ ثانیه و فرکانس انرژی غالب بین ۲/۲ تا ۲/۷ هرتز باشد و امواج P شناسایی نشود، نمونه آریتمی بطنی با ریتم کند است؛ اگر انرژی QRS در فرکانس‌های فشرده ۶/۵ تا ۶ هرتز باشد و امواج P کم‌انرژی باشند، نمونه آریتمی فیبریلاسیون دهلیزی است؛ و اگر انرژی QRS در فرکانس‌های غیرفشرده ۴ تا ۷/۵ هرتز باشد و امواج P پرانرژی باشند، نمونه آریتمی فلاتر دهلیزی است.



ب



الف

شکل ۳-۷. الف) تبدیل PWV از QRS سیگنال آریتمی بطنی با ریتم کند، شکل ۳-۷. ب) نمودار انرژی بر حسب فرکانس سیگنال آریتمی بطنی کند موج QRS

جدول ۳-۷ فرکانس متناظر با بیشترین انرژی موجود در سیگنال و طول QRS آریتمی بطنی با ریتم کند

نمونه	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹
فرکانس	۲/۸۴	۲/۷۸	۲/۶۱	۲/۶۳	۲/۶۵	۲/۶۳	۲/۷۸	۲/۴۵	۲/۶۳
طول موج	۰/۲۲	۰/۱۹	۰/۲۲	۰/۲۱	۰/۲۲	۰/۲۲	۰/۲۲	۰/۲۱	۰/۲۲

مراجع

1. Automated Detection of Cardiovascular Diseases by Deep Learning using ECG Signals (2020).
2. ECG Signal Processing for Recognition of Cardiovascular Diseases : A Survey (2017).
3. ECG Signal Feature Extraction Trends in Methods and Applications (2023).
4. Machine Learning-based Detection of Cardiovascular Disease Using ECG Signals (2023).
5. Significance of Features from Biomedical Signals in Heart Monitoring (2022).
6. P. Laguna, R. Jané, and P. Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 45, no. 6, pp. 658–667, 1998.
7. P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS morphology for ventricular arrhythmia recognition," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 33, no. 12, pp. 1157–1165, 1986.
8. J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 32, no. 3, pp. 230–236, 1985.
9. Dauer R. et al., *Spectral characteristics of the P-wave in normal ECGs*, Journal of Electrocardiology, 2010
10. Macfarlane P.W., *Comprehensive Electrocardiology*, Springer, 2014.
11. Goldberger, A. L., et al. Goldberger's Clinical Electrocardiography: A simplified Approach, 9th Edition, Elsevier, 2018.
12. Zipes, D. P., Jalife, J., Cardiac Electrophysiology : From Cell to Bedside, 7th Edition, Elsevier, 2018.
13. Lilly, L. S., Pathophysiology of Heart Disease , 7th Edition , 2016.